



HAL
open science

Solution de mobilité personnelle basée sur une stratégie de collaboration Conducteur/Véhicule/Environnement

Tafsut Tagnithammou

► **To cite this version:**

Tafsut Tagnithammou. Solution de mobilité personnelle basée sur une stratégie de collaboration Conducteur/Véhicule/Environnement. Interface homme-machine [cs.HC]. Université Paris-Saclay, 2021. Français. NNT : 2021UPASG046 . tel-03358424

HAL Id: tel-03358424

<https://theses.hal.science/tel-03358424>

Submitted on 29 Sep 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Solution de mobilité personnelle basée
sur une stratégie de collaboration
Conducteur/Véhicule/Environnement

Personal mobility solution based on a
collaboration strategy
Driver/Vehicle/Environment

Thèse de doctorat de l'université Paris-Saclay

École doctorale n° 580, sciences et technologies de
l'information et de la communication (STIC)

Spécialité de doctorat : Robotique

Unité de recherche : Université Paris-Saclay, UVSQ, LISV, 78124, Vélizy
-Villacoublay, France.

Référent : Université de Versailles-Saint-Quentin-en-Yvelines

Thèse présentée et soutenue à Paris-Saclay, le 13/07/2021, par

Tafsut TAGNITHAMMOU

Composition du Jury

Samia Bouchafa-Bruneau

Professeur des universités, Université d'Evry

Présidente

Patrick Henaff

Professeur, Université de Lorraine

Rapporteur & Examineur

Yann Morère

Maître de conférences, Université de Lorraine

Rapporteur & Examineur

Marie Babel

Maître de conférences, INSA de Rennes

Examinatrice

Direction de la thèse

Éric Monacelli

Professeur des universités, Université de Versailles-Saint-
Quentin-En-Yvelines

Directeur de thèse

Lambert Trénoras

Docteur / Président, Gyrolift

Co-Encadrant

tuteur en entreprise

Titre : Solution de mobilité personnelle basée sur une stratégie de collaboration Conducteur/Véhicule/Environnement

Mots clés : Mobilité, Interaction Homme/Machine, Stress, Architecture de contrôle, Instrumentation

Résumé : Le travail de cette thèse porte sur une nouvelle architecture d'assistance pour la solution de mobilité *Gyrolift*. Ce fauteuil roulant verticalisateur est l'intégration d'un module robotique sur une base gyropodique. Le dispositif offre un déplacement aussi bien assis que debout aux utilisateurs de fauteuils roulants.

D'abord, nous présentons le concept du Gyrolift avec une comparaison aux différentes solutions concurrentes. Ce dispositif est une forme d'orthèse qui offre une position debout avec les différents avantages physiologiques et psychologiques : amélioration de la fonction respiratoire, de la circulation sanguine, de la consolidation des os et une autonomie augmentée.

Une relation d'interaction Homme-Machine s'établit entre l'utilisateur et son Gyrolift. De par sa nouveauté, une appréhension peut être provoquée. Cet état émotionnel peut perturber l'équilibre et le bien-être du conducteur. Nous abordons cette problématique tout en montrant qu'un stress peut être ressenti par les utilisateurs du Gyrolift.

Ensuite, nous proposons une chaîne d'acquisition qui permet d'estimer l'état émotionnel du conducteur. De manière non-invasive, nous observons la variabilité de la fréquence cardiaque en utilisant une caméra grâce au principe de la photopléthymographie.

La solution proposée a été testée dans des conditions statiques et quasi-dynamiques afin de simuler l'utilisation du Gyrolift. Elle permet d'établir si l'utilisateur est "stressé" ou "relaxé". Nous avons présenté les résultats obtenus. Les travaux de recherche menés démontrent que l'utilisation d'une caméra pour estimer l'activité cardiaque d'une personne est possible afin de déterminer son état émotionnel.

Enfin, nous proposons une architecture de contrôle réactive pour le contrôle du Gyrolift. Elle permet d'assister, d'optimiser et de sécuriser l'utilisateur. Nous avons défini les différentes fonctionnalités du dispositif qui sont : la verticalisation ; la gestion de l'équilibre ; la gestion des béquilles pour le transfert ; gestion de l'autonomie et intégration de la partie contrôle via un boîtier de commande. Une hiérarchisation des fonctionnalités a été établie selon les cas d'usage.

Cette architecture est embarquée sur le prototype pré-industriel du Gyrolift qui sera commercialisé au courant de l'année 2021.



Title : Personal mobility solution based on a collaboration strategy Driver/Vehicle/Environment

Keywords : Mobility, Human/Machine interaction, Stress, Control architecture, Instrumentation

Abstract : The work of this thesis concerns an assistance architecture for a new mobility solution Gyrolift. This standing wheelchair is the integration of a robotic module on a gyropodic base. The device offers both seated and standing positions to wheelchair users.

First, we present the concept of the Gyrolift compared to different competing solutions. This device is similar to an orthosis which offers a standing position with various physiological and psychological advantages : improvement of the respiratory function, blood circulation, bone consolidation and increased autonomy.

A human-machine interaction is established between the user and the Gyrolift. Due to its novelty, a stress can be felt. This emotional state can disturb the balance and well-being of the driver. We addressed this issue by demonstrating that a stress can be felt by Gyrolift users.

Then, we proposed an acquisition chain which estimates the emotional state of the driver. We observe the heart rate variability using a non-invasive solution "camera" with the Photoplethysmography principle.

The proposed solution has been tested. in static and quasi-dynamic conditions in order to simulate the use of the Gyrolift. We can establish whether the user is "stressed" or "relaxed". We presented the obtained results. Research shows that it is possible to determine the emotional state using a camera by estimating the heart rate activity.

Finally, we proposed a reactive control architecture for the Gyrolift control. It assists, optimizes and secures the user. We defined the different functionalities of the device which are : verticalization ; managing balance ; controlling crutches for transfer ; autonomy management and integration of the control. A hierarchy of functionalities has been established according to the use cases.

The architecture is embedded in the last prototype of the Gyrolift which will be marketed in 2021.



Remerciements

Cette thèse a été réalisée à l'université Paris Saclay (Université de Versailles-Saint-Quentin-En-Yvelines), dans le cadre d'une convention CIFRE, gérée par l'Association Nationale de la recherche Technique (ANRT), et établie entre le Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes de Versailles (LISV) et la Société Gyrolift.

La réalisation de ce mémoire a été possible grâce au concours de plusieurs personnes à qui je voudrais témoigner toute ma gratitude.

En premier lieu, je tiens à remercier mon directeur de thèse, monsieur Éric Monacelli, pour la confiance qu'il m'a accordée en me proposant d'encadrer ce travail de recherche et pour ses multiples conseils. Qu'il trouve ici l'expression de toute ma reconnaissance pour ses encouragements.

Je souhaiterais exprimer ma profonde reconnaissance et gratitude à monsieur Lambert Trénoras de m'avoir encouragée et conseillée au travers de son expérience en tant que docteur et co-encadrant de thèse au sein de l'entreprise Gyrolift. Son énergie et sa confiance ont été des éléments moteurs pour moi. J'ai pris un grand plaisir à travailler avec lui.

J'adresse mes sincères remerciements à tous les membres de l'équipe Gyrolift et du laboratoire LISV, qui par leurs paroles, leurs écrits, leurs conseils et leurs critiques ont guidé mes réflexions durant mes recherches.

Je tiens à remercier les membres du jury de thèse pour le temps qu'ils ont consacré à l'examen de mon manuscrit et pour leurs différentes remarques pertinentes.

Ma reconnaissance va à ceux qui ont plus particulièrement assuré le soutien affectif, les piliers de ma vie : mes parents, mon grand frère et ma petite soeur. Malgré la distance, ma famille et mes amis qui, avec cette question récurrente, « quand est-ce que tu la soutiens ta thèse ? », bien qu'angoissante en période fréquente de doutes, m'ont permis de ne jamais dévier de mon objectif final. Merci d'avoir été là pour moi, je vous adore. Enfin je tiens à remercier du fond du coeur celui qui m'a toujours écouté et soutenu Arezki.

Table des matières

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1 | Introduction | 17 |
| 1.1 | Contexte et Problématique | 17 |
| 1.2 | Contexte industriel | 18 |
| 1.3 | Contexte scientifique | 19 |
| 1.4 | Problématique et objectif | 19 |
| 1.5 | Plan de la thèse | 21 |
| 2 | Gyrolift | 23 |
| 2.1 | Introduction | 23 |
| 2.1.1 | PMR & Handicap | 24 |
| 2.1.2 | Profils d'utilisateurs de fauteuils roulants | 25 |
| 2.2 | Revue des solutions existantes pour les PMR | 25 |
| 2.2.1 | Critères de choix d'un fauteuil roulant | 26 |
| 2.2.2 | Solutions de type fauteuil roulant classique | 26 |
| 2.2.3 | Discussion : Limitations des solutions de type fauteuil roulant classique | 30 |
| 2.2.4 | Solutions de type Gyropode | 31 |
| 2.3 | Solution Gyrolift | 34 |
| 2.3.1 | Conceptualisation du Gyrolift | 34 |
| 2.3.2 | Fonctionnalités du Gyrolift | 35 |
| 2.3.3 | Comparaison Gyrolift vs solutions concurrentes | 41 |
| 2.4 | Avantages du Gyrolift | 42 |
| 2.4.1 | Physiologiques | 42 |
| 2.4.2 | Psycho-sociaux | 47 |
| 2.4.3 | Autres avantages du Gyrolift | 47 |
| 2.5 | Conclusion | 48 |
| 3 | Interaction Homme - Machine | 49 |
| 3.1 | Introduction | 49 |
| 3.2 | L'utilité d'une analyse ergonomique | 51 |
| 3.3 | État émotionnel, « <i>Affects</i> » dans l'IHM | 54 |
| 3.3.1 | Relation entre l'état émotionnel et la satisfaction : <i>Affects et satisfaction</i> | 55 |

| | | |
|----------|--|------------|
| 3.3.2 | Relation entre les <i>Affects</i> et l'intention des usagers | 55 |
| 3.4 | L'appréhension & ses mécanismes | 56 |
| 3.4.1 | Approche générale | 56 |
| 3.4.2 | Les sources de l'appréhension | 57 |
| 3.4.3 | Les conséquences sur le sujet | 58 |
| 3.4.4 | L'appréhension et la conduite : Généralités | 59 |
| 3.5 | Appréhension & Handicap | 61 |
| 3.5.1 | Handicap et fauteuil roulant : Sources d'appréhension | 61 |
| 3.5.2 | Appréhension & Handicap | 62 |
| 3.6 | Un nouveau système d'équilibre, une nouvelle source d'appréhension ? | 63 |
| 3.7 | Verticalisation & Appréhension | 64 |
| 3.8 | Appréhension - Cas d'utilisation du Gyrolift | 65 |
| 3.9 | Problématique & Hypothèses | 66 |
| 3.10 | Conclusion | 67 |
| 4 | Stress : Étude théorique | 69 |
| 4.1 | Introduction | 69 |
| 4.1.1 | Activité cardiaque & stress | 69 |
| 4.1.2 | État de l'art des solutions de détection de stress | 73 |
| 4.1.3 | Objectif | 78 |
| 4.2 | Méthode générale : Chaîne d'acquisition | 79 |
| 4.2.1 | PhotoPléthymoGraphie | 79 |
| 4.2.2 | Méthode générale | 81 |
| 4.2.3 | Acquisition et formation du signal PPG : Chaîne d'acquisition | 81 |
| 4.2.4 | Filtrage | 87 |
| 4.2.5 | Extraction et correction des intervalles RR | 90 |
| 4.2.6 | Mesure de la VFC à travers PPG : Analogie PRV & VFC | 92 |
| 4.2.7 | VFC & Stress | 96 |
| 4.3 | Conclusion | 97 |
| 5 | Stress : Mise en application | 99 |
| 5.1 | Introduction | 99 |
| 5.1.1 | Chaîne de la classification | 100 |
| 5.1.2 | Méthodologie : Mise en application du protocole et création du modèle de classification | 100 |
| 5.2 | Expérimentation & résultats : Application | 102 |
| 5.2.1 | Étape 1 : Approche statique | 102 |
| 5.2.2 | Étape 2 : Amélioration des résultats de classification | 112 |
| 5.2.3 | Étape 3 : Approche quasi-dynamique | 115 |
| 5.3 | Discussion générale | 119 |
| 5.4 | Conclusion | 120 |
| 6 | Proposition d'une architecture de contrôle | 123 |
| 6.1 | Introduction | 123 |
| 6.2 | Système robotique et architecture de contrôle | 125 |
| 6.2.1 | Entité décisionnelle | 127 |
| 6.2.2 | Structure de l'architecture | 127 |

| | | |
|----------|--|------------|
| 6.2.3 | Comportement décisionnel | 130 |
| 6.2.4 | Adaptation dynamique | 133 |
| 6.3 | Vers une architecture multi-agents | 134 |
| 6.3.1 | Définitions | 134 |
| 6.4 | Gyrolift : Système multi-agents | 135 |
| 6.5 | Choix d'une architecture de contrôle Gyrolift | 136 |
| 6.5.1 | Critères | 136 |
| 6.5.2 | Hypothèse | 136 |
| 6.6 | Gyrolift – Modélisation | 137 |
| 6.6.1 | Différentes entités décisionnelles du Gyrolift | 137 |
| 6.6.2 | Système multi-agents embarqué (SMA-E) | 138 |
| 6.7 | Différents agents tâches du Gyrolift | 139 |
| 6.7.1 | Agent tâche gestion d'autonomie <i>AG1</i> | 139 |
| 6.7.2 | Agent tâche interaction <i>AG2</i> | 141 |
| 6.7.3 | Agent tâche recentrage <i>AG3</i> | 143 |
| 6.7.4 | Agent tâche verticalisation <i>AG4</i> | 157 |
| 6.7.5 | Agent tâche béquilles <i>AG5</i> | 161 |
| 6.7.6 | Agent tâche stress <i>AG6</i> | 163 |
| 6.8 | Gyrolift : Architecture de contrôle multi-agents | 165 |
| 6.8.1 | Configuration statique | 165 |
| 6.8.2 | Priorités des agents tâches | 166 |
| 6.8.3 | Analyse temporelle | 167 |
| 6.8.4 | Configuration dynamique | 170 |
| 6.9 | Discussion générale | 171 |
| 6.10 | Conclusion | 173 |
| 7 | Conclusion | 175 |
| 7.1 | Bilan du travail effectué | 175 |
| 7.1.1 | État du conducteur | 176 |
| 7.1.2 | Assistance du conducteur | 177 |
| 7.2 | Diffusion | 178 |
| 7.2.1 | Publications | 178 |
| 7.2.2 | Présentations et démonstrations auprès du public | 179 |
| 7.3 | Perspectives | 179 |
| 7.3.1 | Perspectives à court terme : extension des travaux effectués | 179 |
| 7.3.2 | Perspectives à long terme | 180 |
| A | Questionnaire Pré-expérimentation | 181 |
| B | Questionnaire Post-expérimentation | 185 |
| | Bibliographie | 191 |

Table des figures

| | | |
|------|--|----|
| 2.1 | Dessin du Confucius en fauteuil roulant (500 av. J.-C) | 27 |
| 2.2 | Fauteuil roulant manuel | 27 |
| 2.3 | Fauteuil roulant électrique | 27 |
| 2.4 | Fauteuil roulant électrique verticalisateur | 28 |
| 2.5 | Scoter pour PMR | 29 |
| 2.6 | L'Ibot | 29 |
| 2.7 | Contrôle avant/arrière | 31 |
| 2.8 | Contrôle gauche/droite | 31 |
| 2.9 | MarioWay | 32 |
| 2.10 | Genny Mobility | 32 |
| 2.11 | Nino robotics | 33 |
| 2.12 | Principe du Gyrolift | 34 |
| 2.13 | Passage de la position assise à debout | 35 |
| 2.14 | Position debout statique | 35 |
| 2.15 | Position debout mobile | 35 |
| 2.16 | Modèle biomécanique du Gyrolift | 36 |
| 2.17 | Estimation du centre de gravité | 37 |
| 2.18 | Contrôle avant-arrière | 37 |
| 2.19 | Guidon | 38 |
| 2.20 | Béquilles | 39 |
| 2.21 | Les bases gyropodiques existantes | 40 |
| 2.22 | Gyrolift vs solutions concurrentes | 41 |
| 2.23 | Système respiratoire | 42 |
| 2.24 | Système respiratoire | 43 |
| 3.1 | Système interactif | 49 |
| 3.2 | Représentation des différents principes en UX | 52 |
| 3.3 | Le modèle TAM dans sa première version | 55 |
| 3.4 | Illustration des différentes sources de stress quotidien | 57 |
| 3.5 | Influence du stress sur le corps | 58 |
| 3.6 | Entraînement à la conduite en réalité virtuelle | 60 |
| 3.7 | Livreur UPS s'entraînant en réalité virtuelle | 60 |
| 3.8 | Obstacles au sol | 65 |
| 3.9 | Sol irrégulier | 65 |

| | | |
|------|---|-----|
| 4.1 | Le système nerveux (SN) | 70 |
| 4.2 | Représentation des ondes PQRST d'un ECG | 73 |
| 4.3 | Disposition des électrodes d'un électrocardiographe | 74 |
| 4.4 | Capteur de conductance cutanée | 74 |
| 4.5 | Mesure du diamètre de la pupille | 77 |
| 4.6 | Activité électrodermale de la zone maxillaire | 77 |
| 4.7 | Chaîne d'acquisition et estimation de l'état émotionnel | 78 |
| 4.8 | Capteur PPG contact | 79 |
| 4.9 | Principe de la PhotoPléthysmoGraphie | 80 |
| 4.10 | Description du concept PPG | 80 |
| 4.11 | Méthode générale | 81 |
| 4.12 | Création du signal PPG | 82 |
| 4.13 | Regions of Interest (ROI) | 83 |
| 4.14 | Masquage de peau | 84 |
| 4.15 | Masquage de peau dans de mauvaises conditions | 85 |
| 4.16 | Formation du signal PPG brut | 86 |
| 4.17 | Chaîne de filtrage du signal PPG brut | 88 |
| 4.18 | Détection des pics du signal PPG filtré | 91 |
| 4.19 | Signal PPG avec l'extraction des pics | 92 |
| 4.20 | Analogie entre les intervalles RR et PP | 92 |
| 4.21 | Illustration des intervalles successifs | 93 |
| 4.22 | Représentation graphique des intervalles R-R | 94 |
| 4.23 | Analyse spectrale de la variabilité | 95 |
| 4.24 | Chaîne de développement | 97 |
| 5.1 | Classification des mesures PRV | 100 |
| 5.2 | Méthodologie de validation | 100 |
| 5.3 | Approche statique - Scénario | 103 |
| 5.4 | Chaînes de l'expérimentation | 103 |
| 5.5 | Réponse du capteur GSR | 104 |
| 5.6 | SVM kernel rbf vs kernel linéaire | 106 |
| 5.7 | Architecture du réseau de neurones | 107 |
| 5.8 | Performances de la méthode réseau de neurones | 108 |
| 5.9 | PPG contact - chaîne d'acquisition | 108 |
| 5.10 | Acquisition de la FC d'un participant | 109 |
| 5.11 | PPG caméra - Chaîne d'acquisition et de classification | 110 |
| 5.12 | Matrice de confusion | 113 |
| 5.13 | Plateforme de tests | 115 |
| 5.14 | Approche quasi-dynamique - scénario | 115 |
| 5.15 | PPG caméra - chaîne d'acquisition et de classification | 116 |
| 5.16 | Facteurs d'importances des mesures | 116 |
| 5.17 | Courbe ROC | 117 |
| 6.1 | Composition d'un système robotique | 125 |
| 6.2 | La boucle Perception-Décision-Action | 126 |
| 6.3 | Composition d'une architecture de contrôle | 126 |
| 6.4 | Entité décisionnelle | 127 |

TABLE DES FIGURES

| | | |
|------|---|-----|
| 6.5 | Structure de l'architecture de contrôle | 127 |
| 6.6 | Structure centralisée | 128 |
| 6.7 | Structure hiérarchique | 128 |
| 6.8 | Structure semi-hétérarchique | 129 |
| 6.9 | Structure décentralisée | 129 |
| 6.10 | Architecture réactive | 130 |
| 6.11 | Architecture réactive à structure hiérarchique | 131 |
| 6.12 | Architecture cognitive | 131 |
| 6.13 | Comparaison entre une architecture cognitive et réactive | 132 |
| 6.14 | Architecture hybride | 133 |
| 6.15 | Espace de collaboration | 134 |
| 6.16 | Comportement social du Gyrolift | 137 |
| 6.17 | Gestion de l'autonomie | 139 |
| 6.18 | Entité décisionnelle gestion d'autonomie | 140 |
| 6.19 | Relation hiérarchique entre les agents AG1 et AG2 | 141 |
| 6.20 | Interaction Utilisateur - Gyrolift | 141 |
| 6.21 | Entité décisionnelle interaction | 142 |
| 6.22 | Relation hiérarchique entre les agents AG2, AG3, AG4 et AG5 | 142 |
| 6.23 | Plateforme de force sur la base du Gyrolift | 143 |
| 6.24 | Coordonnées capteurs de force | 144 |
| 6.25 | Application d'une force f_0 | 145 |
| 6.26 | Relation linéaire du capteur de force 3 | 147 |
| 6.27 | Coordonnées calculées du CoP | 148 |
| 6.28 | Plateforme de force sur la base gyropodique | 149 |
| 6.29 | Principe de fonctionnement de la plateforme gyropodique | 150 |
| 6.30 | Angle d'inclinaison de la plateforme α | 150 |
| 6.31 | Intervalle de stabilité | 151 |
| 6.32 | Intervalles "Avancer" et "Reculer" du Gyrolift | 151 |
| 6.33 | Intervalle de stabilité pour un utilisateur U1 | 152 |
| 6.34 | Intervalle de stabilité pour un utilisateur U2 | 153 |
| 6.35 | Intervalle de stabilité pour un utilisateur U3 | 153 |
| 6.36 | Moteur de recentrage sur le plan sagittal | 154 |
| 6.37 | Acquisition de l'angle d'inclinaison | 155 |
| 6.38 | Entité décisionnelle recentrage | 156 |
| 6.39 | Relation hiérarchique entre les agents AG2 et AG3 et hétérarchique entre les agents AG3 et AG4 | 156 |
| 6.40 | Verticalisation avec angle d'inclinaison et déplacement du moteur de recentrage | 157 |
| 6.41 | Correction PID | 157 |
| 6.42 | Correction automatique de la position du moteur | 158 |
| 6.43 | Déplacement du moteur en fonction de l'angle de verticalisation | 158 |
| 6.44 | Entité décisionnelle verticalisation | 159 |
| 6.45 | Relation hiérarchique entre les agents AG2 et AG3 et hétérarchique entre les agents AG3 et AG4 | 160 |
| 6.46 | Cas d'utilisation des béquilles | 161 |
| 6.47 | Entité décisionnelle béquilles | 162 |

| | | |
|------|---|-----|
| 6.48 | Relation hiérarchique entre les agents AG2 et AG5 | 162 |
| 6.49 | Adaptation au stress | 163 |
| 6.50 | Entité décisionnelle stress | 163 |
| 6.51 | Relation hiérarchique entre les agents AG1, AG2 et AG6 | 164 |
| 6.52 | Architecture Gyrolift sans agent tâche stress AG6 | 165 |
| 6.53 | Temps d'exécution de l'agent tâche verticalisation | 167 |
| 6.54 | Temps de réponse de l'agent tâche verticalisation | 167 |
| 6.55 | Charge processeur avec la verticalisation et recentrage en veille | 169 |
| 6.56 | Charge processeur durant le processus de verticalisation | 169 |
| 6.57 | Architecture Gyrolift avec agent tâche stress | 170 |
| 6.58 | Interaction Utilisateur - Gyrolift | 173 |
| 7.1 | Prototype pré-industriel du Gyrolift | 180 |

Liste des tableaux

| | | |
|-----|---|-----|
| 4.1 | Variation de la FC en fonction de l'âge | 72 |
| 4.2 | Estimation de l'état émotionnel en utilisant des capteurs en contact . | 76 |
| 4.3 | Paramètres PRV | 95 |
| 5.1 | Participants de l'expérimentation | 102 |
| 5.2 | Expérimentation 1 - Classification des résultats du capteur PPG contact | 109 |
| 5.3 | Classification des données caméra | 110 |
| 5.4 | Expérimentation 1 - Classification des résultats caméra | 114 |
| 5.5 | Expérimentation 1 - Classification des résultats caméra | 118 |
| 6.1 | Paramètres PRV | 138 |
| 6.2 | Les paramètres calculés à partir de la plateforme | 148 |
| 6.3 | Profils des utilisateurs | 152 |
| 6.4 | Priorités des agents tâches de l'architecture Gyrolift | 166 |
| 6.5 | Propriétés temps réel des agents tâches | 168 |

CHAPITRE 1

Introduction

1.1 Contexte et Problématique

La mobilité pour tous reste aujourd'hui une problématique centrale. En effet, dans une société où l'environnement est de plus en plus complexe, encombré voire restreint, nous ne faisons pas tous face aux mêmes défis et inégalités. Des inégalités qui touchent notamment les personnes souffrant d'un handicap physique. Ils doivent, pour une partie, avoir recours à un fauteuil roulant classique pour effectuer des déplacements quotidiens. Malgré l'ingéniosité de ces dispositifs et les efforts mis en place afin de continuellement les améliorer, ce sont des dispositifs qui imposent encore certaines limites pour l'utilisateur. Que ce soit dans la sphère privée ou professionnelle, la mobilité est certes retrouvée mais l'autonomie n'est pas complètement atteinte.

Face à cette problématique, de plus en plus d'entreprises tentent d'innover en proposant de nouvelles solutions afin de rendre la mobilité plus inclusive. Dans le cadre de ce mémoire, nous nous intéresserons à la solution Gyrolift. C'est l'adaptation d'un fauteuil roulant sur une base gyropodique. C'est un dispositif motorisé qui permet à ses utilisateurs de se déplacer aussi bien assis que debout en toute sécurité et plus facilement que les fauteuils verticalisateurs existants. Son adaptabilité permet de le qualifier comme tout terrain. Il permet une facilité d'utilisation aussi bien à l'extérieur qu'à l'intérieur. La différence avec les autres types de fauteuil est qu'il possède deux roues et une fonction de verticalisation qui permet à l'utilisateur de se mettre en position debout et de s'élever comme bon lui semble. Cette fonction est une promesse de liberté, de mouvement retrouvé ainsi que d'amélioration de la qualité de vie. En effet, un fauteuil classique en position assise ne permet seulement que l'accès à un champ d'action et d'objet limité. Le Gyrolift est donc unique en son genre et révolutionnaire. En effet, il vient détruire la barrière entre l'utilisateur et son environnement. Ce fauteuil n'est pas exclusivement réservé aux personnes à mobilité réduite mais il est qualifié d'universel. Le Gyrolift contribue à changer la

manière dont le handicap est perçu et à faire émerger une société inclusive. L'objectif est de « banaliser » le handicap en rendant naturelle la présence des personnes en situation de handicap.

Son utilisation peut s'avérer également pertinente dans le monde du travail par exemple afin de faciliter les déplacements et le port de charges difficiles.

1.2 Contexte industriel

La mobilité est un facteur essentiel d'inclusion mais les moyens à privilégier pour améliorer la qualité d'accès au milieu urbain de tous les citoyens, et de façon particulière, des Personnes ayant des Limitations Fonctionnelles (PLF), posent des défis importants aux autorités publiques. Ces personnes peuvent présenter des limitations physiques, cognitives, ou sensorielles pouvant générer des inégalités sociales et un risque de paupérisation.

Actuellement, plusieurs solutions de mobilité sont proposées au grand public comme des voitures sans permis ou encore les gyropodes à une ou plusieurs roues. Le Gyrolift est destiné à tout le monde et s'inscrit dans le domaine de l'assistance.

La société Gyrolift est une start-up créée en mai 2017. Elle est cofondée par Lambert Trénoras, docteur en robotique, Luc Soubielle, président de l'association Handipode et Éric Monacelli, professeur des universités et président du centre de ressources et d'innovation mobilité handicap (CEREMH). L'entreprise est actuellement accompagnée et hébergée par le programme d'incubation Techcare du réseau d'accélérateur de start-up de Paris & Co. Son domaine d'expertise est le développement de solutions de mobilité inclusives destinées au grand public et plus particulièrement aux personnes à mobilité réduite (PMR). Gyrolift fut initialement le projet de thèse de doctorat de Lambert Trénoras [1] sous la direction d'Éric Monacelli. Le premier prototype a été développé durant cette collaboration. Il s'agit d'un module robotique de verticalisation embarqué sur un gyropode (cf. www.gyrolift.fr). Ce projet très ambitieux promet une meilleure autonomie aux personnes à mobilité réduite qui utilisent habituellement les fauteuils roulants classiques manuels sur le marché. L'adaptation du gyropode en « fauteuil roulant verticalisateur » permet une nouvelle capacité de transfert et de franchissement. Au-delà des différents avantages qu'offre le dispositif, de nouvelles problématiques sont amenées telles que la fonction de verticalisation sur une base gyropodique à deux roues et la gestion de l'équilibre.

La thèse CIFRE se déroule dans un contexte industriel. L'objectif est de :

- Améliorer le contrôle, l'assistance et la sécurisation du Gyrolift ;
- Privilégier le confort, l'ergonomie et les mesures non-invasives sur le Gyrolift ;
- Prendre en compte l'aspect industriel du projet Gyrolift qui implique de faire attention au coût du dispositif et donc privilégier les capteurs existants sur le dispositif.

1.3 Contexte scientifique

Cette thèse est le fruit de la collaboration entre la société Gyrolift et le laboratoire d'ingénierie des systèmes de Versailles (LISV) de l'université de Versailles Saint-Quentin-En-Yvelines (Université de Paris Saclay). Ce travail est effectué dans le cadre de la recherche et du développement de la société Gyrolift. D'un point de vue scientifique, le Gyrolift et l'utilisateur sont un couple en interaction dont il faut étudier la relation afin de proposer une adaptation du système pour améliorer son utilisation. L'attente scientifique de cette thèse est de définir une architecture de contrôle multi-agents qui permet d'assurer la sécurité de l'utilisateur tout en l'assistanant. Cet objectif implique de faire :

- L'étude de l'interaction entre le conducteur et son véhicule ;
- La détection des situations stressantes pour le conducteur et proposition d'une solution de perception du stress du conducteur ;
- La détection des perturbations externes ;
- Fusion collaborative des informations de perception pour mettre en œuvre des mécanismes d'adaptation.

1.4 Problématique et objectif

Classiquement, la responsabilité de la mobilité est à la charge des hommes (conducteurs ou piétons). Avec les solutions de délégation de conduite ou d'assistance, chaque conducteur peut se retrouver confronté à un partage de sa responsabilité, et donc, en présence de nouvelles complexités dans sa tâche de conduite qui peuvent amener à des situations de conflit (blocage, collision, ...). Les conducteurs (ou les véhicules) peuvent alors avoir besoin d'une aide pour gérer ces situations de conflit. Il devient donc pertinent d'établir une assistance pour chaque véhicule basé sur une collaboration à plusieurs niveaux : d'une part, entre le véhicule et son conducteur, d'autre part, entre le couple (véhicule/conducteur) et son environnement (autres véhicules et voirie). Il s'agit principalement de partager un ensemble d'informations qui peuvent décrire l'interaction entre le couple véhicule/conducteur ou provenir de l'environnement. Il peut s'agir par exemple d'une difficulté de conduite ou d'un stress du conducteur, d'une voirie occupée, la perception d'un obstacle ou la détection d'un comportement anormal avec des perturbations liées au sol. Suivant les capacités des véhicules, ces informations sur l'état du « système » peuvent être gérées de façon adaptée aux ressources du véhicule et au conducteur. Par exemple, pour un véhicule sans capacités, l'information sera gérée principalement par le conducteur. Dans le cas du Gyrolift, par exemple, c'est d'agir sur la verticalisation pour en améliorer la stabilité.

Cette thèse porte sur la définition d'une architecture de contrôle basée sur une stratégie de collaboration pour optimiser l'assistance au conducteur d'une solution de mobilité. Il s'agit de proposer une solution d'adaptation de l'interaction Conducteur/Véhicule sur la base de perceptions internes et externes.

D'une part, l'architecture qui sera spécifiée dans la thèse doit donc intégrer différents mécanismes de perception et d'adaptation dans un modèle multitâches. Pour ce faire, une approche concurrente de type multi-agents sera envisagée. L'architecture étudiée doit être portable et adaptable pour être généralisable aux spécificités évolutives du Gyrolift.

D'autre part, le système atypique du Gyrolift peut être une source de stress chez ses utilisateurs, surtout ceux qui ont perdu l'habitude de se maintenir en position debout. Cela peut entraver l'utilisation du dispositif. Nous nous intéressons donc à l'état émotionnel de l'utilisateur. L'objectif est de proposer une chaîne d'acquisition avec caméra qui permet d'estimer si l'utilisateur est stressé ou relaxé afin d'adapter le contrôle du Gyrolift.

Après une étude de l'état de l'art sur les objectifs fixés et une analyse du besoin impliquant le contexte scientifique et industriel, les objectifs importants sont :

- Intégration des mesures caractérisant la posture ;
- Intégration des mesures caractérisant l'état du Gyrolift dans son environnement ;
- Définition du lien entre l'état émotionnel et l'interaction Gyrolift - Conducteur ;
- Utilisation d'un capteur sans contact pour la mesure du stress ;
- Fusion des données et compétences sensori-motrices pour établir l'architecture de contrôle.

Le Gyrolift doit être disponible sur le marché en 2021. Un prototype (CPP) est validé pour la réalisation de tests avec des usagers à mobilités réduites. Notre objectif dans cette thèse était de valider notre approche avant cette phase d'essais.

1.5 Plan de la thèse

Ce mémoire est organisé en 7 chapitres :

Le chapitre 1 résume l'introduction générale de la thèse. Il présente le contexte industriel et scientifique, la problématique de la mobilité et les objectifs de mon travail de thèse.

Le chapitre 2 est dédié à la présentation du dispositif Gyrolift et les différentes solutions concurrentes.

Le chapitre 3 décrit la notion d'interaction Homme-Machine qui s'établit entre le conducteur et le Gyrolift. Nous introduisons la notion d'état émotionnel dans ce type d'interaction et plus précisément le stress.

Le chapitre 4 présente notre chaîne d'acquisition proposée afin d'estimer l'état émotionnel d'une personne en utilisant une caméra.

Le chapitre 5 présente les résultats de tests de la solution proposée dans un environnement statique et quasi-dynamique avec une cohorte usagers.

Le chapitre 6 présente l'architecture de contrôle proposée pour le Gyrolift afin d'intégrer les fonctionnalités d'assistance. Nous définissons les fonctionnalités du système et leurs organisations multi-agents.

Enfin, nous présentons, dans le chapitre 7, une conclusion générale à ce travail et les perspectives que nous envisageons.

CHAPITRE 2

Gyrolift

2.1 Introduction

La déficience motrice, qu'elle soit acquise ou innée, des personnes à mobilité réduite (PMR) entraîne une perturbation de la relation indissociable établie entre le corps humain et le monde extérieur et forge une distance entre ces deux parties. Généralement, ce changement n'est pas forcément visible pour les autres personnes autour. La situation du handicap perturbe l'intégration et participation de ces personnes et cela provoque leur mise à l'écart.

Nous ne soulignerons jamais assez le profond mal-être que peuvent ressentir les PMR. Ils ont la sensation d'être en marge de la société, leur intégration est presque inexistante dans tous les domaines. La diminution de la mobilité entraîne la peur de l'abandon et de la dépression [2, 3]. Cette exclusion souligne l'appréhension que nous ressentons vis-à-vis du handicap et surtout sa profonde méconnaissance sous différents aspects.

L'amélioration de la mobilité des personnes atteintes de déficiences entraînant une mobilité réduite est un véritable défi technologique. Différentes solutions de mobilité personnelles ont été développés afin d'améliorer la qualité de vie de ces personnes, d'améliorer leur autonomie, d'augmenter leurs opportunités sociales ou encore leur permettre tout simplement d'atteindre une position debout. Un accident vasculaire cérébral, une attaque ou une blessure de la moelle épinière, peut causer des problèmes de mobilité. Ces personnes ont besoin d'une approche différente pour appréhender leur mobilité de façon innovante afin de favoriser un retour dans l'emploi ou un usage en loisir. Le fauteuil roulant est généralement la solution la plus utilisée, à la fois simple et efficace, pour obtenir une forme d'indépendance et d'autonomie. Cependant au-delà d'une image marquée, ces véhicules présentent plusieurs contraintes en matière de mobilité. Ils ne permettent pas un déplacement en zones étroites ni le franchissement de certains obstacles ou sur toutes les surfaces.

La fonction de verticalisation intégrée sur les fauteuils roulants existants présente un double avantage pour les utilisateurs qui peuvent se redresser tout en préservant une propulsion. Le module Gyrolift est basé sur les solutions dites de glisses urbaines. Développées autour des technologies gyropodiques, ces solutions offrent aujourd'hui une nouvelle forme de mobilité pour tous. La démarche est alors d'intégrer cette nouvelle offre pour répondre aux besoins des personnes en situation de handicap et de leur permettre une intégration et autonomie dans toutes les sphères de la société.

Dans ce chapitre, nous présentons la solution de mobilité sur laquelle je travaille. Nous présentons les solutions existantes sur le marché. Cela s'organise en plusieurs : nous présentons les différentes solutions de mobilité autour d'un état de l'art principalement au niveau de l'offre industrielle. Nous décrivons en détails les fonctionnalités qu'offre le dispositif Gyrolift ainsi que les avantages psychologiques et physiologiques. Enfin, l'usage du module robotique Gyrolift pour une adaptation sur les principaux gyropodes du marché est ensuite décrit. Elle présente plusieurs avantages physiologiques et psychologiques qui améliore le quotidien de ses utilisateurs. Néanmoins, le dispositif présente un contrôle atypique qui peut engendrer une certaine appréhension qui doit être prise en compte lors de cette interaction homme-machine. Nous abordons cette problématique dans le chapitre suivant.

2.1.1 PMR & Handicap

Une personne à mobilité réduite (PMR) est une personne limitée dans ses déplacements ou mouvements et ce de manière permanente ou bien provisoire. Les différentes gênes sont soit : l'âge ; un handicap ; taille ; maladies ; poids ; etc. Nous notons que le handicap moteur n'est qu'une catégorie, ce qui différencie PMR de personne en situation de handicap.

Le mot « handicap », qui a une signification différente de « PMR », est défini comme réduction ou limitation d'activités en raison d'une altération d'une fonction. Nous recensons plusieurs types de handicaps : moteur ; sensoriel ; psychique ; mental et les maladies invalidantes. Selon l'APF ¹, il y a 12 millions de personnes en situation de handicap en France ce qui représente une personne sur six. Près de 2 millions d'entre eux sont des utilisateurs d'un fauteuil roulant.

1. APF France Handicap, anciennement appelé Association des paralysés de France, <https://www.apf-francehandicap.org/actualite/grand-debat-12-millions-de-personnes-en-situation-de-handicap-et-autant-attentes-20762>

2.1.2 Profils d'utilisateurs de fauteuils roulants

Les utilisateurs de fauteuils roulants n'ont pas tous les mêmes handicaps ou capacités. Certains ont la mobilité de leurs membres inférieurs ou supérieurs et d'autres peuvent même se tenir debout sur de courtes distances. Nous distinguons 4 profils :

Profil 1 : Paraplégie : Personne ayant perdu ses capacités des membres inférieurs sans aucune altération aux membres supérieurs et présentant un bon équilibre du tronc.

Profil 2 : Tétraplégie incomplète : Personne ayant perdu ses capacités des membres inférieurs avec une perte partielle des capacités des membres supérieurs et présentant un équilibre précaire du tronc.

Profil 3 : Hémiplégie : Personne ayant perdu ses capacités sur un hémicorps.

Profil 4 : Tétraplégie complète/Myopathie : Personne ayant perdu les capacités au niveau de ses quatre membres avec un équilibre du tronc très instable.

Le Gyrolift est destiné pour des utilisateurs ayant perdu l'usage total ou partiel du bas de leurs corps. L'utilisateur d'un Gyrolift aurait une capacité partielle ou totale dans un ou deux des membres inférieurs. Il doit aussi présenter :

- Des capacités cognitives, une coordination motrice et une vision adéquats pour l'utilisation d'un appareil électrique comme le Gyrolift ;
- Une flexion/extension du tronc dans le plan sagittal ;
- Un bon équilibre du bassin et du tronc en position verticalisée ;
- Un contrôle de l'interface utilisateur (appui sur les boutons) et guidon du Gyrolift.

2.2 Revue des solutions existantes pour les PMR

Le Gyrolift, que nous présenterons en détails grâce à ses fonctionnalités, est une solution de mobilité qui permet à son utilisateur de se déplacer aussi bien assis que debout sur une base gyropodique. Actuellement, il n'existe pas de dispositif qui permet d'avoir cette fonctionnalité.

Il existe différentes solutions qui cherchent à répondre à certains besoins : pénibilité dans l'emploi, accessibilité et réinsertion professionnelle. Nous distinguons deux types de solutions : les solutions classiques de type fauteuil roulant et les solutions gyropodiques comme le Gyrolift. Le choix d'une solution de mobilité est basé sur plusieurs critères selon chaque profil.

2.2.1 Critères de choix d'un fauteuil roulant

Le choix final repose sur trois critères principaux :

- **Environnementaux**

Les conditions du lieu d'utilisation et ses spécificités sont importants à prendre en compte : le lieu d'habitation et de travail présentent des spécificités comme la largeur des portes et des ascenseurs, la hauteur des meubles ou encore un déplacement en ville ou en campagne ce n'est pas pareil. Ces conditions de déplacement délimitent les capacités de franchissement et d'autonomie de l'utilisateur qui influencent le choix de la solution de mobilité choisie.

- **Techniques**

La maniabilité, la légèreté, la compacité, la solidité, le confort, la qualité de roulement, la technique de contrôle (électrique, manuelle) et les différentes fonctionnalités sont des caractéristiques de confort et de mobilité prises en compte et examinées par les futurs utilisateurs lors du choix de leurs solutions de mobilité. La qualité du dispositif est aussi un point clé puisque cela détermine la capacité à résister aux conditions d'utilisation et environnementales qui le détériorent.

- **Personnels**

La solution de mobilité choisie doit être adaptée à son utilisateur que ce soit sur des aspects physiologiques comme la morphologie, les capacités fonctionnelles qui sont liées au type de handicap ou encore personnels comme les goûts et l'image qu'elle peut renvoyer ce qui détermine son acceptation. Le coût aussi est déterminant même si certaines solutions sont remboursables en partie, il faut tout de même régler l'autre moitié ce qui oriente le choix.

2.2.2 Solutions de type fauteuil roulant classique

Une mobilité réduite peut être engendrée par différentes pathologies. Il est nécessaire de fournir une approche adéquate et de manière individuelle pour améliorer la vie quotidienne de ces personnes surtout en termes d'autonomie et de mobilité. Cependant, 69.8% des personnes présentant une paraplégie dues à une lésion de la moelle épinière utilisent un fauteuil roulant comme principal moyen de locomotion.

Les fauteuils roulants sont des appareils d'assistance qui répondent aux besoins de la majorité des personnes ayant une déficience motrice. Ils permettent à leurs utilisateurs de gagner une certaine autonomie.

- **Fauteuil roulant manuel**



FIGURE 2.1 – Dessin du Confucius en fauteuil roulant (500 av. J.-C)



FIGURE 2.2 – Fauteuil roulant manuel

L'existence des fauteuils roulants manuels remonte à des siècles avant J.C (figure 2.1). Cette solution a permis à beaucoup de personnes en situation de handicap de gagner en autonomie, même si, le style et le mécanisme sont moins élaborés. Après des siècles d'évolution, les fauteuils actuels sont plus faciles d'utilisation et moins lourds mais le principe de fonctionnement reste inchangé (figure 2.2). Effectivement, avancer et tourner un fauteuil roulant manuel demande beaucoup de force physique de la part de son utilisateur et peut engendrer des problèmes physiques aux épaules et aux coudes. Cette solution nécessite les capacités des deux membres supérieurs donc elle ne répond pas aux besoins de tous les utilisateurs. De plus, elle n'est pas utilisable sur certains revêtements de sol.

- **Fauteuil roulant électrique**



FIGURE 2.3 – Fauteuil roulant électrique

Devant les besoins énormes créés par la première et seconde guerres mondiales, cette solution a très vite évoluée. Les premiers fauteuils roulants électriques munis d'un moteur sont apparus au début du 20ème siècle en 1916. Le premier fauteuil roulant électrique est inventé par Georges Johann en 1933. Mais cette solution est devenue fiable qu'après la découverte technologique des microprocesseurs vers les années 60. Contrairement à un fauteuil roulant manuel, l'électrique est doté

d'un moteur qui permet à son utilisateur de se déplacer de manière beaucoup plus simple et facile. Ils ne nécessitent aucune force du haut du corps. Le déplacement se fait de manière électrique ce qui élimine l'inconvénient de pousser afin d'avancer, reculer ou se diriger d'un côté à un autre.

Trois sociétés représentent 80% du marché des fauteuils électriques [4] (Invacare, Dupont Medical, Meyra) qui est également servi par une grande quantité d'autres fournisseurs : OttoBock, Sunrise Medical, Vermeiren, Rupiani, Permobil, Vassilli, France Rehab, etc.

Les fauteuils roulants électriques sont adaptés à la plupart des handicaps moteurs. Les personnes âgées peuvent aussi compter sur cette utilisation puisqu'ils n'ont pas assez de force dans les bras afin de se propulser sur un fauteuil roulant manuel. Malgré ses avantages le fauteuil roulant électrique renvoie une image assez stigmatisante et très connoté « handicap » ce qui représente un inconvénient.

- **Fauteuil roulant verticalisateur**



FIGURE 2.4 – Fauteuil roulant électrique verticalisateur

Les fauteuils robotisés offrent une indépendance et une autonomie accrue [5]. La fonction de verticalisation répond à des besoins physiologiques ainsi qu'à des besoins psychosociaux comme l'autonomie et l'accessibilité. Même s'il existe des fauteuils roulants verticalisateurs (figure 2.4), ceux-ci ne permettent pas de se déplacer en position verticale. La verticalisation ne se fait qu'à l'arrêt. Cette limitation engendre une certaine frustration et des limitation d'autonomie chez les utilisateurs. De plus, ces solutions sont souvent très lourdes et encombrantes puisqu'il y a une exigence en termes de stabilité. Enfin, le coût de cette solution est de plusieurs dizaines de milliers d'euros ce qui est perçu comme un luxe. Ce type de solution n'est pas utilisable sur certains revêtements de sol.

- **Scooter pour PMR**



FIGURE 2.5 – Scooter pour PMR

Pour des raisons d'acceptation et d'image que l'aide technique va renvoyer de son utilisateur, de nombreuses personnes à mobilité réduite préfèrent utiliser des solutions moins connotées dans la mesure du possible comme une canne plutôt que des solutions fauteuils roulants, très stigmatisantes pour les PMR. Le Gyrolift est une technologie concurrente de solutions telles que les scooters PMR (figure 2.5). C'est un dispositif qui peine à se lancer en France par rapport à cette image qu'il peut renvoyer, il est plus utilisé par les personnes âgées. Le coût de ce type de solution est relativement bas, c'est entre 1 et 3 K€.

- **Solution avec surélévation**



FIGURE 2.6 – L'iBot

Il y a eu une avancée technologique importante dans le domaine du handicap et des fauteuils roulants [6]. En 1999, Dean Kamen met en pratique une idée révolutionnaire qui est le développement d'un véhicule électrique à deux roues latérales capables de circuler sur tous les terrains : l'iBot. Son utilisateur se tient debout et s'oriente grâce aux mouvements de son corps. L'iBot (figure 2.6) est un fauteuil roulant électrique développé par Dean Kamen dans un partenariat entre Deka (fondée par Dean Kamen) et Johnson and Johnson (multinationale américaine travaillant dans le domaine médicale). Ce système ne permet pas à l'utilisateur de se retrouver en position debout mais il peut se surélever à la hauteur d'une personne debout et de traverser des terrains difficiles. Il permet aussi de monter quelques marches. Faute d'un coût trop élevé, la commercialisation du dispositif a échoué en 2009.

2.2.3 Discussion : Limitations des solutions de type fauteuil roulant classique

Certains déficiences empêchent les utilisateurs de commander leurs fauteuils roulants de manière efficace et surtout autonome dans des endroits comme les ascenseurs. Pour certains PMR avec un handicap lourd comme les tétraplégiques, il est difficile de diriger son fauteuil roulant dans des espaces étroits comme un couloir. Ils sont obligés d'être assistés ce qui réduit leur autonomie et mobilité [7].

Suivons l'évolution du vocabulaire du handicap, nous utilisons les termes « *Personne handicapée* » qui souligne le handicap comme une caractéristique individuelle propre à la personne. Actuellement, nous utilisons l'expression « *Personne en situation de handicap* ». C'est l'interaction entre une personne et plus précisément ses aptitudes et l'environnement autour qui génère une participation sociale pleine ou au contraire une situation de handicap [8]. Cette diminution de mobilité n'est plus propre à la personne. Dans son livre publié en 1998, Fougeyrollas décrit le processus de production du handicap (PPH) qui est lié à plusieurs facteurs : le risque; l'environnement ; les habitudes de vie et personnels.

Une des contraintes majeures liées à l'utilisation d'un fauteuil roulant est l'adaptation des espaces autour. La plupart des PMR vivent ou travaillent dans des environnements à espaces restreints et qui sont non adaptés à l'utilisation de leur solution de mobilité.

Une adaptation bidirectionnelle est nécessaire. D'un côté, il faut penser les nouvelles infrastructures pour tout le monde, de manière à répondre aux besoins des PMR. De l'autre côté, avec les avancées technologiques actuelles, nous devons être capables de proposer des solutions de déplacement couvrant une mobilité et autonomie maximale des PMR dans différents espaces d'utilisation. La loi du 11 février 2005 pour « l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées », énonce qu'il est obligatoire d'offrir les mêmes chances pour les PMR, par exemple l'accès à des bâtiments publics.

Le choix de l'aide technique est une question d'acceptation. Elle est choisie en fonction du gain qu'elle apporte à son utilisateur ainsi que l'image qu'elle va renvoyer. Derrière le fait de se déplacer en fauteuil roulant, il y a une image très stigmatisante. Il est nécessaire d'avoir une aide technique la plus transparente suivant l'environnement dans lequel évolue la personne. Cependant, un déplacement en extérieur nécessite aussi des fonctionnalités de franchissement. Différentes solutions industrielles existent, aussi bien des solutions robotiques qu'exosquelettiques. Le gyropode semble être une solution adaptée et répondant à ce besoin. Le coût de ces solutions est de plusieurs milliers d'euros. Ces fauteuils roulants intègrent de nouvelles fonctionnalités comme l'allongement. Nous allons donc présenter les différentes solutions qui permettent de pallier les inconvénients engendrés par l'utilisation de fauteuils roulants classiques et détailler le dispositif Gyrolift avec ses avantages.

2.2.4 Solutions de type Gyropode

2.2.4.1 Concept du Gyropode

Le concept du véhicule auto-équilibré est apparu en 1912, Peter Schilovski propose le prototype Gyrocar. C'est une bicyclette équipée d'un gyroscope mécanique qui permet d'obtenir une stabilisation de l'angle de roulis [9]. Un gyropode, également appelé « Personal Transporter » ou « Transporteur Personnel » (PT), est un véhicule monoplace à deux roues. Il fonctionne grâce à un système de gyroscopes. C'est un dispositif qui permet de réaliser un équilibre parfait et automatique de l'utilisateur, en arrêt comme en mouvement. Il assure un équilibre parfait à l'utilisateur, à n'importe quelle vitesse, en ligne droite ou en virage ou toute situation obligeant son utilisateur à se pencher ou à s'incliner. La sensibilité des capteurs assure une réponse immédiate à tout changement de posture. Il suffit donc à l'utilisateur de se pencher légèrement vers l'avant ou l'arrière pour avancer dans un sens ou dans l'autre (figure 2.7).

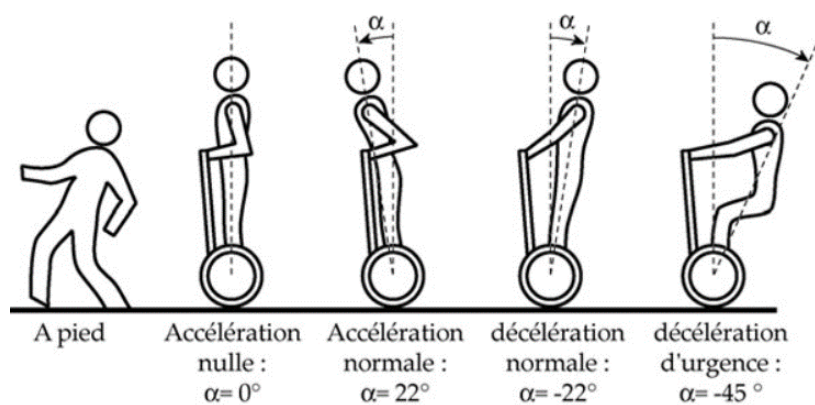


FIGURE 2.7 – Contrôle avant/arrière

Pour tout déplacement latéral, il suffit de pousser la colonne de direction vers la gauche ou la droite (figure 2.8).



FIGURE 2.8 – Contrôle gauche/droite

2.2.4.2 Fauteuils à bases gyropodiques



FIGURE 2.9 – MarioWay

MarioWay : Le dispositif a été créé par Mario Videntini. C'est une solution de mobilité inspirée du gyropode Segway (figure 2.9). Le dispositif offre une assise surélevée par rapport à l'assise d'un fauteuil roulant classique grâce à sa verticalisation. Cela permet d'avoir une meilleure répartition du poids de l'utilisateur. Cette verticalisation ne répond pas aux critères ergothérapeutiques : elle n'est pas forcément adaptée à tous les profils utilisateurs selon leur morphologie. De plus, se trouver surélevé tout au long de son utilisation est assez stigmatisant dans un contexte social.



FIGURE 2.10 – Genny Mobility

Genny Mobility : C'est une solution créée par Paolo Badano, qui est lui-même un utilisateur de fauteuil roulant des suites d'un accident routier. En s'inspirant de son expérience personnelle en tant que PMR, il avait pour but de répondre à un ensemble de contraintes auxquelles il faisait face quotidiennement. Fauteuil roulant électrique reposant sur un gyropode Segway (figure 2.10), cette solution permet uniquement le déplacement en position assise. Cette solution est inscrite comme dispositif médical.



FIGURE 2.11 – Nino robotics

Nino robotics : comme la solution Genny, le Nino robotics est un fauteuil roulant sur une base gyropodique (figure 2.11). L'idée du dispositif est d'allier design avec fauteuil roulant afin de changer le regard qu'on peut avoir sur les solutions de mobilité.

Nous comparons ces différentes solutions en termes d'apport avec le Gyrolift dans la partie **2.3.3**.

2.3 Solution Gyrolift

2.3.1 Conceptualisation du Gyrolift

L'idée porte sur l'étude et la conception d'une solution robotique appelée Gyrolift, adaptation d'un gyropode, véhicule de transport auto-équilibré à deux roues [1] (figure 2.12). Le dispositif offre une fonctionnalité de verticalisation qui permet à son utilisateur un déplacement en position assise ou debout. Cela assure une plus grande autonomie, en intérieur comme en extérieur.

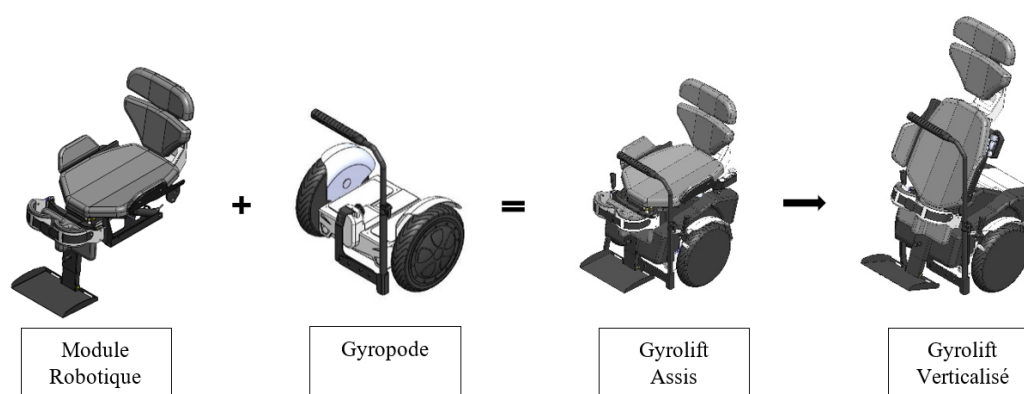


FIGURE 2.12 – Principe du Gyrolift

Le Gyrolift [10] est une solution de mobilité pour PMR avec une base gyropodique, rapide, agile, puissante et relativement légère. C'est donc une combinaison d'un module robotique et une base gyropodique qui permet à tout type d'utilisateur, qu'il soit valide ou à mobilité réduite, de se déplacer assis comme debout.

Cette conception de « fauteuil roulant verticalisateur » impose d'étudier les contraintes d'équilibre, de transfert et de franchissement. C'est un défi que de se mettre et de se maintenir en position debout, malgré la présence d'un certain nombre de perturbations et de ses propres déficiences. L'objectif est de combiner un modèle théorique avec le développement d'une solution expérimentale (en collaboration avec les thérapeutes et ergonomes) et confronter nos travaux aux usagers pour assurer la validité et l'acceptation de la solution de mobilité inclusive.

C'est une technologie brevetée issue de plusieurs années de recherche – dont une thèse de doctorat [1] – et de développement. Ce développement s'effectue autour d'un triptyque : La compréhension des besoins de l'utilisateur et du handicap via notre partenaire Handipode. Ensuite, une phase de conception robotique afin de définir les modèles de verticalisation, de sécurisation et de conception universelle à partir de modèles de l'utilisateur et des modalités de contrôle, d'IHM et de sécurisation. Puis enfin, une phase d'évaluation clinique comprenant un dépôt au Comité de Protection des Personnes (CPP), un test sur les usagers finaux et le cas échéant, un marquage CE. Cette évaluation est menée par notre partenaire, le Centre de ressources et

d'innovation mobilité et handicap (CEREMH). À la suite de cela, la start-up Gyrolift a été créée en 2017. Nous travaillons actuellement sur la dernière version du dispositif qui sera commercialisée en 2021.

2.3.2 Fonctionnalités du Gyrolift

Afin de répondre aux besoins des utilisateurs d'un fauteuil roulant, la solution Gyrolift, à travers ses différentes fonctionnalités, se dénote des solutions classiques habituelles proposées aux PMR. Les caractéristiques du gyropode font du Gyrolift un appareil bien plus mobile qu'un fauteuil roulant avec une capacité de franchissement nettement supérieure. De plus, son aspect innovant permet de répondre à la problématique d'image stigmatisante ressentie par l'utilisateur de fauteuil roulant. Le Gyrolift permet à son utilisateur une mobilité en position assise ou « verticalisée » afin d'offrir plus de liberté, en intérieur comme en extérieur, avec des capacités de franchissement accrues.

Les différentes fonctionnalités du dispositif fournissent différents avantages aussi bien physiologiques que psychologiques que nous détaillons :

2.3.2.1 Verticalisation

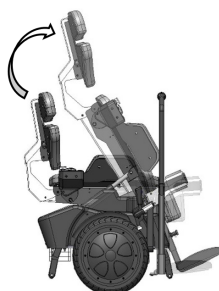


FIGURE 2.13 – Passage de la position assise à debout

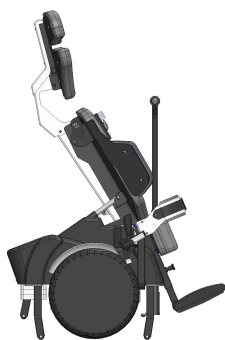


FIGURE 2.14 – Position debout statique

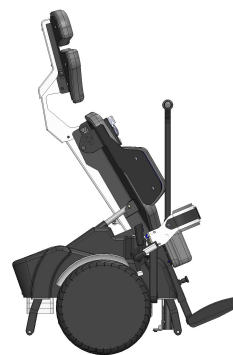


FIGURE 2.15 – Position debout mobile

La figure 2.13 montre le passage du dispositif de la position assise à la position debout en environs 5 secondes. L'utilisateur a le choix de se verticaliser en restant statique dans un endroit précis et cela en maintenant les béquilles déployées, la figure 2.14 illustre ce cas d'usage. Il peut aussi de se déplacer en position debout en remontant les béquilles comme indiqué sur la figure 2.15.

Contrairement à la solution MarioWay qui généralise la fonction de verticalisation indépendamment du type d'utilisateur, la solution de verticalisation du Gyrolift est basée sur un modèle cinématique morphologiquement adaptée à l'utilisateur [11].

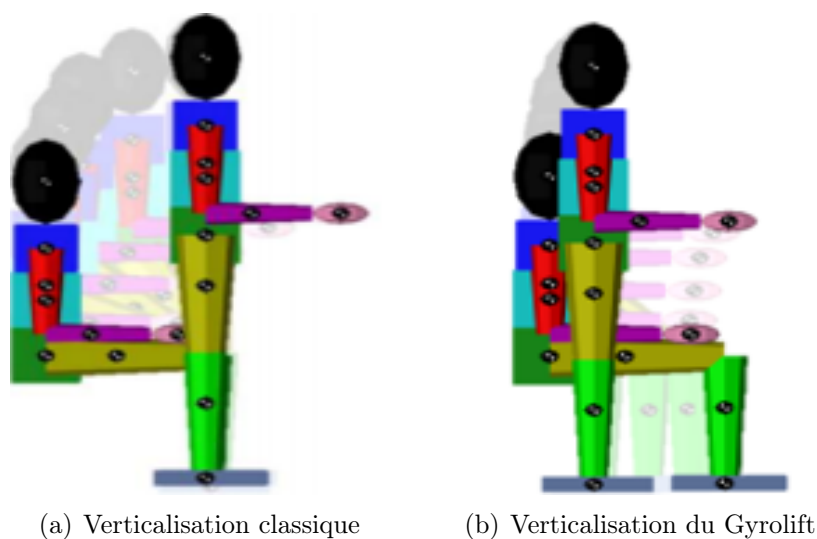


FIGURE 2.16 – Modèle biomécanique du Gyrolift

Sur la figure 2.16(a), une verticalisation classique est illustrée [1], le poids de la personne se concentre vers l'avant suivant la verticalisation, ce qui change la position du centre de gravité. Sur la figure 2.16(b), la verticalisation en utilisant le Gyrolift est illustrée. La concentration du poids de la personne reste inchangée, cela permet d'avoir un même centre de gravité tout en effectuant une verticalisation et cela n'impacte pas la base gyropodique.

2.3.2.2 Fonction d'équilibre

Sur le Gyrolift, il sera possible d'effectuer une correction automatique du centre de gravité [12, 13]. Il est évalué à l'aide de capteurs de force (figure 2.17). Une fois le centre de gravité positionné, il sera alors possible pour l'utilisateur de bénéficier d'un mode « statique ». Ce mode permet d'asservir le dispositif et de rester en position statique pour effectuer une tâche quand le dispositif est en route. Ainsi, en activant cette fonction, le dispositif reste stable même si l'utilisateur bouge pour effectuer une action qui entraîne le déplacement de son centre de gravité. Elle permet aussi d'amplifier un déplacement en déplaçant l'utilisateur en avant ou en arrière. Cette fonctionnalité permet aussi un confort accru lors de montées ou de descentes de fortes pentes. Cela permet d'amplifier un freinage.

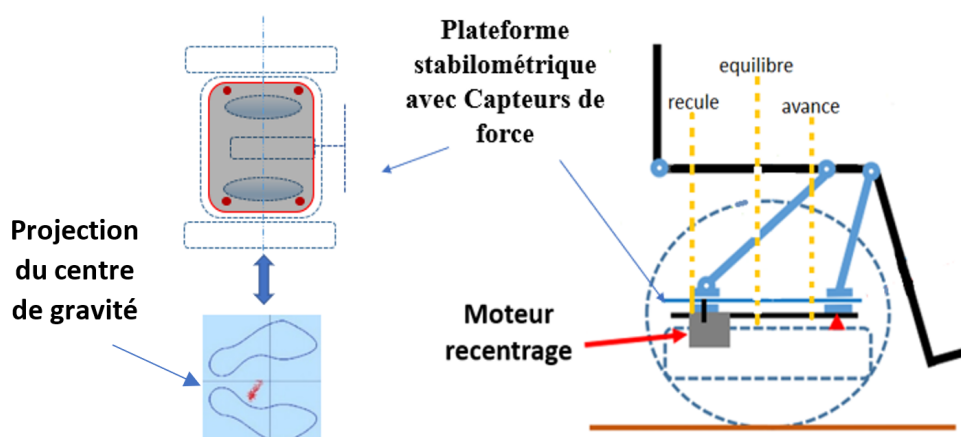


FIGURE 2.17 – Estimation du centre de gravité

La gestion d'équilibre est un point clé dans le contrôle du dispositif. Grâce à cette fonction intégrée le point d'équilibre de l'utilisateur est trouvé, ce qui lui permet de se maintenir stable (figure 2.16(b)).

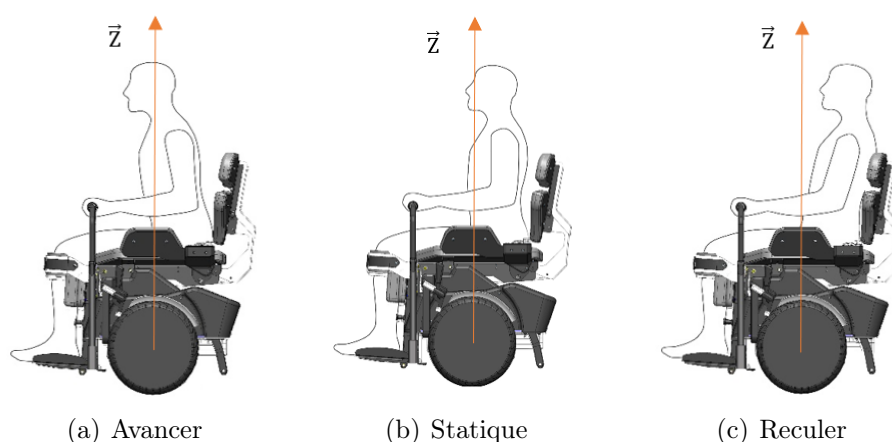


FIGURE 2.18 – Contrôle avant-arrière

Le Gyrolift a une base gyropodique. La figure 2.18 illustre le principe de cette fonctionnalité : en se penchant en avant (figure 2.18(a)) le centre de gravité de l'utilisateur s'avance au niveau de la plateforme de forces ce qui envoie une commande « avancer ». Inversement, en se penchant en arrière (figure 2.18(c)) la commande « reculer » est envoyée au système. Enfin, en se maintenant droit (figure 2.18(b)) le centre de gravité est maintenu à la position d'équilibre définie par le système, l'utilisateur est ainsi en équilibre.

2.3.2.3 Contrôle de la direction

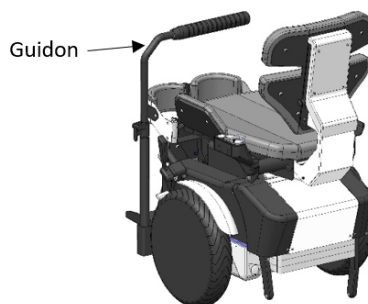


FIGURE 2.19 – Guidon

La figure 2.19 présente le guidon du Gyrolift qui est télescopique et déporté sur le côté afin de faciliter le transfert. Il est aussi réglable en termes de longueur afin de l'ajuster selon la position assise ou debout. Il permet de contrôler la direction. Il est aussi possible d'intégrer de nouvelles interfaces de contrôle via une direction motorisée. Cette fonction vient se fixer sur l'arbre de direction du gyropode et ainsi contrôler la direction du dispositif sans le guidon à l'aide d'un moteur. Cette solution permet selon le besoin et à terme de contrôler le dispositif via n'importe quelle interface de commande comme : un contrôle postural, un joystick, un contrôle à distance ou un contrôle à la voix. En couplant avec la correction automatique du centre de gravité, le contrôle automatique du dispositif est facilement envisageable surtout pour des personnes avec une déficience plus lourde. Une personne tétraplégique nécessitant un fauteuil roulant avec un joystick par exemple ne serait plus bloquée pour utiliser le Gyrolift. Effectivement, une personne qui ne peut pas reculer ou avancer avec son centre de gravité pourrait utiliser le joystick afin de contrôler son Gyrolift. Elle permettra également un usage personnalisé [14, 15] pour chaque groupe d'utilisateurs en milieu professionnel, en loisir et sportif.

2.3.2.4 Transfert avec béquilles

Des béquilles comme solution de sécurisation sont intégrées sur le Gyrolift [10] (figure 2.20). Elles permettent à une personne PMR d'effectuer son transfert sur le dispositif en toute sécurité sans avoir peur de basculer. Un algorithme de détection de perturbations est aussi implémenté. Il peut agir automatiquement ou sur demande de l'utilisateur, par exemple si le dispositif est incliné de manière anormale ou si la batterie est trop faible.

Couplées aux algorithmes de sécurisation, ces béquilles permettent à l'utilisateur de se déplacer de manière sécurisée ainsi que d'effectuer son transfert sur le dispositif.

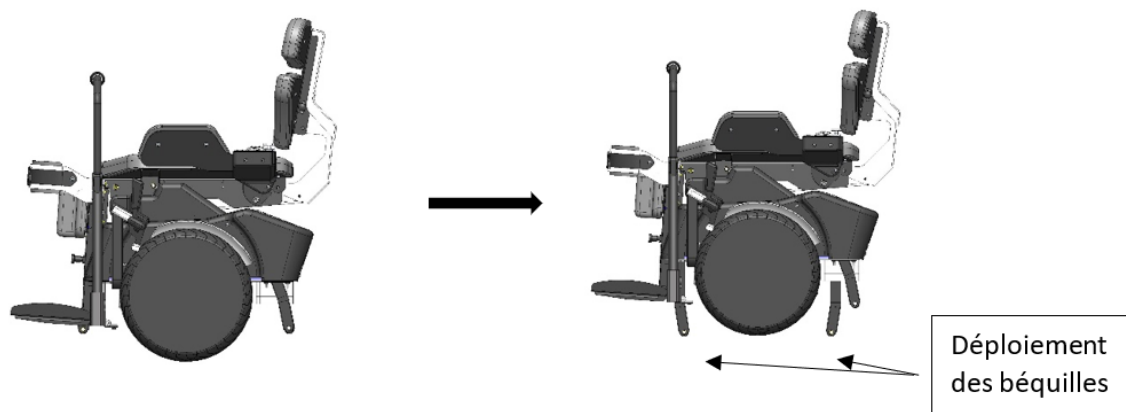


FIGURE 2.20 – Béquilles

2.3.2.5 Sécurisation

Des algorithmes de sécurisation sont implémentés pour le Gyrolift. Il y a d'abord la gestion de l'autonomie du dispositif avec différents niveaux, quand le niveau de batterie du dispositif est bas afin d'économiser l'énergie la personne est rassise automatiquement et quand le niveau est trop critique afin d'éviter que la base s'éteigne et bascule l'utilisateur les béquilles sont déployées automatiquement avec une alerte lumineuse et sonore.

Le dispositif est équipé de deux vérins qui permettent la verticalisation, pour des raisons mécaniques, si les deux vérins sont désynchronisés ce qui peut endommager la mécanique du Gyrolift, l'utilisateur est rassis automatiquement et une alerte sonore et lumineuse est communiquée.

Les béquilles sont aussi déployées automatiquement quand l'utilisateur appuie sur le bouton 'éteindre' par mégarde, ce qui lui évite de basculer en arrière ou en avant.

Lorsque l'utilisateur s'incline de manière trop importante en avant ou en arrière cela augmente la vitesse du dispositif et ainsi les risques de pertes de contrôle. Les béquilles sont déployées quand la plateforme s'incline à plus de 4 degrés ce qui équivaut la vitesse maximale tolérée (6 Km/h).

2.3.2.6 Module robotique adapté à toutes les bases gyropodiques

Le dispositif Gyrolift est composé d'un module robotique qui peut se fixer sur différents types de gyropode (figure 2.21) pour l'adapter en fauteuil roulant électrique verticalisateur.



(a) Segway



(b) Airwheel



(c) Ninebot



(d) Eswing

FIGURE 2.21 – Les bases gyropodiques existantes

Parmi les différentes bases gyropodiques, le Segway (figure 2.21(a)), le Airwheel (figure 2.21(b)), le Ninebot (figure 2.21(c)), et le Eswing (figure 2.21(d)) offrent le même type de contrôle c'est-à-dire que le centre de gravité de la personne permet de reculer ou d'avancer, et grâce au guidon de contrôler la direction. Le choix mené chez Gyrolift pour la base est relatif à l'encombrement du dispositif, l'environnement d'utilisation et la sécurité de l'utilisateur. La base du Ninebot et Airwheel sont moins encombrantes, plus compactes donc adaptées pour les espaces confinés de travail. Contrairement au Segway ou bien Eswing qui sont plus adaptées à des espaces ouverts avec des sols irréguliers. La conception universelle du dispositif permet de l'aménager pour la pratique du handisport et pour les seniors.

2.3.3 Comparaison Gyrolift vs solutions concurrentes













| |  |  |  |  |
|----------------------------------|---|---|---|---|
| | Gyrolift | Genny | Marioway | Nino Robotics |
| Base gyropodique |  |  |  |  |
| Verticalisation |  | |  | |
| Recentrage |  | | | |
| Sécurisation intelligente |  | | | |

FIGURE 2.22 – Gyrolift vs solutions concurrentes

Nous avons comparé le Gyrolift aux dispositifs concurrents (figure 2.22) . A l'inverse du Gyrolift, les autres solutions gyropodiques ne permettent pas à leurs utilisateurs de se retrouver en position verticalisée et de se déplacer ainsi. Pourtant, la verticalisation a des avantages physiologiques et psychologiques que nous allons détailler.

Ils sont aussi définis pour un seul modèle de gyropode alors que le Gyrolift assure une modularité des bases. Sur les autres solutions, les béquilles sont manuelles alors que le Gyrolift offre une sécurisation intelligente grâce aux béquilles motorisées.

Enfin, la fonction de recentrage intégrée sur le Gyrolift permet la gestion d'équilibre qui est importante dans le cadre d'un dispositif gyropodique ce qui n'est pas le cas sur les solutions concurrentes.

2.4 Avantages du Gyrolift

Pour les PMR, perdre ou ne pas avoir la capacité de se mettre debout, est un frein mais surtout avec des conséquences physiologiques et psychologiques à court et à long termes. Grâce à des aides techniques comme le fauteuil roulant électrique, une fonction de verticalisation qui permet de se mettre en station debout sans se déplacer, est proposée. La solution Gyrolift a relevé le défi non seulement de verticaliser son utilisateur mais aussi de se déplacer debout. Le passage de la position assise à la position debout est d'environ 5 secondes. Cette fonction présente des avantages physiologiques et socio-psychologiques.

2.4.1 Physiologiques

2.4.1.1 Respiration

Le système respiratoire (figure 2.23) est composé de la trachée, les poumons et les muscles respiratoires. Cet appareil fournit l'oxygène au sang qui le transporte dans tout le corps et évacue le gaz carbonique que nos cellules produisent. La respiration est une fonction vitale qui est compromise par le dysfonctionnement de l'appareil respiratoire.

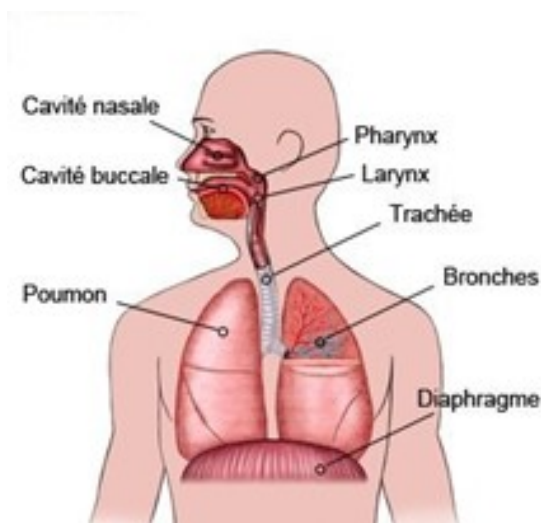


FIGURE 2.23 – Système respiratoire

Généralement, les personnes ayant un handicap physique présentent des troubles qui contribuent au dysfonctionnement de la fonction respiratoire : 1) Troubles restrictifs qui affaiblissent la fonction du soufflet comprenant la paralysie des muscles respiratoires. 2) Troubles obstructifs qui entraînent la diminution du diamètre des trachées en raison d'un spasme ou d'un gonflement. Dans les deux cas, la quantité d'air donc d'oxygène transportée vers les poumons est réduite ce qui engendre l'apparition de certains symptômes : maux de tête, fatigue, hypertension artérielle et dysfonctionnement cognitif. En plus, des mucus s'accumulent dans les parois respiratoires ce qui provoque des infections pulmonaires.

Afin d'avoir une colonne vertébrale plus stabilisée, donc une posture plus droite, la position debout provoque une inclinaison antérieure pelvienne ce qui augmente la lordose lombaire. Cette position permet d'avoir une meilleure expansion de la cage thoracique ce qui augmente le volume pulmonaire et l'oxygénation du sang [16]. Le nettoyage des mucus des voies respiratoires est plus important ce qui prévient les infections pulmonaires. De manière générale, la fonction de respiration est facilitée et la prévention de fatigue, de maux de tête et d'hypertension artérielle sont privilégiées. D'après [17], 31% des personnes blessées à la moelle épinière déclarent mieux respirer en position debout [18, 19].

2.4.1.2 Circulation sanguine

La circulation sanguine et le système respiratoire sont liés, ils se complètent afin de fournir l'oxygène nécessaire au corps. La circulation sanguine permet de collecter le gaz carbonique afin de l'éjecter hors du corps. Les personnes en situation de handicap moteur sont immobilisées dans leurs fauteuils roulants pour de longues durées ce qui amène un déconditionnement cardio-vasculaire. Lors de la marche, les muscles de la jambe deviennent une pompe musculaire ce qui facilite le retour du sang des membres inférieurs vers le cœur, cette liaison est perdue quand les personnes sont paralysées des membres inférieurs ce qui engendre des complications cardio-vasculaires.

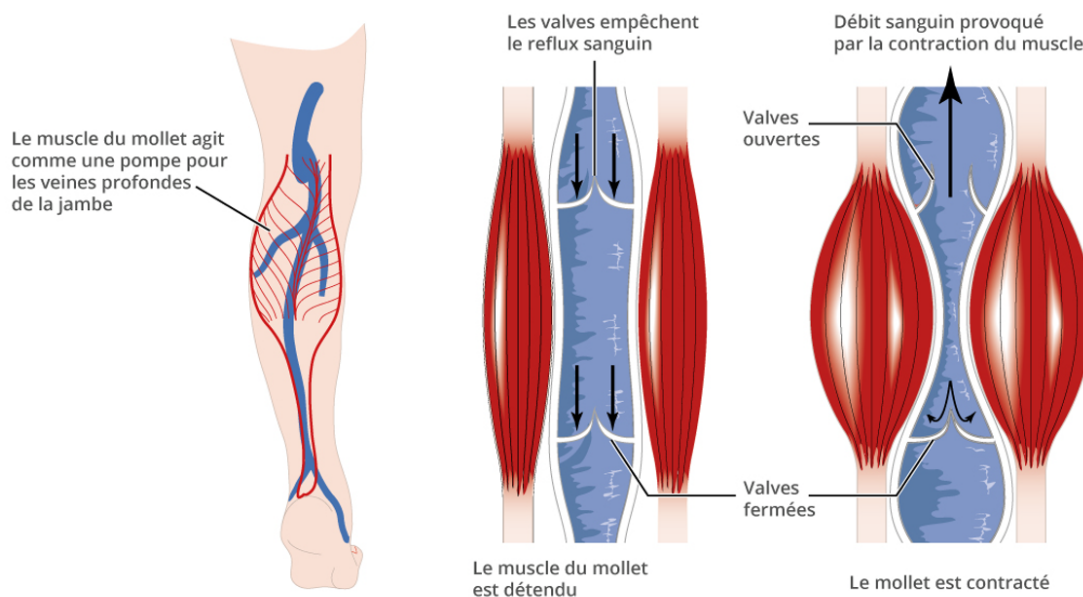


FIGURE 2.24 – Système respiratoire

Il est évident que l'amélioration de la circulation sanguine est étroitement liée à l'amélioration de la fonction respiratoire. Se verticaliser à l'aide d'un fauteuil roulant permet au système cardio-vasculaire de s'adapter à cette situation de handicap. La position debout leur permet d'augmenter le tonus des fléchisseurs plantaires, des extenseurs du genou et des hanches ce qui améliore la pompe sanguine musculaire et diminue la congestion sanguine dans les parties éloignées du cœur comme les

pieds et chevilles. De plus, une circulation sanguine améliorée permet de prévenir l'apparition d'œdème et réduire le risque de thrombose veineuse profonde (TVP) qui est due à la formation de caillots (thrombus) dans les veines profondes des membres inférieurs. Le gyrolift avec sa fonction de verticalisation permet donc à ses utilisateurs d'atteindre la position debout et d'améliorer la circulation sanguine [20]. D'après [18], 42% des personnes ayant des lésions à la moelle épinière déclarent une diminution de l'enflure des jambes et des pieds.

2.4.1.3 Fonction urinaire

La fonction urinaire nécessite un système nerveux en bon état puisqu'il permet d'assurer le fonctionnement des deux phases de stockage d'urine qui est la continence et de vidange qui est la miction [21]. La mise en action des deux phases est opposée et gérée par le système nerveux chez un adulte sain ne présentant aucune pathologie particulière. La vessie qui est un organe composant le système, son dysfonctionnement est soit une anomalie du remplissage, soit de la vidange. C'est causé par une activité musculaire involontaire des muscles de la paroi de la vessie qui contrôlent le début ou l'arrêt du besoin d'uriner. Sans généraliser, ce dysfonctionnement est assez fréquent chez les utilisateurs de fauteuils roulants. Cela est dû aux troubles neurologiques et la prise de certains médicaments puisque la plupart des utilisateurs de fauteuils roulants souffrent de maladies et de lésions du système nerveux.

Les troubles urinaires les plus connus chez les PMR sont l'incontinence et le risque d'infection qui est important dû à la vidange incomplète de la vessie. Cela provoque une hypercalcémie qui se transforme en hypercalciurie qui devient des calculs rénaux ou vésicaux. Les calculs sont à l'origine d'infections, qui dans certains cas, nécessitent une intervention chirurgicale. Grâce à la fonction de verticalisation, le Gyrolift permet aux PMR de se mettre debout, cela réduit leurs résorptions osseuses qui provoque l'hypercalcémie et hypercalciurie et prévient ainsi l'apparition des calculs rénaux et vésicaux. La station debout permet aussi d'éviter les infections urinaires. Kaplan [22] a rapporté que les exercices debout avaient un impact positif sur l'équilibre calcique dans l'urine des personnes blessées à la moelle épinière [23, 24]. Selon l'enquête de [18], 53% des personnes ayant une lésion à la moelle épinière ont rapporté une amélioration de la fonction de la vessie.

2.4.1.4 Fonction intestinale

L'immobilisation et la paralysie des PMR dans un fauteuil roulant provoquent des troubles du transit comme la constipation. Cela est dû directement à leurs pathologies ou au manque de mobilité. C'est grâce au péristaltisme, un ensemble de contractions musculaires, que les matières fécales sont formées et déclenche ainsi l'envie d'aller à la selle. La diminution de selles ou la sensation de ballonnements est une constipation. Permettre aux PMR de se mettre régulièrement en station debout, étire le côlon et stimule les selles [25]. La charge gravitationnelle résultante de la station debout, qui est plus importante puisqu'avec le Gyrolift les personnes en situation de handicap se déplacent en station debout, crée une envie naturelle de selles. Selon l'étude [18], 53% des répondants ont signalé une amélioration de la

fonction intestinale et pour 45% d'entre eux une amélioration de la digestion. Se mettre régulièrement debout avec la fonction de verticalisation permet de réduire la constipation chez les utilisateurs du Gyrolift.

2.4.1.5 Consolidation des os

Nous évaluons le risque de fractures osseuses ou de traumatismes mineurs en estimant la densité minérale osseuse d'une personne. La mise en charge, comme la vitamine D, le calcium, permet d'avoir une meilleure solidité de nos os en ayant la densité minérale osseuse adéquate [26]. En raison d'une déminéralisation, le risque de fracture est considérable, ce qui est le cas chez les utilisateurs de fauteuils roulants [27, 28]. Ils sont, la plupart du temps, immobilisés dans leurs fauteuils roulants ce qui rend la pratique de toute activité physique impossible. En plus de la prise de médicaments comme la cortisone, le risque d'atteinte d'une ostéoporose est énorme. A cause de déformations causées par des fractures qui ne guérissent pas bien ou par des spasticités/contractures, les PMR ont des déformations squelettiques [29, 30].

En utilisant la solution Gyrolift, la prévention de fractures est assurée et il y a une fortification des os puisqu'en l'absence d'activités physiques, la mise en charge en position debout réduit la perte de densité minérale osseuse. De plus, l'extension du haut du corps et l'alignement de la hanche en position debout aident à retarder les déformations squelettiques. Enfin, un meilleur positionnement des épaules améliore la mobilité des membres supérieurs. L'étude [27] a conclu que ne pas utiliser d'appareil verticalisateur chez les PMR était associé à un risque de fracture significativement plus élevé.

2.4.1.6 Contractures et spasticité

Chaque articulation a une amplitude du mouvement qui diminue à cause de certains facteurs comme une inflammation, paralysie des muscles, spasticité, etc. Ces facteurs surviennent généralement chez les utilisateurs de fauteuils roulants. La diminution de cette amplitude crée une restriction nommée contracture.

Les personnes souffrant d'une paralysie due à des troubles du cerveau ou de la moelle épinière ont des spasmes. Lorsque nous stimulons un tendon, nous observons une réaction spontanée du muscle. Par exemple, le médecin qui tapote le genou avec un marteau, nous observons le genou qui bouge c'est ce que l'on appelle un réflexe myotatique. La spasticité est une exagération de ce réflexe. Chez ces personnes la gestion de réflexe est endommagée ce qui provoque des spasmes ou contractures intenses et douloureuses.

En se verticalisant, l'étirement des fléchisseurs de la hanche, du genou et plantaires est sollicité cela permet de maintenir l'amplitude de mouvement des différentes articulations. Cet étirement musculaire combiné avec la mise en charge en station debout ce qui améliore le tonus musculaire et réduit la spasticité [31].

Différentes études soulignent la prévention de contractures grâce à la station

debout. L'étude [32] rapporte une augmentation de la flexion dorsale de la cheville. Une meilleure mobilité de la cheville de 4° [33]. Baker [34] constate une amélioration de l'amplitude du mouvement de la cheville et de la hanche. Adams [35, 36] a conclu que la position debout réduisait la spasticité.

2.4.1.7 Prévention d'escarres

Les utilisateurs de fauteuils roulants sont assis pour de longues durées toute une journée dans leurs dispositifs, de plus, ceux qui souffrent de troubles neurologiques ont une diminution ou bien une perte de la sensation. La peau et les tissus sont pressés pour de longues périodes, cela provoque des lésions, appelées escarres.

Les différentes raisons d'apparition d'escarres chez les utilisateurs de fauteuils roulants sont : une mauvaise position qui concentre le poids et forces sur une partie du corps ; l'incontinence urinaire et fécale qui provoque une humidité ce qui accélère la détérioration d'une lésion.

Nous offrons la possibilité de se mettre en position debout avec le Gyrolift, cela soulagera régulièrement les zones de pressions en position assise en concentrant le poids sur les membres inférieurs. L'étude [37] a conclu qu'il y avait une diminution maximale de la charge du siège en position debout. Une prévention de détérioration de la lésion est assurée afin d'éviter des coûts et complications supplémentaires aux PMR et à la société.

2.4.2 Psycho-sociaux

Par nature, l'homme est bipède c'est-à-dire qu'il est conçu pour se tenir debout. Dans la plupart des situations de la vie, nous nous tenons debout que ce soit à la maison, au travail ou dans la nature. Pour les PMR, pouvoir se mettre debout les rend actifs dans leurs interactions et il y a un sentiment de participation qui leur procure une confiance en eux.

Au-delà des différents avantages physiologiques qu'offre la solution Gyrolift pour ses utilisateurs, il y a une contribution psychosociale qu'il faut souligner. Le Gyrolift permet à son utilisateur d'être à la même hauteur qu'un interlocuteur lors d'une conversation. Il permet aussi d'avoir accès à des objets en hauteur et ainsi de faciliter une autonomie et une réintégration aussi bien sociale que professionnelle.

Les PMR qui utilisent le Gyrolift peuvent participer à diverses activités sociales grâce à la possibilité de se mettre debout et de se déplacer. Ces activités contribuent à réduire le risque de dépression.

La déstigmatisation est un paramètre important de réinsertion socio-professionnelle. Nous utilisons quotidiennement des solutions technologiques destinées aux personnes en situation de handicap. Le miroir dans un ascenseur, la signalisation sonore aux passages piétons, la vocalisation dans les transports en commun ou encore la télécommande de télévision. Le développement du Gyrolift s'inscrit dans un besoin d'offrir « une solution de mobilité pour tous ». Le Dispositif n'est pas uniquement destiné aux PMR. Des utilisateurs qu'ont une mobilité complète mais ont besoin d'une solution pour les soulager dans leurs activités professionnelles quotidiennes ou encore une solution de type « Personnel Transporter » dans un cadre personnel peuvent être ciblées. L'accessibilité aux personnes en situation de handicap doit être rattachée aux besoins de tous les usagers, qu'ils soient en situation de handicap ou non.

Au-delà de ces différents avantages liés directement à l'utilisateur, il y a une réduction de coûts pour la société et la prise en charge des utilisateurs de fauteuils roulants puisqu'il y a une forme de prévention d'un certains nombres de maladies dues au fait d'être immobilisés dans un fauteuil roulant en position assise.

2.4.3 Autres avantages du Gyrolift

- Équilibrage automatique du centre de gravité de l'utilisateur grâce aux capteurs de force ;
- Contrôle par multiples interfaces (adaptable sans guidon) ;
- Sécurisation et apprentissage grâce aux béquilles motorisées à roues folles ;
- Détection de perturbations pour la sécurisation de l'utilisateur ;
- Repose-pieds réglables et encreables au sol pour la pratique de sports (golf) ;
- Répond aux normes des dispositifs médicaux ;
- Verticalisation adaptée à la morphologie de l'utilisateur.

2.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les différentes solutions de mobilité existantes et les différents besoins des utilisateurs. Les innovations du Gyrolift se démarquent des dispositifs habituels sur le marché.

Gyrolift est une solution qui répond aux critères de conception universelle, que ce soit dans l'application du dispositif que dans les catégories particulières de personnes qui l'utilisent. A l'aide de cette solution novatrice, une autonomie de l'utilisateur est assurée.

La mobilité fluide et le côté compact de l'appareil permet de se déplacer dans des espaces confinés et comme des « open-space ». Sa verticalisation offre la possibilité à son utilisateur d'avoir accès à des objets sans nécessité d'aménagement du poste. Le Gyrolift ouvre donc des postes d'emploi à des personnes à mobilité réduite. Il permet de favoriser le maintien et la réinsertion dans l'emploi, le retour dans une vie sociale. Il répond aux besoins d'inclusion. Le dispositif développé avec ses différentes fonctionnalités permet de répondre à l'ensemble des contraintes générées par la station debout, des perturbations externes et des déficiences de l'utilisateur.

A long terme, l'amélioration du protocole de sécurité apporterait une valeur ajoutée au Gyrolift. Afin d'optimiser l'assistance au conducteur une stratégie de collaboration serait envisagée.

Il s'agit de proposer une solution d'adaptation de l'interaction conducteur/Gyrolift sur la base des perceptions internes (liées à l'état de cette interaction et des perturbations) et externes (informations issues de l'environnement et des autres véhicules de l'espace de mobilité).

Le concept d'un fauteuil roulant sur une base gyropodique n'est pas commun ce qui nécessite une assistance lors de sa manipulation. Dû à la nouveauté du dispositif, il peut provoquer un état de panique ou de stress chez un utilisateur novice. Dans les prochains chapitres, nous étudions l'interaction Homme-Machine établie entre le conducteur et son Gyrolift afin de proposer une architecture de contrôle permettant d'assister et de sécuriser l'utilisation du dispositif et surtout estimer son état émotionnel afin de l'inclure dans la boucle de contrôle.

CHAPITRE 3

Interaction Homme - Machine

3.1 Introduction

Un système est interactif lorsque son fonctionnement dépend d'informations issues de son environnement externe, dont il n'a pas le contrôle [38]. C'est un système ouvert. A l'inverse, d'un système fermé qui est autonome dont le fonctionnement est décrit uniquement par une intelligence artificielle (algorithme).

Afin de commander, contrôler les systèmes interactifs, les utilisateurs disposent d'une interface qui prend la forme d'un ensemble de dispositifs matériels et/ou logiciels (figure 3.1). On peut difficilement dissocier l'homme de la machine quand on parle de système interactif.

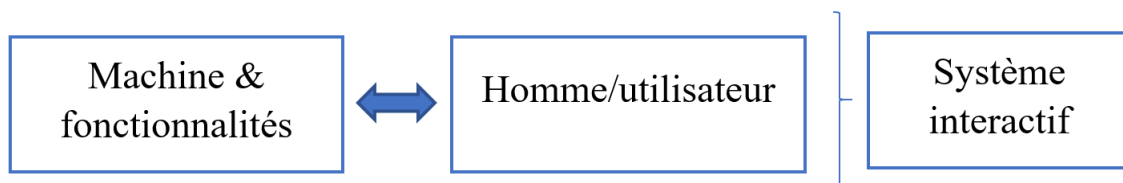


FIGURE 3.1 – Système interactif

Pour concevoir un système « utile » et « utilisable », il faut que les interfaces le soient. Il s'agit de deux notions fondamentales dans l'innovation que nous allons détailler.

L'Interaction-Homme-Machine (IHM) est une discipline consacrée à la conception, à la mise en œuvre et à l'évaluation de systèmes informatiques interactifs destinés à des utilisateurs humains ainsi qu'à l'étude des principaux phénomènes issus de l'environnement externe qui les entourent.

Dans une IHM, nous nous intéressons à l'interaction de manière générale et pas uniquement à l'interface qui comprend les menus, boutons, etc. Les différentes ac-

tions nécessaires pour accomplir une tâche ou un but avec la machine sont prises en compte, mais aussi l'adéquation entre la machine et le contexte dans lequel celle-ci est utilisée.

Pour toute conception d'un système interactif des connaissances pluridisciplinaires sont nécessaires (ingénierie, science de la nature, design). Il est surtout primordial de connaître les deux parties interactives :

- Compréhensions liées à la machine (possibilités et défis, outils nécessaires, capacités) ;
- Compréhensions liées à l'utilisateur (physiologie, psychologie, société, capacités).

Afin d'avoir des systèmes interactifs répondant aux besoins des utilisateurs, une étude ergonomique doit être faite. L'ergonome a pour mission de réaliser des IHM utilisables, utiles, désirables et accessibles. Pour atteindre cet objectif, il doit comprendre les besoins, les désirs et les comportements des utilisateurs.

L'objectif de l'ergonomie est de centrer l'objectif des conceptions sur la notion d'interface utilisateur (UI) et l'expérience utilisateur (UX). Cette étude est donc très importante dans le cadre de la conception d'une solution de mobilité comme le Gyrolift.

3.2 L'utilité d'une analyse ergonomique

Les utilisateurs ont de nombreuses attentes surtout en ce qui concerne les Interactions Hommes-Machines. Les objets robotisés/connectés étant devenus des objets du quotidien, il est donc crucial de s'assurer qu'ils soient attractifs. Les points généralement visés par les utilisateurs d'un produit et qui influencent l'achat sont : une prise en main facile, une satisfaction maximale du besoin, une attractivité visuelle, une bonne accessibilité, et une garantie au niveau de la sécurité lors de l'utilisation [39].

L'ergonomie ou l'analyse des facteurs humains est définie par l'International Ergonomics Association (IEA) comme « la discipline scientifique qui vise la compréhension fondamentale des interactions entre les humains et les autres composantes d'un système ». Le but de cette compréhension étant d'optimiser les performances des systèmes tout en augmentant le bien être des personnes qui les utilisent. Ainsi rendre compatible Systèmes/Machines et Hommes est le principe fondamental de cette discipline.

De ce fait, les analyses ergonomiques sont très importantes et informatives pour le créateur d'un produit. Elles sont principalement conduites dans 4 types de situation [39] : la conception d'une interface et son évaluation, le contrôle de qualité d'un produit, l'établissement d'un diagnostic d'usage sur un produit existant, ou dans le but d'effectuer des comparaisons entre les avantages et inconvénients d'un produit dans un domaine.

L'évaluation ergonomique d'un produit passe donc par plusieurs procédés d'analyse notamment par celle qui nous intéresse le plus dans le cadre de ce mémoire, l'expérience utilisateur (UX). L'expérience utilisateur est définie comme le ressenti de l'utilisateur lors de l'utilisation d'une interface. Cette expérience implique tout ce qui est de l'ordre de l'émotionnel, des attentes, impressions et réponses de l'utilisateur. Cette UX est essentielle dans la conception de systèmes car elle va venir donner les clefs d'une possible amélioration du dispositif ou bien valider la qualité de ce dernier.

L'expérience utilisateur (UX) est très souvent réduite à la notion d'utilisabilité qui est la mesure qui décrit à quel point un produit est facile à utiliser. Afin d'avoir un produit performant plusieurs aspects doivent être pris en compte. Les différents principes de l'UX, d'après la figure 3.2, sont :

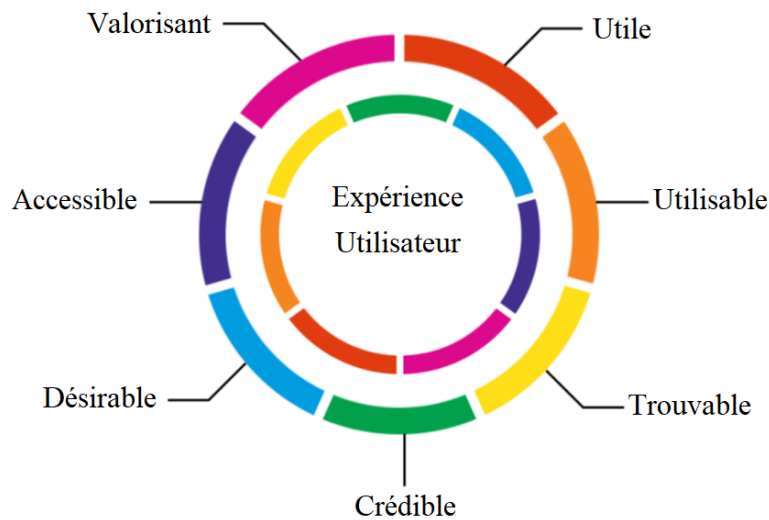


FIGURE 3.2 – Représentation des différents principes en UX

Utile : Afin de rivaliser et attirer l'attention un produit doit être utile en répondant à des besoins. Il faut aussi noter que la notion d'utile n'est pas forcément commune pour tout le monde, en effet, un produit peut être utile en offrant des avantages non pratiques comme le plaisir et l'esthétique (une décoration ou ordinateur peut être utile même si elle ne permet à son utilisateur d'atteindre un objectif).

Utilisable : La notion d'utilisabilité est de permettre à un utilisateur d'atteindre un objectif en utilisant le produit de manière efficace et efficiente. Cette notion se mesure par : temps nécessaire pour apprendre ; rapidité d'utilisation ; taux d'erreurs ; facilité à se souvenir ; satisfaction subjective. L'utilisabilité rend donc l'UX optimale. Nielsen a été l'un des premiers à employer le terme utilisabilité, en particulier dans son ouvrage de référence : "Usability Engineering" (1993). Depuis 2005, chaque année le mois novembre se déroule la journée mondiale de l'utilisabilité. Cet événement permet de promouvoir la notion d'utilisabilité chez les entreprises. C'est une occasion d'échanges autour des méthodes d'utilisabilité et l'avenir du design.

Trouvable : Cette notion se repose sur le principe « le temps est précieux », puisque tout ce qui prends du temps à être trouvé est vite ignoré.

Crédible : Le produit doit inspirer une confiance chez les acheteurs et ce à travers les témoignages, la qualité du design, la description du produit. Les avantages promis doivent être exactes et adaptés à l'usage prévu.

Désirable : C'est à travers le design que l'attractivité est transmise aux utilisateurs, et ce par l'image, l'identité, l'esthétique et le design émotionnel. Plus un produit est attractif, plus il sera recommandé.

Accessible : Malheureusement, l'accessibilité est souvent négligée lors de la création. Cette notion consiste à offrir un produit accessible aux utilisateurs d'une gamme de capacités diverses et complètes, ce qui inclut les personnes à mobilité réduite. Un grand nombre d'entreprises considère la notion de conception pour l'accessibilité comme un gaspillage. En effet, pour ces organismes les personnes à mobilité réduite représentent un petit segment de la population.

Inversement, la conception pour l'accessibilité des personnes à mobilité réduite doit être réfléchie pour tout le monde afin de toucher le plus grand nombre d'utilisateurs possible. La conception accessible est désormais une obligation légale dans de nombreuses juridictions, y compris l'UE. Malheureusement, cette obligation n'est pas appliquée aussi souvent qu'elle le devrait.

Valorisant : Le produit doit apporter de la valeur, son acquéreur doit le percevoir comme de la valeur et non un coût.

Intéressons-nous au dispositif Gyrolift. Aux premiers abords cette solution de mobilité semble correspondre aux points énoncés plus haut. En effet, si l'on reprend les principes UX (figure 3.2), il est considéré comme Valorisant, Désirable, Utile, et Crédible grâce à son but d'utilisation et l'ingéniosité derrière sa conception. Accessible et Trouvable car c'est une solution de mobilité universelle, qui coûte moins chère que les solutions concurrentes apportant moins de fonctionnalités et qui sera potentiellement remboursée par la sécurité sociale. Cependant, la problématique de ce mémoire se porte sur l'hypothèse qu'il existerait un défaut au niveau du point de l'Usability (l'usabilité ou utilisabilité).

Ce terme d'usabilité est défini de manière générale, par la norme ISO 9241-11, comme le « degré selon lequel un produit peut être utilisé, par des utilisateurs identifiés, pour atteindre des buts définis avec efficacité, efficience et satisfaction, dans un contexte d'utilisation spécifié ». L'Usability dépendrait aussi selon Jakob Nielsen, Ergonome spécialiste, de 5 critères : la fiabilité du dispositif (peu d'erreurs), la facilité de mémorisation et d'apprentissage, la satisfaction subjective ressentie par l'utilisateur et le degré de facilité pour atteindre l'objectif prédéfini [40].

Ainsi, lorsque l'on met ce critère en relation avec la possible présence d'une appréhension chez les utilisateurs face au dispositif, on remarque une incompatibilité. En effet, l'appréhension des utilisateurs pourrait perturber la réalisation de la tâche et le but ne serait donc pas atteint avec efficacité et efficience. C'est problématique car en pratique il serait difficile d'utiliser quotidiennement le dispositif si les utilisateurs ne se trouvent pas à l'aise ou en confiance. C'est d'autant plus important lorsqu'il s'agit d'un objet destiné à un usage quotidien tel que le Gyrolift. Il est donc essentiel d'évaluer cette appréhension afin de pouvoir améliorer l'expérience des utilisateurs.

C'est donc ce à quoi nous allons nous intéresser dans la prochaine partie de notre recherche bibliographique. Dans un premier temps, nous allons nous définir la relation de l'état émotionnel avec les interfaces homme-Machine et l'utilité d'inclure ce paramètre dans la boucle de contrôle. Nous nous intéresserons ensuite à l'appréhension elle-même et ses mécanismes. Nous verrons comment le handicap, et surtout l'usage d'un fauteuil roulant influence le niveau d'appréhension chez ses utilisateurs. Nous mettrons ensuite tout cela en relation avec le Gyrolift et ses différentes spécificités.

3.3 État émotionnel, «*Affects*» dans l'IHM

La prise en compte de l'état émotionnel, dit *Affects*, dans une boucle d'interaction Homme-Machine-Environnement est très présent pour l'évaluation de l'utilisabilité par l'intermédiaire de la notion de satisfaction. Afin de rendre la machine plus interactive, de plus en plus d'études s'intéressent à l'introduction de cette notion dans les boucles de contrôle. Les études se sont basées sur la forte corrélation entre l'état émotionnel et les intentions d'utilisateurs. En psychologie, certaines études comme [41, 42] ont démontré que les activités cognitives, la prise de décision, la créativité sont impactées par l'état émotionnel de l'utilisateur. D'autant plus lorsque ces émotions sont négatives (anxiété, appréhension).

Des études comme [43] se focalisent sur la question de « *Comment mesurer l'état émotionnel de l'utilisateur durant une IHM ?* », sans évoquer l'intérêt de faire cette mesure. Il est important d'établir la relation entre l'état émotionnel et l'IHM. Il y'a deux approches qui établissent l'intérêt et le lien entre l'état émotionnel d'un utilisateur et l'IHM :

- **Machine vers l'homme** : Des dispositifs sont conçus afin de générer un bien-être chez les utilisateurs comme les jeux vidéo. La joie, l'épanouissement, l'amusement, la détente sont des affects positifs. Le lien entre l'état émotionnel et l'IHM des dispositifs est évident puisque c'est le but même de cette conception. La démarche d'établir ce lien et le mesurer est cohérente. Cette approche est unidirectionnelle et centrée sur l'état émotionnel que peut provoquer le dispositif chez l'utilisateur.
- **Homme vers la machine** : Pour cette approche, il est question de l'état émotionnel provoqué par un dispositif chez un utilisateur, et comment cet état émotionnel provoqué pourrait, à son tour, influencer sur le contrôle et la commande du dispositif. C'est une analyse bidirectionnelle, l'influence du dispositif sur l'utilisateur génère un état émotionnel négatif ou positif qui change involontairement la commande ou l'acceptation du système.

Généralement, une émotion positive lors de l'IHM rend la conception plus désirable et utilisable. Contrairement aux émotions positives, un usage provoquant un état émotionnel négatif provoque une certaine déception et frustration. Néanmoins, ceci n'est pas une règle générale, des émotions négatives contribuent au processus d'apprentissage et ressentir des émotions positives pousse les utilisateurs

teurs à prendre des risques se retrouvant ainsi dans des situations inconfortables ou risquées.

Pour notre étude, nous nous intéressons à la deuxième approche qui est « *Quel état émotionnel provoque le Gyrolift chez son utilisateur ? négatif ou positif ?* » et « *Comment utiliser cet état émotionnel estimé dans la boucle d'IHM ?* ». L'objectif est de mesurer cet état émotionnel afin de l'introduire dans l'interaction entre le Gyrolift et son utilisateur, rendant ainsi le système plus interactif.

3.3.1 Relation entre l'état émotionnel et la satisfaction : *Affects et satisfaction*

Selon [40], l'état émotionnel est pris en compte à travers la notion de satisfaction des utilisateurs. La satisfaction représente une mesure subjective de l'utilisabilité d'une innovation. [44] a défini la satisfaction : « une réaction affective qui concerne l'acte d'usage d'un dispositif et qui peut être associée au plaisir que l'utilisateur reçoit en échange de son acte ». L'utilisateur est satisfait d'un système lorsque celui-ci réalise de manière confortable et acceptable son but. Des études comme [45] estiment que la satisfaction comprend deux dimensions : utilisabilité et les affects puisque d'un côté, elle est liée à l'utilité du système, et de l'autre, aux qualités instrumentales. Donc se reposer uniquement sur la satisfaction de l'utilisateur n'est pas suffisant pour évaluer une innovation. Effectivement, une innovation peut très bien apporter une satisfaction importante chez les utilisateurs mais ne rien apporter en termes de performances quantitatives.

3.3.2 Relation entre les *Affects* et l'intention des usagers

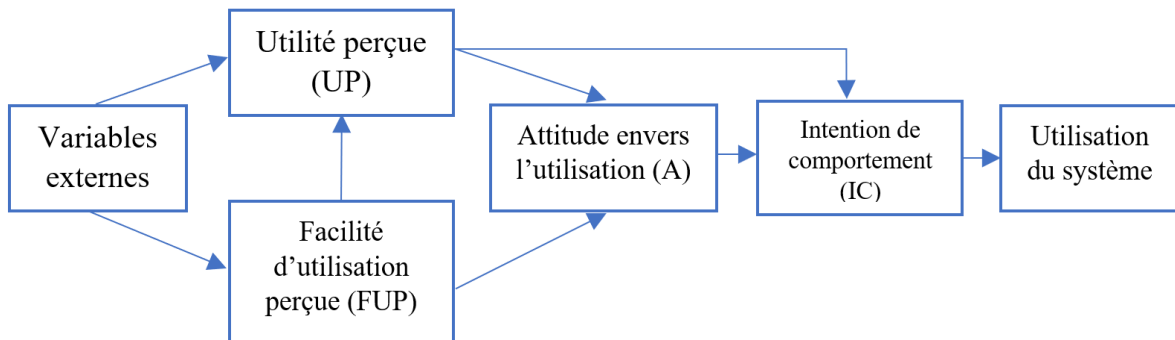


FIGURE 3.3 – Le modèle TAM dans sa première version

Le modèle TAM (*Technology Acceptance Model*) [46] est un modèle prédictif et explicatif des usages des systèmes technologiques (figure 3.3). D'après le TAM, deux perceptions influencent sur les intentions d'usage : 1) l'utilité perçue (UP) qui est le degré avec lequel une personne pense que l'utilisation du système peut améliorer ses performances ; 2) la facilité d'utilisation perçue (FUP) qui est le degré avec lequel l'usager pense que l'utilisation du système ne nécessiterait pas beaucoup d'efforts.

Le modèle est l'une des études théoriques les plus utilisées pour des analyses quantitatives en termes de coûts/bénéfices individuels. Plusieurs études ont évalué que les bases théoriques du modèle sont restreintes et ont proposé d'inclure des variables externes telles que « l'état émotionnel » qui est proposé par Richard Bagozzi l'un des auteurs d'origine du TAM. D'autres études estiment que les *affects* sont une simple conséquence du niveau d'utilisabilité d'un système. Cette donnée reste néanmoins complexe dans le sens où plusieurs aspects peuvent l'influencer dans le contexte d'une IHM. L'UX est une donnée adéquate pour estimer les *affects* lors d'une IHM. Nous nous intéressons à une situation d'*affects* qui est l'appréhension lors de l'IHM du Gyrolift, une émotion qui peut influencer l'utilisation du dispositif.

Par soucis de sécurité et afin d'assister l'utilisateur, cette émotion ne doit pas être négligée, au contraire, elle permet de rendre le système encore plus interactif en adaptant le contrôle selon l'état émotionnel de l'utilisateur.

Nous nous intéressons donc à l'appréhension, ses mécanismes et ses conséquences sur le corps humain. Dans le cadre de notre étude, nous présentons aussi l'appréhension dans le contexte du handicap comme les futurs utilisateurs du Gyrolift seront en grande partie des personnes à mobilité réduite. Nous établissons les hypothèses de travail sur le principe de l'appréhension ressentie par l'utilisateur d'un Gyrolift.

3.4 L'appréhension & ses mécanismes

3.4.1 Approche générale

L'appréhension, synonyme d'inquiétude et d'anxiété est souvent définie comme le fait d'envisager un événement avec crainte. Elle est présente en chacun de nous et peut se manifester sous de nombreux états notamment sous la forme de stress.

Stress qui est assez bien défini par [47] dans cette citation issue d'une de ses publications : « *Rares sont les jours où le mot stress ne vient pas à l'esprit. Intuitivement identifiable par tous, l'utilisation du terme « stress » a totalement pénétré le discours commun. « Je stresse pour », « c'est le stress », « ça me stresse », les formules caractérisant cet état de tension fleurissent dans le langage, et une oreille attentive saura sans mal admettre la récurrence du mot dans notre vocabulaire et notre environnement. (...)* ». Cette citation dénote ainsi le caractère quotidien de cette affection non pathologique le plus souvent, qui émane d'un grand nombre de facteurs extérieurs, affection qui peut aussi être décrite comme un état de pression psychologique prolongée sur le sujet [48].

Le stress est donc une des conséquences de la perturbation du bien-être du sujet et va générer de l'appréhension concernant une situation à venir. Il est également important de mentionner que selon certaines théories, il existerait deux types de stress [49] : l'*Eustress*, générateur de motivation et d'excitation ayant pour origine des facteurs positifs, et son contraire le *Distress* considéré comme un mauvais stress, générateur de peur, d'appréhension. On voit ainsi que la présence de stress n'est pas

toujours forcément liée à des affects négatifs, mais cela peut être signe d'excitation ou encore d'impatience. Cela nous permet de nuancer sur la notion de stress et de percevoir que la présence d'appréhension n'est pas toujours à analyser comme étant quelque chose de négatif et mauvais pour le sujet.

3.4.2 Les sources de l'appréhension

De manière générale, nous sommes dans une situation de stress lorsque nous faisons face à une demande qui excède les ressources de notre système. C'est-à-dire, lorsque nous faisons face à une situation soit nouvelle ou aux enjeux importants, ou encore lorsque nous nous sentons en position de perte de contrôle et de danger. On ne possède donc pas l'expérience et le savoir nécessaire pour faire face à ces situations et on se retrouve en proie au stress. L'appréhension se fait vivement ressentir car on ne connaît pas la finalité ni le déroulement de la situation stressante.

D'un point de vue scientifique, les différentes sources (figure 3.4) de stress peuvent être expliquées par 3 facteurs² : les facteurs psycho-émotionnels (exemple : des bouleversements affectifs comme un divorce ou encore des changements environnementaux), les facteurs de type physiques (exemple : une maladie, la fatigue) et les facteurs d'ordre biologique (exemple : la malnutrition, hormones). Chaque facteur comprenant des spécificités qui sont propres à chaque individu et qui vont influencer le niveau de stress de manière différente.

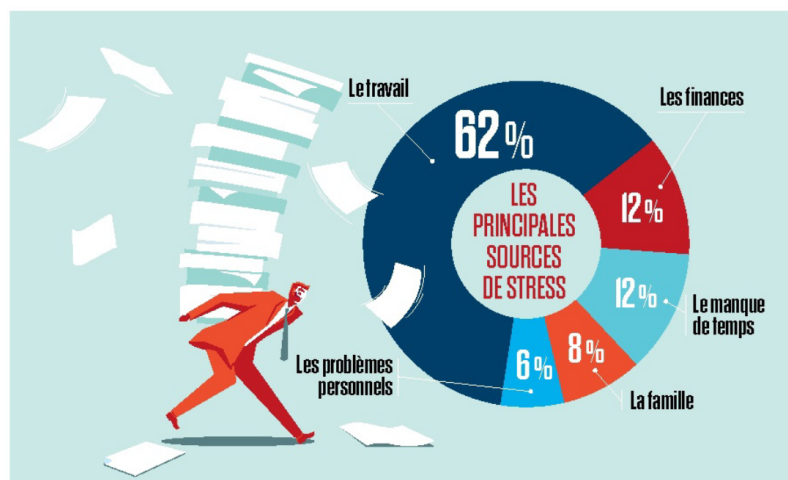


FIGURE 3.4 – Illustration des différentes sources de stress quotidien

Dans ce type de configuration, les stratégies de gestion du stress seront différentes en fonction des émotions mais aussi des individus. Elles sont majoritairement au nombre de 4 et regroupent : l'évitement de la source de stress, la vigilance (le sujet s'informe sur ce qui lui cause du stress et met en place un plan d'action pour y pallier), le déni qui peut consister à rester loin de la source, ou encore la mise en place d'efforts comportementaux actifs qui peut passer par exemple par une confrontation directe [50].

2. <https://feel-good.space/troubles-maladies/stress/causes-de-stress-classement-holmes-rahe/>

3.4.3 Les conséquences sur le sujet

Concernant les conséquences de l'appréhension/stress au niveau psychologique, on peut observer des changements au niveau cognitif et du cerveau. Notamment à trop haute dose, le stress peut affecter l'hippocampe en causant une altération au niveau de l'apprentissage et de la mémoire [51]. Mais de manière ponctuelle, il peut aussi engendrer une perte de repères spatiaux temporels, perte d'anticipation, des défauts dans la reconnaissance de stimuli, une pensée discontinuée, ou encore un prolongement du temps de réaction. Elle peut aussi se traduire par de l'irritabilité, de l'agressivité [52] (NIH, National Institute for Mental Health).

Les conséquences du stress au niveau physique sont aussi multiples et génèrent des réactions physiologiques. Ces réactions physiologiques vont dépendre en fonction des sujets et du niveau de stress ressenti mais ils sont principalement les suivants : sudation accrue, tachycardie (augmentation du rythme cardiaque), suffocation, bouffées de chaleur, augmentation du débit sanguin [52] (NIH). Ces réactions, bien qu'elles soient internes au sujet, sont également facilement détectables à l'œil nu (ex : peau qui rougit, transpiration, souffle court) ou encore détectables à l'aide d'outils tels que des caméras thermiques ou capteurs avec ou sans contact. De manière prolongée et chronique le stress peut être à l'origine de l'aggravation de certaines pathologies notamment les maladies cardio-vasculaires ou l'anxiété. Être à l'origine de céphalées ou des troubles du sommeil, de fatigue ou encore de vertiges (figure 3.5).

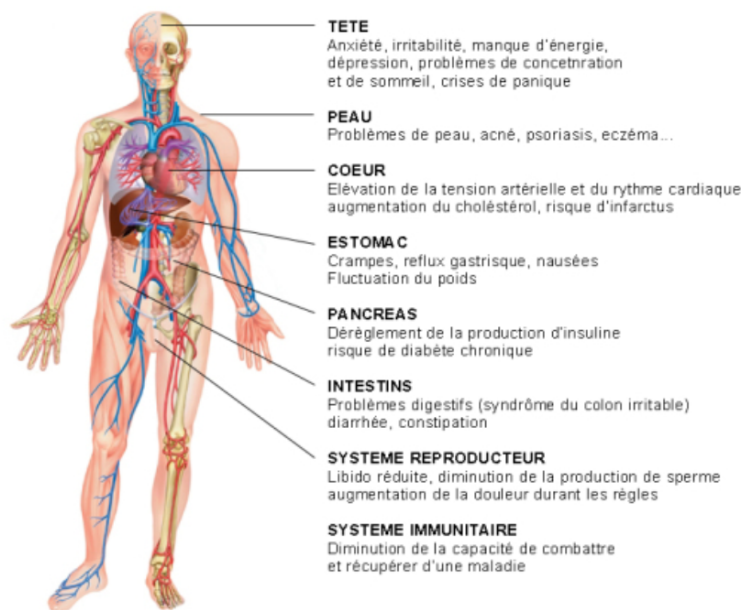


FIGURE 3.5 – Influence du stress sur le corps

3.4.4 L'appréhension et la conduite : Généralités

Avant d'analyser l'appréhension et son lien avec le handicap et le Gyrolift, il est important de comprendre comment elle peut influencer la conduite d'un véhicule de manière générale. La conduite nécessite un contrôle assez poussé de l'action et beaucoup d'entraînement. En effet, nous avons tous eu de longues heures d'entraînements avant de passer le permis par exemple, ou nous avons tous essayé des chutes à vélo avant de pouvoir tenir seul en équilibre. Malgré tout, cela n'empêche pas certains utilisateurs de ressentir de l'appréhension au volant. En effet, le stress de la conduite ou la peur excessive d'un accident à bord d'un véhicule se prénomme l'amaxophobie. Elle est caractérisée par des signes tels que des palpitations, tremblements, bouffées de chaleur, sudation ou encore anxiété. Ce type de stress concerne 27% des automobilistes français selon une étude menée par l'entreprise TomTom pour la prévention routière en 2015. Il concernerait principalement les moins de 35 ans à 44%, les conducteurs débutants ou moyen à 40%, les parents à 36% mais aussi les personnes vivant dans une grande agglomération à 35%. De manière plus générale, la conduite (ex : voiture, fauteuil roulant, moto) est source de stress car elle nécessite pour le sujet d'être en alerte constante et requiert de prêter une attention particulière à l'environnement qui l'entoure. De nombreux éléments peuvent venir stresser l'individu tels que des facteurs situationnels (ex : embouteillages, éclairage, moment de la journée, lieu etc.) ou des facteurs psychosociaux (ex : situation personnelle, événements bouleversants récents, type de personnalité). De plus, pour Simon [53] : « le comportement au volant reflète le style de vie du conducteur. ». Un usager anxieux dans la vie de tous les jours le serait donc aussi en théorie au volant.

L'appréhension serait d'autant plus forte dans les endroits bondés car le sujet réalise qu'il n'est pas seul et qu'il ne peut pas contrôler les actions des autres. Par exemple, certains usagers de fauteuil roulant n'oseraient pas s'éloigner des endroits qui leur sont familiers par peur de la circulation [54], ce qui peut se comprendre car ils sont à une hauteur moins élevée et donc moins visibles par les autres. De plus, un bon nombre de personnes ne respectent pas les normes de sécurité mises en place pour faciliter la conduite, ce qui peut donc provoquer de l'hypervigilance et un stress supplémentaire, sachant que la peur d'un accident reste la principale source d'anxiété au volant.

L'utilisateur en proie au stress au volant se verra crispé et sera plus enclin à effectuer de mauvaises manœuvres (ex : difficultés pour se garer, difficultés pour passer les vitesses sur une voiture, freinage brutal, oubli des règles de sécurité etc). Néanmoins, même si le stress peut avoir des effets négatifs sur le comportement du sujet, il est souvent la preuve d'un bon vouloir faire et semble parfois à l'origine d'un manque d'expérience. L'appréhension pousserait le sujet dans ce cas de figure à s'infliger une pression psychologique dans le but de bien agir et de ne pas faire d'erreur.

Il existe cependant des moyens pour pallier l'appréhension et la peur de la conduite. D'un côté on a les thérapies cognitivo-comportementales (TCC) qui per-

mettent de faire un travail sur soi dans le but d'une restructuration cognitive. D'un autre côté, on a les thérapies utilisant la réalité virtuelle (TRV). La réalité virtuelle permettant une immersion souvent 3D et auditive. Elle va aider le sujet à se confronter aux situations qui le stress, le sujet pourra s'entraîner et améliorer la gestion de ce dernier.



FIGURE 3.6 – Entraînement à la conduite en réalité virtuelle



FIGURE 3.7 – Livreur UPS s'entraînant en réalité virtuelle

La figure 3.6 présente l'utilisation du principe de réalité virtuelle pour l'entraînement à la conduite, et la figure 3.7, avec le même principe, nous avons un livreur UPS qui s'entraîne à des livraisons.

3.5 Appréhension & Handicap

3.5.1 Handicap et fauteuil roulant : Sources d'appréhension

L'appréhension étant, comme nous l'avons vu, un symptôme de la vie quotidienne, est quelque chose de normal et présent en chacun de nous. Néanmoins il est d'avantage présent chez les personnes qui font face à une pression sociale plus élevée, notamment chez les personnes en situation de handicap. En effet, les maladies ou les blessures physiques sont considérées comme étant l'un des événements les plus stressants dans la vie d'une personne, avec la mort d'un être cher, la perte d'un emploi ou encore un divorce [55]. En effet, la perte de motricité est très dure à vivre et n'est pas un cas isolé en France et concerne selon une étude du Centre National de Solidarité pour l'Autonomie (CNSA), plus de 8,1 millions de personnes dont 1.8 million faisant l'usage d'un fauteuil roulant.

Les personnes à mobilité réduite font, comme nous l'avons dit auparavant, face à un monde qui ne leur est presque pas adapté. De nombreux témoignages notamment dans l'étude de Costa [56] démontrent que l'usage d'un fauteuil roulant est souvent source de stigmatisation, de dépression et parfois à l'origine de sentiments d'infériorité et d'inutilité pour les utilisateurs. Ces sentiments sont également corroborés par les témoignages présents dans le livre de Wilson [57] par des patients atteints de polio en fauteuil roulant. Ces patients décrivent tous au début un sentiment de honte et une perte de dignité. Sentiments qui disparaissent après quelques semaines grâce à la réalisation d'une prise d'indépendance massive. Ces études mettent également en avant chez les sujets une certaine appréhension concernant l'utilisation du fauteuil en dehors de l'hôpital. Sans oublier le fait que le fauteuil roulant soit souvent décrit par les patients comme marqueur de différence et associé à la vieillesse ou à des maladies graves. Cela peut participer activement à l'augmentation du stress quotidien dans la gestion du handicap.

De plus, les handicaps entraînant le recours à un fauteuil roulant sont souvent lourds de conséquences sur la perception sensorielle et le contrôle immédiat des actions et du corps (ex : dans la paraplégie). Cela oblige donc les sujets à être extrêmement vigilants afin d'éviter de se blesser (ex : ne pas sentir la chaleur peut entraîner une brûlure) ou encore afin de ne pas tomber car ils ont perdu leur équilibre instinctif. Il n'y a donc plus de réaction automatique du corps en cas de situation de danger. Les mouvements seront alors dans certains cas désordonnés et retardés, ce qui peut entraîner un stress de la part du sujet car il ne contrôle plus son corps. En effet, la relation au corps et à l'environnement n'est plus la même dans le handicap, les sujets décrivent souvent une certaine distance entre eux et ce dernier [54].

3.5.2 Appréhension & Handicap

Les nouvelles technologies sont certes bénéfiques mais elles ne sont pas faciles d'utilisation pour tous. En effet, la vitesse d'adaptation peut varier en fonction des individus et peut dépendre de nombreuses variables.

L'adaptation à la technologie, surtout pour les populations en situation de handicap, se doit d'être progressive car elle est essentielle et permet d'augmenter la qualité de vie. Ce processus est notamment très bien décrit dans le témoignage issu de l'article de Richard [58], par Salim joueur de foot-fauteuil : « *Il faut progresser avec son fauteuil. Monter petit à petit. Et quelquefois, même sans aller jusqu'à parler de progrès, on sera beaucoup plus efficace avec des paramètres moins sensibles. Il y a une interaction entre la machine et l'homme, je pense* ».

Dans cette citation, Salim fait référence aux modifications technologiques souvent apportées par les autres joueurs sur leurs fauteuils dans le but d'améliorer leur performance sportive (augmentation de la vitesse, remplacement des pneumatiques etc.). On voit ainsi ici l'importance de la relation homme-machine dans le handicap, mais aussi l'importance de l'harmonie de cette relation et le besoin d'un certain temps d'adaptation pour l'utilisateur. Mais aussi le besoin de s'approprier le dispositif pour se sentir en confiance.

De plus, en nous intéressant à un autre type de population, les personnes utilisant des fauteuils roulants électrique, certaines études [59] ont démontré des difficultés au niveau de la réalisation de tâches basiques, difficultés liées au maniement du joystick, l'évitement d'obstacles ou encore concernant les manœuvres en marche arrière. Des tâches difficiles à effectuer car inhabituelles ou stressantes. En effet, les obstacles entraînant des perturbations et la marche arrière un manque de visibilité accru, sont sources de peur et d'inquiétude. De plus, nous remarquons que l'altération de la performance est observée le plus souvent dans des situations reliées à des activités dans des lieux publics et endroits à l'espace restreints [60]. Cela démontre qu'il est difficile pour les sujets de s'adapter rapidement à une technologie qui diffère de ce qu'ils utilisent quotidiennement et de rester performant face à des situations stressantes.

Le lien que nous pouvons faire avec ces données et notre dispositif Gyrolift semble assez évident. En effet, le Gyrolift est un dispositif unique en son genre et plutôt inconnu du grand public. Il possède une technologie assez avancée et qui peut paraître complexe, parfois incompréhensible pour des personnes n'ayant aucune connaissance préalable. Ce manque de connaissances peut donc être une source d'appréhension supplémentaire pour l'utilisateur, de surcroît ce dernier anticipera davantage la présence d'obstacles ou de perturbations sur son parcours car il ne saura pas forcément quel genre de comportements il devra adopter.

3.6 Un nouveau système d'équilibre, une nouvelle source d'appréhension ?

L'équilibre est une problématique de taille chez les personnes en fauteuils roulants [54, 56]. En effet, la difficulté principale énoncée au début de l'apprentissage de conduite est l'adaptation à un nouveau système d'équilibre. Le manque de ce dernier se résultant le plus souvent par des chutes à répétitions. En effet, les sujets sont constamment obligés de se maintenir et doivent rester en alerte à chaque instant. Une seule seconde d'inattention pouvant provoquer une chute avec de graves conséquences. D'autant plus qu'il faut également tempérer la force nécessaire pour avancer afin d'éviter de tomber en avant.

Ce phénomène étant très bien expliqué dans ce témoignage issu de [54] de Monsieur Doris : « *Il faut toujours faire attention. Je vous dis, le moindre truc... Quand je veux attraper la bouteille qui est là, il faut que je me maintienne, il faut que je fasse ça. Le verre c'est pareil, pourtant, il n'y a rien à prendre, mais si je fais ça je tombe. Alors je me maintiens, je prends le verre et puis je bois. Si j'oublie... Au début, quand on n'a pas l'habitude, on n'a pas toujours le réflexe de s'attraper pour faire un mouvement; et là c'était la chute assurée. Maintenant, c'est devenu une seconde nature, un réflexe, c'est devenu automatique. Parfois, il arrive qu'on rate le coup et puis... et la chute arrive.* »

Une nouvelle fois, nous pouvons établir un lien avec le Gyrolift. En effet, en étant totalement différent d'un fauteuil classique, il demande également l'apprentissage et l'intégration d'un tout autre système d'équilibre. L'équilibre est régulé par la machine mais le sujet a besoin de rester droit et assez statique pour ne pas pencher en avant/arrière et avancer/reculer involontairement. L'utilisateur devra alors se débarrasser de ses anciens réflexes associés à l'utilisation d'un fauteuil classique afin de s'adapter à ce nouveau fonctionnement assisté. Ce processus peut donc être assez brutal et vite ramener des angoisses et souvenirs de chute renforcés chez les sujets en fauteuils, ce qui peut augmenter l'appréhension.

Le sujet devra aussi à long terme incorporer le Gyrolift comme un prolongement de son corps, chose qui n'est pas aisée car il faut d'abord oublier l'ancien fauteuil classique faisant partie du schéma corporel des utilisateurs. Un schéma consolidé depuis de nombreuses années pour certains qui n'est pas facile à oublier. De même pour les sujets ayant la perception et les sensations altérées par le handicap. Ainsi, la non-familiarité du dispositif et la réorganisation au niveau postural et psychologique peut se trouver être une source d'appréhension énorme.

Il serait donc intéressant pour valider cette hypothèse, d'étudier si cette appréhension est la même chez les personnes « récemment » en situation d'handicaps, qui n'ont pas encore eu le temps d'utiliser quotidiennement et de s'habituer à un fauteuil roulant. Comparé à des personnes qui utilisent un fauteuil depuis de nombreuses années. Ces observations représentent donc une autre piste de recherche

concernant l'appréhension chez le sujet.

De plus, puisque le sujet ne contrôle plus directement son équilibre cela pourrait engendrer une angoisse et le pousser à rester le plus immobile possible afin de ne pas interférer avec la machine ou bien une certaine frustration de ne pas pouvoir bouger à son aise de peur de se retrouver dans une situation non-désirée. Une raideur des muscles qui n'aide donc pas à la prise en main. Le fait de devoir aussi se pencher en avant pour avancer ou encore en arrière pour reculer, ajoute encore plus d'incertitude chez l'utilisateur. La question de la précision de la machine va venir se mettre en place, et il sera donc essentiel de devoir lui faire confiance, chose qui peut s'avérer difficile dans certains cas pour de multiples raisons (ex : subjectivité, biais, mauvaises expériences etc..).

Il est crucial que le sujet parvienne à faire cette transition qui nécessiterait en théorie de l'entraînement et une assistance personnalisée. En effet, un défaut d'adaptation pourrait engendrer une peur d'utiliser le dispositif qui le pousserait à revenir à l'usage d'un fauteuil classique, plus contraignant mais plus familier et sécurisant.

3.7 Verticalisation & Appréhension

Le Gyrolift étant une nouvelle solution de mobilité, l'une des principales contributions du dispositif est sa fonction de verticalisation qui permet à son utilisateur de se déplacer aussi bien assis que debout. Cette fonction peut susciter de l'admiration mais aussi de l'appréhension chez les utilisateurs aux premiers abords. Même si la verticalisation par ses bienfaits ; tels que l'indépendance qu'elle procure, le bien-être, la stimulation physiologique, les facilités relationnelles, l'amélioration du tonus musculaire ou encore la meilleure oxygénation des muscles ; est quelque chose de positif, elle peut être vue comme un réel bouleversement. En effet, cette fonction représente une appréhension supplémentaire pour les personnes en situation de handicap car pour la plupart des personnes en fauteuil il n'est pas possible de se tenir debout de manière autonome. L'élévation statique ou en mouvement est donc une réelle valeur ajoutée apportée par le Gyrolift mais peut représenter une appréhension car elle n'est plus familière et surprenante. Elle nécessite une nouvelle fois de faire confiance à la machine, machine qui nous met dans une position de passivité. Néanmoins, cette fonction serait plus associée à de l'Eustress qu'à une réelle inquiétude.

Est-ce que cette appréhension ou excitation ressentie par l'utilisateur peut être estimée afin d'optimiser l'utilisation des utilisateurs de manière générale ou les utilisateurs novices en particulier lors de la phase d'initiation afin de les assister et sécuriser l'utilisation du dispositif ?

Cette question résume la suite du travail, tout en prenant en compte les différentes défis technologiques et contraintes liées au contexte industriel.

3.8 Appréhension - Cas d'utilisation du Gyrolift

Un utilisateur novice d'une solution de mobilité comme le Gyrolift est souvent amené à des situations de stress, d'insécurité ou d'inconfort. Cela génère de l'appréhension qui peut compromettre la commande et le contrôle du dispositif.

Parmi les scénarios d'utilisation stressants pour l'utilisateur :

a. Présence d'obstacles

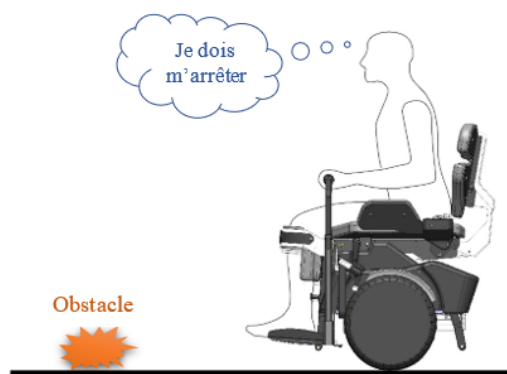


FIGURE 3.8 – Obstacles au sol

La rencontre d'obstacle (figure3.8) lors d'une conduite du Gyrolift peut être dangereux pour son utilisateur. Effectivement, s'il n'a pas le réflexe de s'arrêter à temps cela provoquerait sa mise en danger en se blessant plus ou moins gravement.

b. Perturbations du sol

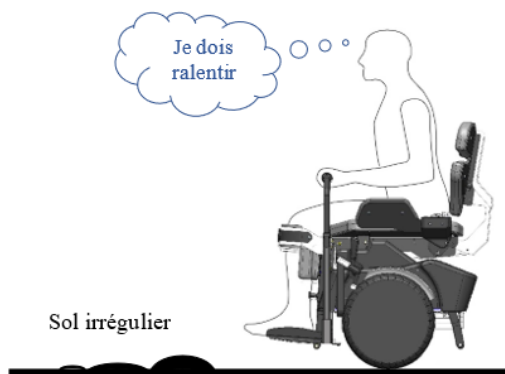


FIGURE 3.9 – Sol irrégulier

La vitesse du Gyrolift peut atteindre 15 Km/h. Dans le cadre d'une utilisation sur un sol accidenté et irrégulier (figure3.9), il est important de diminuer la vitesse du dispositif puisqu'une utilisation à une vitesse maximale peut causer de fortes secousses. Cela peut être gênant pour l'utilisateur en créant un déséquilibre ce qui provoquerait un stress.

L'utilisateur du Gyrolift peut être confronté à des cas qui créent une appréhension chez lui : rencontre d'un obstacle, utilisation sur un sol irrégulier ou tout simplement la fonction de verticalisation. Il est essentiel de proposer une assistance au niveau de dispositif Gyrolift qui permet de capter l'état émotionnel de l'utilisateur lors de l'interaction Conducteur – Gyrolift afin d'adapter le contrôle et commande du Gyrolift.

3.9 Problématique & Hypothèses

A travers ce chapitre, nous avons présenté le concept d'appréhension, ainsi que ses effets sur les personnes à mobilité réduite, notamment chez les utilisateurs de fauteuils roulants et le lien existant avec notre dispositif et surtout l'importance d'introduire l'état émotionnel d'un utilisateur lors d'une IHM.

La problématique à laquelle nous faisons face tourne donc autour de la présence d'une appréhension chez les utilisateurs du Gyrolift. Problématique qui s'interroge également sur les moyens de diminuer et d'évaluer les sources de cette appréhension afin de rendre l'interaction Homme-Machine optimale.

Les hypothèses face à l'origine de cette dernière sont multiples. Nous avons entrevu au cours de notre recherche bibliographique :

- L'appréhension serait par la situation de handicap plus élevée de nature comparé aux sujets sans handicap car ils font naturellement face à plus de défis quotidiens ;
- L'appréhension serait causée par le caractère atypique du fauteuil et son système d'équilibre. En effet, l'usager n'étant pas habitué à jouer un rôle passif sur son fauteuil va appréhender les moindres mouvements de la machine. N'ayant pas confiance en ce nouveau dispositif, il aura besoin d'un temps d'adaptation voire d'entraînement renforcé. De plus, cet équilibre inhabituel pourrait générer de l'appréhension et de la peur car il n'est pas nécessairement imaginé comme stable par ses utilisateurs et peut ramener des souvenirs de chute ;
- Pour finir, la verticalisation pourrait aussi être une source d'appréhension positive. En effet, face à des utilisateurs qui n'ont pas eu la possibilité de se tenir en position debout à cause de leur handicap, elle représente un espoir et beaucoup de pression psychologique.

3.10 Conclusion

Nous avons abordé dans ce chapitre la forte corrélation qu'il y a entre l'état émotionnel d'un utilisateur et l'UX lors d'une innovation d'un système interactif. Lors de la conception de nouveaux systèmes, l'analyse de l'aspect Affects permet d'étendre les spécifications fonctionnelles pour rendre l'UX positive sur différentes notions de manière générale : Utilisabilité, acceptabilité, utilité, etc. Cette introduction d'émotions permet de repérer les problèmes et les difficultés rencontrées dans l'interaction homme-machine dans le but de concevoir des machines de plus en plus adaptées à l'homme et répondant ainsi au critère d'utilisabilité en particulier.

L'utilisation d'un dispositif à contrôle intuitif comme le Gyrolift peut engendrer une forme d'appréhension chez l'utilisateur. Le déplacement en position debout engendre une appréhension plus importante quand il s'agit de personnes qui n'ont plus l'habitude de se retrouver en position verticale. Cette appréhension se manifeste généralement sous forme de stress. Un stress se manifeste lors d'une situation contraignante perturbant l'équilibre et le bien-être de l'individu, créant ainsi un certain nombre de changements qui dépendent de plusieurs paramètres, comme le sexe, l'âge, la morphologie. Cet état est généralement suivi par un bouleversement hormonal provoquant un changement de certaines constantes physiologique d'un individu soumis à ce type de stress. Afin de mener à bien ce projet, nous avons défini les paramètres qui nous permettront de détecter les états de stress. Nous avons cherché à comprendre comment adapter ces paramètres à notre système. Pour ce faire, nous avons pensé à la mise en place d'une chaîne d'acquisition des paramètres choisis.

Le chapitre suivant détaille la chaîne d'acquisition mise en place et la méthodologie suivie afin d'estimer l'état émotionnel du conducteur.

CHAPITRE 4

Stress : Étude théorique

4.1 Introduction

4.1.1 Activité cardiaque & stress

Ces dernières années, l'état émotionnel est une donnée importante lors d'une interaction Homme-Machine et l'intégrer dans la boucle de contrôle est un point d'intérêt pour les chercheurs [61]. Grâce à cette estimation, la machine devient plus interactive avec son utilisateur [62]. Parmi ces émotions, le stress se manifeste durant une situation inconfortable et perturbe le bien-être de la personne.

L'objectif de cette étude est de proposer une chaîne d'acquisition qui permet d'estimer l'état émotionnel de l'utilisateur d'un Gyrolift afin de l'inclure dans le contrôle du dispositif. Plusieurs études ont été menées afin d'estimer l'état émotionnel d'un conducteur en utilisant diverses modalités telles que les expressions faciales, les gestes, la parole ou les signaux physiologiques. Des solutions de mesure « invasives » étaient utilisées. Elles représentent de nombreux avantages mais nécessitent un contact, ce qui présente une gêne pour le conducteur.

Pour la détection du stress, la plupart des solutions en contact sont liées à l'étude de l'activité cardiaque à travers la fréquence cardiaque (FC) et de la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC). La FC est la mesure du nombre de pulsations cardiaques par minute [63]. C'est une constante biologique, c'est-à-dire qu'elle ne diffère pas d'un sujet « sain » à une autre. Dans notre étude, une personne est considérée comme sujet sain si elle ne présente pas de pathologies cardiaques. La FC est caractérisée par :

- Une spécificité d'espèce ;
- Une variation avec l'âge du sujet ($FC_{max} = 220 - \text{âge}$) ;
- Une variation en fonction de composantes conscientes comme la posture et le travail musculaire et de composantes inconscientes comme le stress ;

- Une variation avec l'état pathologique du sujet.

La FC est sous contrôle du système nerveux autonome (SN), lequel répond à la fois aux besoins internes et aux sollicitations externes.

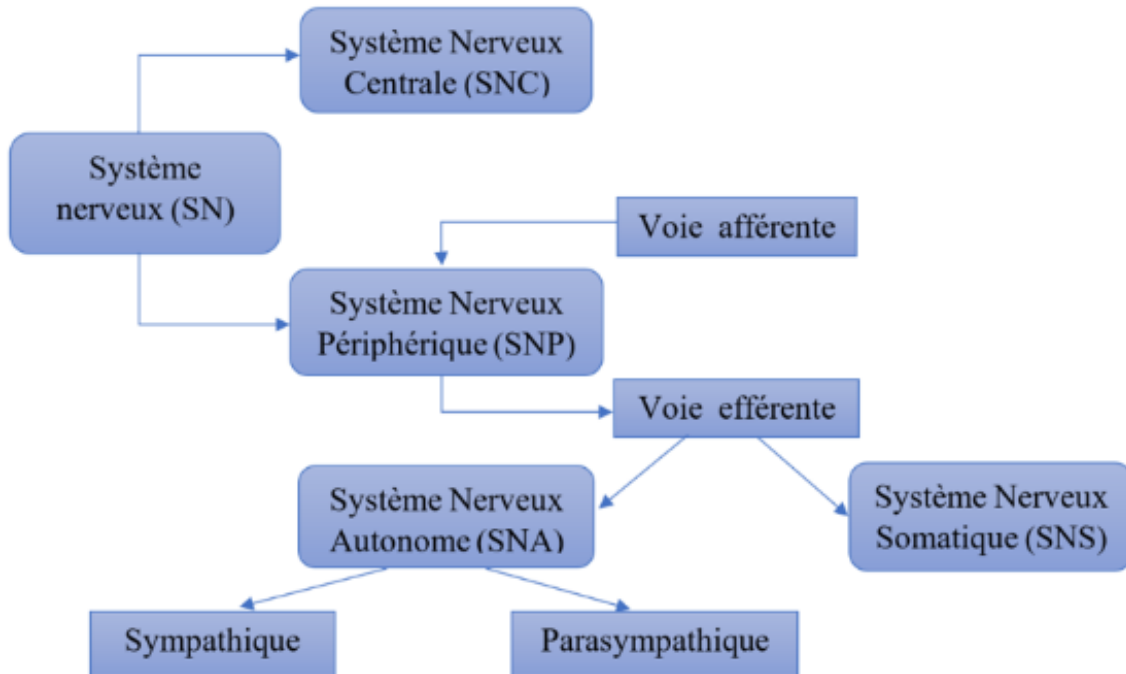


FIGURE 4.1 – Le système nerveux (SN)

Système Nerveux (SN) est un ensemble de neurones qui communiquent entre elles à travers des synapses. Elles permettent le passage de l'influx nerveux. Cette transmission est assurée par des neurotransmetteurs (adrénalines, acétylcholine, etc.). Le SN se compose de deux parties distinctes :

Système Nerveux Central (SNC) est formé de : 1) l'encéphale qui est enfermé dans le crâne et composé lui-même du cerveau, du tronc cérébral et du cervelet, et de son prolongement dans la colonne vertébrale ; 2) la moelle épinière qui est le centre où arrivent les informations, où sont traitées les données et d'où partent les influx nerveux de commande.

Système Nerveux Périphérique (SNP) est composé des différents nerfs et ganglions qui assurent la communication entre le SNC et les organes. La transmission se fait par deux voies : la voie afférente qui transmet les informations des différents récepteurs périphériques vers le SN ; la voie efférente qui transmet les commandes du SNC vers les organes effecteurs.

La voie efférente (figure 4.1) se compose de deux systèmes :

Système Nerveux Somatique (SNC) permet de régler l'équilibre et la motricité lors de l'interaction avec l'environnement.

Système Nerveux Autonome (SNA) assure l'homéostasie de l'organisme qui est la stabilité des conditions internes de notre corps en dépit des nombreuses perturbations.

Le SNA est composé de deux systèmes de commande :

Sympathique : qui gère les réactions d'urgence en le préparant à l'effort, au combat ou à la fuite (en accélérant le pouls, dilatant les pupilles, activant la sudation, stimulant la respiration et la circulation sanguine, libérant des sucres rapides à partir des réserves de glycogène du foie, etc.). L'activation du système nerveux sympathique prépare notre organisme à l'action. Lors d'une situation stressante, il orchestre ce que l'on appelle « fight or flight » c'est-à-dire « combat ou fuite ». Ce système est associé à l'activité de deux neurotransmetteurs : la noradrénaline et l'adrénaline.

Parasympathique qui permet la conservation de l'énergie et l'accomplissement normal des fonctions physiologiques (en ralentissant le pouls après l'effort, contactant les pupilles, calmant la respiration et la circulation sanguine ; il active aussi la digestion et l'excrétion). A l'inverse du système nerveux sympathique, l'activation du système nerveux parasympathique correspond à une réponse de relaxation. Il ralentit les différentes fonctions de l'organisme comme l'activité cardiaque. La fonction digestive est favorisée. Ce système est associé au neurotransmetteur acétylcholine.

La FC dépend de l'influence exercée par le SNA. Elle est maintenue constante par la régulation de ces deux systèmes sympathique et parasympathique. L'adrénaline est l'hormone du stress, qui a une action chronotrope positive (chronotrope = Variation de la FC) et va renforcer l'action du système nerveux, en agissant sur le cœur et en appelant ce dernier à se contracter plus rapidement et par conséquent augmenter la fréquence cardiaque. Cependant, dans certains cas pathologiques, la FC peut être différente chez une personne, si celle-ci souffre de :

- Tachycardie : le rythme cardiaque est plus rapide que la normale ;
- Bradycardie : le rythme cardiaque est trop lent par rapport à une situation donnée.

En plus de ces paramètres, la FC varie légèrement et en permanence suivant l'heure de la journée, mais également, la posture, l'effort, les différents cycles biologiques comme la digestion, la température.

Pour des personnes dites « saines », la FC varie en fonction de l'âge (Tableau 4.1) :

Tableau 4.1 – Variation de la FC en fonction de l'âge

| Âge | FC minimale | FC moyenne | FC maximale |
|-------------------|-------------|------------|-------------|
| Nouveau-né | 90 | 140 | 190 |
| 1-2 ans | 70 | 110 | 150 |
| 3-5 ans | 70 | 105 | 140 |
| 6-12 ans | 65 | 95 | 125 |
| Adolescent-adulte | 60 | 70 | 80 |
| Personne âgée | 60 | 65 | 70 |

Dans notre cas, nous nous intéressons à la mesure de la VFC. Elle est définie par [64] comme la variation temporelle entre les battements cardiaques sur une période donnée, et dépend essentiellement de la régulation extrinsèque de la fréquence cardiaque. Alors que la FC peut être stable, le temps entre deux battements cardiaques peut être différent et sa valeur informative est plus importante. La VFC reflète la capacité d'adaptation du cœur au changement, pour détecter et répondre rapidement à des stimuli non prévisibles. Elle peut être estimée de manière non-invasive, c'est une donnée reproductible et utile d'investigation clinique afin d'évaluer l'état du cœur et du SNA [65, 66], responsable de la régulation de l'activité cardiaque. Une méthode non invasive signifie qu'elle ne nécessite aucun contact avec la peau pour obtenir les données qui nous intéressent, elles sont donc extractibles à partir de simples électrocardiogrammes (ECG).

4.1.2 État de l'art des solutions de détection de stress

On distingue deux catégories de dispositifs qui permettent la détection du stress : les capteurs en contact, et les capteurs sans contact. Chaque solution peut présenter des avantages par rapport à une autre, tout dépend de l'application souhaitée.

A. Solutions en contact

Parmi les solutions en contact qui visent à estimer l'état émotionnel d'une personne, il y a :

- **Électrocardiographie :**

L'électrocardiographie [67] est une méthode de représentation des ondes électriques du cœur. Cette activité électrique est due aux contractions du muscle cardiaque. Il permet d'obtenir le rythme cardiaque instantané et de visualiser les différentes phases de polarisation et de dépolarisation des différentes parties du cœur occasionnant sa contraction. Il existe trois ondes successives.

- l'onde P ;
- l'onde QRS ;
- l'onde T.

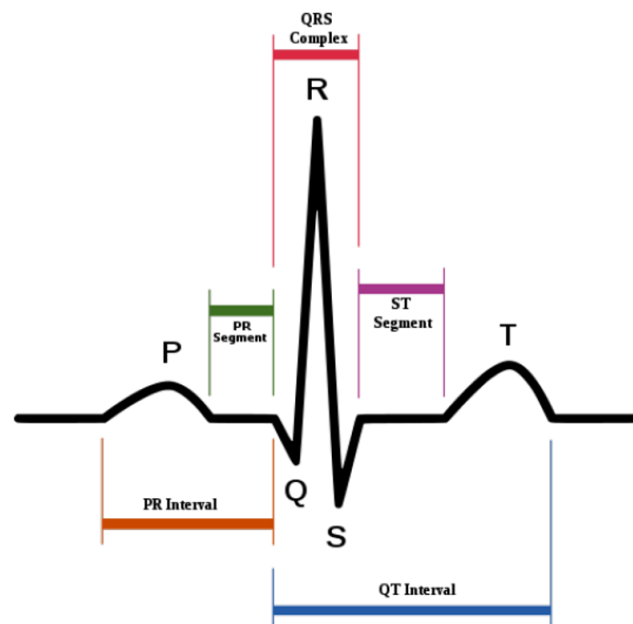


FIGURE 4.2 – Représentation des ondes PQRST d'un ECG

La figure 4.2 est la représentation de l'onde R mesurée à partir d'un ECG. L'onde P correspond à l'impulsion électrique qui engendre la contraction des

oreillettes. L'impulsion est légèrement retardée et atteint ensuite les muscles ventriculaires, générant l'onde complexe QRS. L'onde T correspond à la repolarisation des cellules pendant la diastole ventriculaire, préparant ainsi le cœur à un nouveau battement.

La distance entre deux ondes QRS consécutives sur l'ECG renseigne sur la fréquence cardiaque. Quand celle-ci est supérieure à 100 battements par minute, il s'agit d'une tachycardie. Afin d'obtenir cette représentation graphique, il suffit de placer deux électrodes, une négative et une positive sur deux parties du corps (figure 4.3), comme expliqué ci-dessous :

- Bras gauche (+) et bras droit (-) ou ;
- Jambe gauche (+) et bras droit (-) ou ;
- Jambe gauche (+) et bras gauche (-).

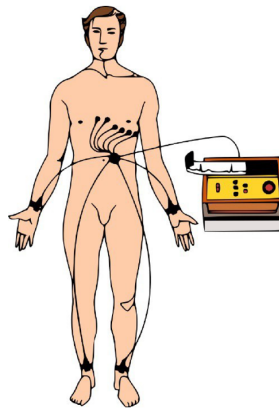


FIGURE 4.3 – Disposition des électrodes d'un électrocardiographe

Il est possible, à partir d'un ECG, de déterminer de manière quantitative la valeur de la fréquence cardiaque.

- **Conductance cutanée**

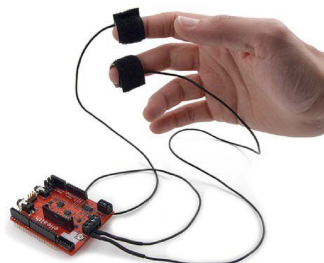


FIGURE 4.4 – Capteur de conductance cutanée

La mesure de la conductance cutanée ou Réponse Galvanique cutanée (Galvanic Skin Response - GSR), est une mesure du phénomène biologique qu'est

l'activité électrodermale [68, 69]. C'est une méthode de perception de l'activité incontrôlée et involontaire d'un individu par mesure de l'activité des glandes de la sudation au niveau de la peau. Dépendant du SNA, cette activité ne peut être contrôlée par l'individu [70]. C'est en 1849, en Allemagne, qu'Emil du bois-Reymond observe les propriétés électriques de la peau. En plongeant la cuisse de son cobaye dans une solution chimique (le Sulfate de Zinc), il découvre qu'un courant électrique circule entre le muscle contracté et le muscle relâché. Trente ans plus tard, en 1879, Hermann établit le lien entre le taux d'humidité de la peau et la conductivité électrique. En 1888, c'est grâce aux travaux du neurologue français Féré et en 1889 grâce à celle du russe Tar-khnishvili, que l'on associe les variations de la GSR à l'état émotionnel de la personne. En réponse à une situation de stress, les glandes sudoripares sont surexcitées, cette surexcitation se déclenche préférentiellement sur le visage, la paume des mains et la plante des pieds. Cette méthode est très simple à exploiter [71] et à mettre en place qui a inspiré les détecteurs de mensonges, entre autres. Elle peut être un indicateur fiable et robuste d'un état de stress. La mesure se fait en plaçant des capteurs à l'extrémité des doigts de la main (figure 4.4).

Le tableau 4.2 résume les différentes études menées avec des capteurs en contact. Elles démontrent des résultats prometteurs. Cependant, en raison du contexte mobile avec les perturbations associées, l'intégration de ce type de capteur sur des solutions de mobilité est difficile.

Tableau 4.2 – Estimation de l'état émotionnel en utilisant des capteurs en contact

| Référence, Année | Contexte & Mesures | Contribution |
|------------------|---|---|
| [72] 2015 | Revue et suivi de l'activité humaine grâce à des capteurs portables et en contact (Température, BPM) | Assistance des personnes à domicile (à distance) |
| [73] 2005 | Déterminer le niveau de stress d'un conducteur en utilisant des capteurs en contact | Estimation de la précision à 97% |
| [74] 2017 | Déterminer le niveau de stress d'un conducteur en utilisant des capteurs en contact (ECG, EEG) | Estimation de la précision à 92% |
| [75] 2011 | Étude du stress quotidien ressenti par les chauffeurs de bus | Détection des réponses physiologiques et psychologiques |
| [76] 2001 | Détection de la somnolence de conducteurs | Relation entre les états physiologiques et les facteurs |
| [77] 2013 | Déterminer l'état émotionnel d'un conducteur en utilisant les mesures physiologiques (BPM) et une auto-évaluation | Avantages des mesures physiologiques et des questionnaires |
| [78] 2014 | Étude de la charge cognitive des conducteurs | Relation entre la FC, la conductance cutanée et la charge cognitive |
| [71] 2012 | Détection de l'état émotionnel en se basant sur la conductance cutanée | Estimation de la précision à 90.97% |
| [79] 2018 | Estimation de l'état émotionnel en utilisant un capteur PhotoPléthysmoGraphie | Estimation de la précision à 82.35% |
| [80] 2019 | Effets de la musique sur le stress humain en utilisant les signaux EEG | Estimation de la précision à 98.76% |
| [81] 2018 | Revue et suivi de l'activité humaine grâce à des capteurs portables et en contact (Température, BPM) | Estimation de la précision à 79.54% |

B. Solution sans contact

Il existe plusieurs méthodes sans contact pour la détection du stress en embarqué. Elles sont très différentes les unes des autres. Par exemple, l'étude de la dilatation de la pupille d'une personne est un bon moyen de détecter le stress.

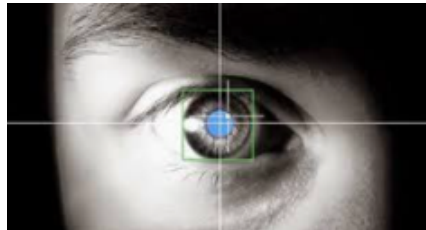


FIGURE 4.5 – Mesure du diamètre de la pupille

En effet, à lumière constante, la variation du diamètre de la pupille (figure4.5) est un paramètre corrélé aux changements de l'état émotionnel, de la charge cognitive ou au stress [82].

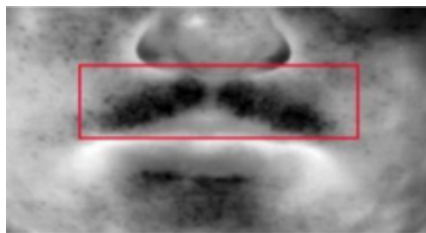


FIGURE 4.6 – Activité électrodermale de la zone maxillaire

Il est aussi possible d'utiliser une caméra thermique pour étudier l'activité électrodermale (figure4.6) comme avec un capteur GSR ([83]).

De nombreuses études [84-88] ont été menées pour évaluer l'utilisation de la caméra comme outil de mesure. Parmi les modalités utilisées pour estimer l'état émotionnel, les signaux physiologiques sont particulièrement intéressants car ils sont contrôlés par le système autonome.

Les études [89-91] ont démontré la possibilité d'estimer la FC d'une personne à l'aide d'une caméra. Des solutions plus complexes ont été développées, permettant l'analyse de la VFC. Les études comme celles de : [92-95] ont démontré que la caméra est un système viable pour mesurer la VFC afin de détecter le stress des gens.

Dans cette étude, nous nous intéressons au stress ressenti à l'utilisation d'une solution de mobilité comme le Gyrolift afin d'adapter le contrôle du dispositif en fonction de cet état émotionnel.

4.1.3 Objectif

En se basant sur l'état de l'art, nous faisons cette étude afin de démontrer qu'il est possible de classer les données physiologiques d'un conducteur de Gyrolift et d'estimer son stress à partir d'une caméra (figure 4.7). Nous choisissons cette solution pour plusieurs raisons : 1) Par rapport aux autres solutions, la caméra est un capteur sans contact, non-invasif qui favorise le confort et l'ergonomie de l'utilisateur ; 2) Un capteur contact présente un inconvénient et un inconfort qui peut être facteur de risque ; 3) De plus, en choisissant une caméra, l'aspect industriel du Gyrolift est pris en compte en raison de son accessibilité et de son faible coût, rendant ainsi le Gyrolift moins coûteux.

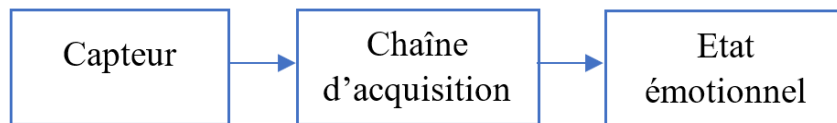


FIGURE 4.7 – Chaîne d'acquisition et estimation de l'état émotionnel

Pour valider la faisabilité de ce capteur embarqué sur une solution de mobilité avec les différentes perturbations dues à la mobilité, nous l'avons testé en situation statique c'est-à-dire dans des conditions de laboratoires ou le sujet est devant un écran d'ordinateur ; quasi-dynamique ou le sujet est sur une plateforme mécanique afin de simuler l'utilisation du Gyrolift tout en incluant les perturbations mécaniques (vibrations du sol).

Le principal défi de l'utilisation d'une caméra est d'avoir un système suffisamment robuste contre les perturbations liées à la situation embarquée. Néanmoins, la caméra est une solution simple et accessible qui n'affectera pas le coût du Gyrolift dont il faut démontrer l'efficacité.

4.2 Méthode générale : Chaîne d'acquisition

4.2.1 PhotoPléthymoGraphie

La PhotoPléthysmoGraphie (PPG) est une technique de mesure optique qui permet d'observer les variations de volume sanguin dans un tissu de manière non-invasive [96]. Le principe de la technique est d'illuminer la peau afin qu'un photorécepteur puisse mesurer les variations d'intensité lumineuse relatives au volume sanguin dans les tissus. Les variations sont corrélées aux battements du cœur. Cette méthode permet donc d'estimer les changements du volume sanguin dans le corps.

- **Capteur PPG en contact**

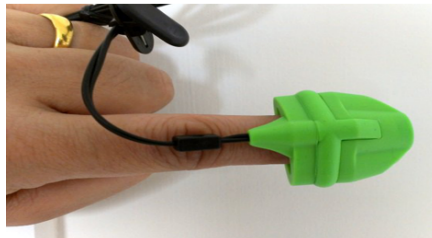


FIGURE 4.8 – Capteur PPG contact

Les capteurs photopléthysmographiques permettent la mesure au contact en transmittance (figure 4.8) et réflectance. La mesure en transmittance se fait au doigt où à l'oreille par l'utilisation d'une source lumineuse, LED, et d'un photorécepteur placé de part et d'autre du volume de tissus utilisé pour la mesure. La lumière transmise par la source lumineuse est modulée par le volume d'hémoglobine dans les capillaires sous la peau puis captée par le photorécepteur. En réflectance, la source lumineuse et le photorécepteur sont placés côte à côte. La lumière directement réfléchiée par la peau, qui ne contient pas d'informations de pulsation, est également mesurée. Elle devient une source de perturbation.

- **Contraintes et limitations des capteurs en contact**

L'aspect invasif qui nécessite le contact à la peau du capteur PPG en contact représente une gêne et un inconfort pour l'utilisateur, ce qui peut être une source de stress. De plus, il est parfois nécessaire d'utiliser des matières de maintien comme l'adhésif pour fixer le capteur. Certaines personnes présentent des intolérances à ces matières.

La qualité du signal PPG obtenue par les capteurs en contact est corrélée par la pression exercée sur ces capteurs. Une pression modérée permet l'obtention d'un signal PPG exploitable. Cependant une pression excessive nuit à la bonne mesure. Teng [97] a démontré qu'une force comprise entre 0.2 N et 1 N permet d'avoir les meilleures mesures.

Les limitations des capteurs PPG en contact sont liées à ce besoin de contact à la peau. Cela nous amène à la nécessité de pallier ce problème avec un capteur PPG sans contact.

- Solution adoptée : capteur sans contact caméra

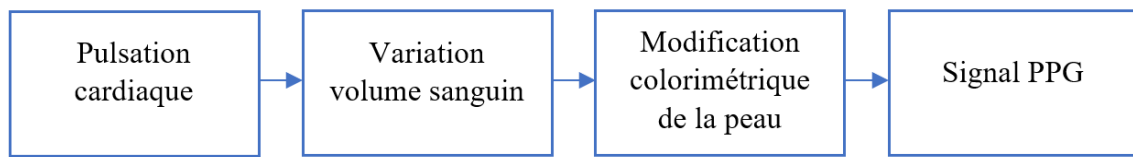


FIGURE 4.9 – Principe de la PhotoPléthysmoGraphie

La figure 4.9 illustre le principe de la PhotoPléthysmoGraphie [98] : l'activité cardiaque engendre les fluctuations du volume sanguin qui se traduisent par de fines variations au niveau de la lumière réfléctée par la peau, et plus exactement au niveau des capillaires sanguins. C'est cette fine variation que nous chercherons à mesurer avec une caméra sous la forme d'un signal PPG. Plus précisément sur le visage de la personne, nous créons plusieurs régions d'intérêts (ROI).

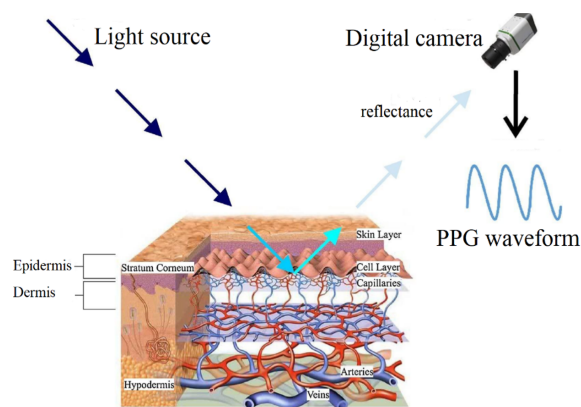


FIGURE 4.10 – Description du concept PPG

Nous pouvons observer que, sur la figure 4.10 [99], l'acquisition d'un signal PPG nécessite deux composantes optoélectroniques : un émetteur lumineux et un récepteur de lumière. Aujourd'hui, les caméras sont devenues des capteurs PPG à part entière, la lumière ambiante jouant le rôle de l'émetteur lumineux, et la matrice de cellules photosensibles de la caméra celui de la photodiode.

4.2.2 Méthode générale

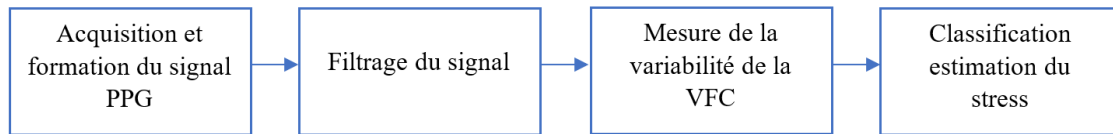


FIGURE 4.11 – Méthode générale

Nous proposons une chaîne d'acquisition (figure 4.11), qui permet d'utiliser une caméra afin de classifier les données physiologiques pour estimer le stress en permettant d'avoir un confort et une solution non-invasive. La première étape de notre travail aura donc pour but la création d'un système de mesure fiable de la variabilité de la fréquence cardiaque à partir d'une caméra. De cette mesure, on peut extraire des paramètres sur la variabilité de la fréquence cardiaque qui nous renseigne sur le stress de la personne. L'étude de la variation du temps entre les battements du cœur représente la VFC qui propose de nombreuses mesures utiles dans l'étude du stress.

4.2.3 Acquisition et formation du signal PPG : Chaîne d'acquisition

□ Revue des différentes méthodes de formation du signal PPG avec une caméra

Depuis quelques années, il a été démontré qu'il est possible de réaliser un système de mesure d'activité cardiaque précis et relativement robuste avec une caméra à bas coût accessible. Les nombreux travaux menés sur ce sujet permettent d'avoir une vision claire des possibilités et limites actuelles. Il est possible de former un signal PPG de plusieurs manières, mais l'objectif est toujours le même : observer les fines variations colorimétriques de la peau, induites par les fluctuations du volume sanguin, reflet indirect de l'activité cardiaque.

Les différentes études ont adopté des méthodes différentes sur chacune des étapes de formation du signal PPG à partir d'une caméra comme capteur.

L'une des méthodes étudiées est celle de [100] et [91] qui consiste à utiliser l'espace colorimétrique RGB, et de former le signal PPG à partir de la composante verte, le taux d'absorption de l'hémoglobine étant meilleur pour le vert. Dans ces deux travaux, les auteurs définissent des zones d'intérêt sur le visage du sujet, pour en extraire l'information PPG.

Dans le premier cas, la région d'intérêt correspondait à une réduction de la zone détectée par l'algorithme de Viola et Jones [101] afin de ne retenir que des pixels du visage. Dans le second cas, la région utilisée est le front du participant. La méthode [90] a démontré qu'il est possible d'estimer la fréquence cardiaque en formant le

signal PPG par extraction de la luminance, dans une région d'intérêt définie manuellement sur le visage, la joue. Le signal est ensuite formé par moyenne spatiale comme dans [91].

Récemment, [102] a utilisé 66 points sur le visage pour former une région d'intérêt sur le visage et en extraire la composante verte de l'espace RGB.

L'étude [103] a réalisé un système de mesure d'activité cardiaque sans contact en exploitant la composant H (hue/teinte) de l'espace HSV. Ils ont extrait l'information PPG dans trois régions d'intérêts du visage, le front et les joues.

Enfin, [92] a proposé un système similaire en utilisant masquage de la peau qui est combiné avec la composante de chrominance $*u$ de l'espace colorimétrique L^*u^*v . Le signal PPG est ensuite formé par une moyenne spatiale du résultat de la combinaison. La figure 4.12 présente les différentes étapes utilisées pour l'acquisition de notre signal PPG.

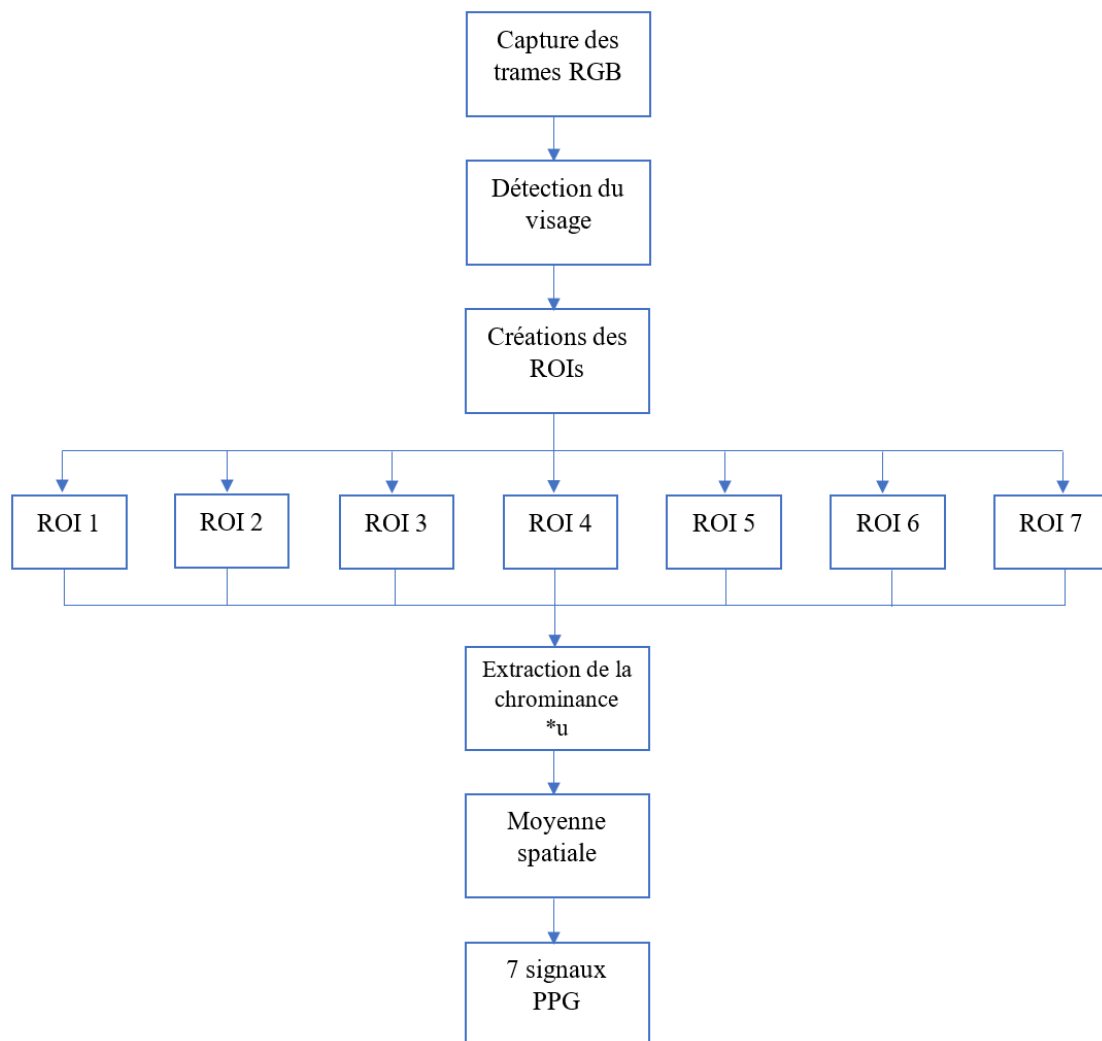


FIGURE 4.12 – Création du signal PPG

□ Détection du visage

La détection du visage est une étape relativement importante, de sa bonne réalisation dépend la suite de notre algorithme, puisque tous les traitements sont effectués à partir du visage. Elle doit donc être robuste et surtout rapide. Il ne faut pas oublier que la personne en face de la caméra ne sera pas nécessairement statique. Nous avons défini deux critères relatifs au choix de la méthode de détection du visage : La robustesse et la réactivité.

Nous avons comparé les résultats obtenus avec trois algorithmes de détection du visage :

- Détection du visage de la librairie Dlib [104] ;
- Détection de visage entraîné par réseau de neurones sur le Framework Caffe [105] ;
- Détection du visage de la librairie OpenCv.

Compte tenu du faible temps d'exécution par rapport aux autres algorithmes testés, la solution adoptée est l'algorithme OpenCv avec l'utilisation du classifieur Lbp-cascade. Au lieu d'utiliser un masque afin de détecter les pixels du visage d'une personne [104].

□ Création des régions d'intérêts (ROIs) sur le visage

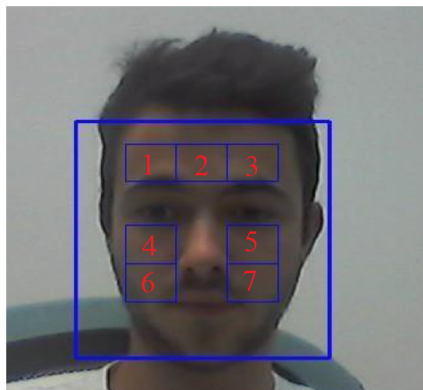


FIGURE 4.13 – Regions of Interest (ROI)

Nous définissons 7 ROI sur le visage. Les joues et le front du participant sont les régions propices à l'extraction des informations PPG. Dans un premier temps, nous définissons trois ROI sur les zones du front et des joues, que nous subdivisons ensuite en sept zones de dimensions égales (figure 4.13). Cette méthode permet d'optimiser le rapport signal sur bruit en minimisant le nombre de pixels n'appartenant pas à la peau [103].

□ Extraction de la chrominance \mathbf{u}

Le signal PPG reflète les variations de volume sanguin engendrées par l'activité du muscle cardiaque d'une personne. Nous sélectionnons la composante de chrominance \mathbf{u} de l'espace $\mathbf{L}\mathbf{u}\mathbf{v}$ pour former le signal PPG. La composante \mathbf{u} représente les couleurs entre le rouge et le vert et \mathbf{v} entre le jaune et le bleu. Conformément à la gamme de longueurs d'onde pour laquelle le taux d'absorption de l'hémoglobine est le meilleur, les variations photopléthysmographiques sont plus facilement observables en analysant la chrominance \mathbf{u} , raison pour laquelle nous choisissons cet espace colorimétrique. Il est établi que l'hémoglobine possède un taux d'absorption optimal pour les longueurs d'ondes comprises entre 540 et 577 nm, ce qui correspond aux lumières jaunes et vertes.

Pour extraire la composante de chrominance \mathbf{u} d'une image, nous avons transformé les trames capturées, directement de l'espace RGB vers l'espace de couleur $\mathbf{L}\mathbf{u}\mathbf{v}$. Nous n'avons conservé que la composante d'intérêt dans notre cas.

Une fois la composante de chrominance d'une image extraite, seules les variations de chrominance du visage nous intéressent. Pour cela nous avons deux possibilités :

- Combiner la composante de chrominance \mathbf{u} avec un masque de peau : Le but du masquage est de retenir uniquement les pixels appartenant à la peau du participant. Il existe plusieurs techniques de masquage, réalisables dans différents espaces colorimétriques. Nous avons testé le masquage dans l'espace YCrCb qui présente les meilleurs résultats (figure 4.14).



FIGURE 4.14 – Masquage de peau

L'espace est obtenu par une transformée directe depuis l'espace RGB selon l'équation (4.1) :

$$\begin{cases} Y = 0.299.R + 0.587.G + 0.114.B \\ Cr = 0.5.R - 0.419.G - 0.081.B + 128 \\ Cb = -0.169.R - 0.331.G + 0.5.B + 128 \end{cases} \quad (4.1)$$

Il existe deux problèmes majeurs liés à l'utilisation de cette solution : la bonne qualité du masquage dépend grandement des conditions lumineuses et le masque utilisé n'est pas universel (figure 4.15). Les seuils utilisés correspondent à la peau d'un individu caucasien.

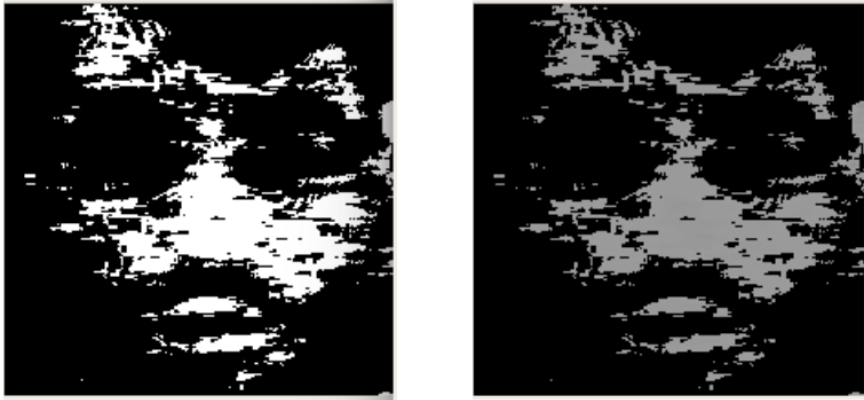


FIGURE 4.15 – Masquage de peau dans de mauvaises conditions

- Extraire la chrominance de régions d'intérêts définies manuellement sur le visage : Il existe une alternative pour observer les variations de chrominance $*u$. Plutôt que de chercher à isoler l'ensemble des pixels du visage d'une personne par masquage, nous avons défini des régions d'intérêts directement sur le visage, qui ne contiennent que des pixels correspondants à la peau.

□ Moyenne spatiale

Cette moyenne est calculée pour chaque image capturée, formant ainsi un point dans notre signal PPG. Pour N trames capturées, un signal de N points est formé. Cette moyenne spatiale est faite pour chaque ROI. Dans notre cas, nous avons sept signaux PPG. Le signal de meilleure qualité est obtenu lorsque tout le visage est uniformément éclairé : il est possible que l'une des régions ait un très bon signal à un moment où les autres ROI ont peu ou pas de signaux exploitables.

□ Formation du signal PPG

Afin d'avoir un signal PPG brut (figure 4.16), nous faisons une normalisation des valeurs obtenues après le calcul de la moyenne spatiale selon l'équation (4.2) :

$$\hat{x}_i = \frac{x_i - \mu}{\sigma} \text{ avec } i \in \mathbb{N} : \text{nombre de point du signal après moyenne spatiale,}$$

σ et μ : écart type et moyenne.

(4.2)

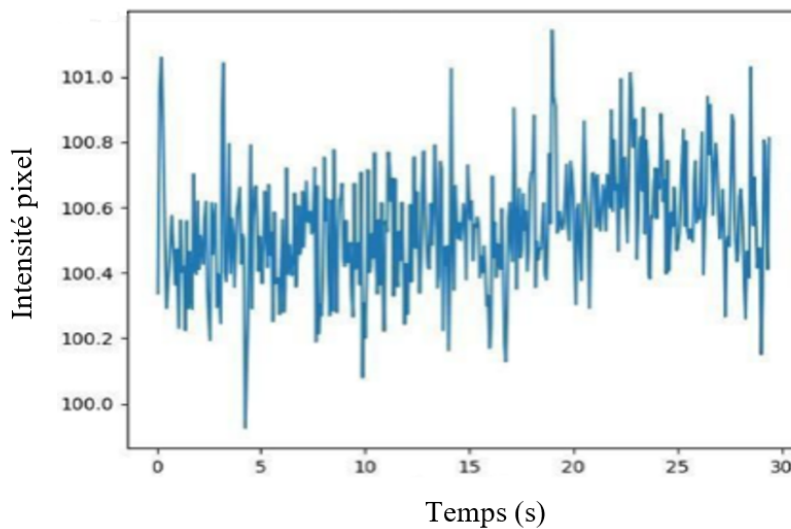


FIGURE 4.16 – Formation du signal PPG brut

Un signal PPG brut (figure 4.16) est obtenu en sortie de cette chaîne d'acquisition. Pour que ce signal soit exploitable, il doit être filtré.

4.2.4 Filtrage

□ **Revue des différentes méthodes de filtrage d'un signal PPG**

L'algorithme de filtrage de Bousefsaf [92] est basé sur le module de la transformée en ondelettes. Cette solution est adaptée au traitement de signaux non stationnaires comme le signal PPG. L'inconvénient est sa mise en œuvre qui est relativement lourde par rapport à d'autres techniques de filtrage. Elle permet d'avoir une très bonne précision. Avant tout filtrage, le signal est normalisé et rééchantillonné. La normalisation consiste à centrer le signal en zéro en supprimant la composante continue.

Takano [90] ont choisi de traiter les données par une série d'opérations impliquant : la dérivée d'ordre 1, un filtre passe-bas avec une fréquence de coupure de 2 Hz (Correspondant à 120 battements par minute), ainsi qu'une analyse spectrale autorégressive. Une étape préalable d'interpolation est mise en œuvre pour redistribuer les points. Plusieurs techniques d'interpolation ont été testées : Splines cubiques, B-Splines, et B- Splines rationnelles non uniformes (NURB). Il en ressort que l'interpolation par splines cubiques et B-splines sont adaptées contrairement à la NURB. La fréquence cardiaque est estimée après une FFT en multipliant par 60 la fréquence à laquelle la puissance spectrale est maximale.

Poh [100] forme le signal PPG à partir des trames RGB. Ils ont opté pour une analyse en composantes indépendantes (ICA) d'une part pour sélectionner la composante la plus optimale afin d'extraire le signal PPG, et d'autre part pour réduire l'impact du bruit et des artefacts dues aux mouvements et changements de luminosité. Ils ont réduit leur intervalle d'études dans le domaine fréquentiel à [0.75 Hz : 4 Hz]. Le principe est que la composante verte soit la plupart du temps la plus favorable à l'extraction de l'information PPG mais il se peut que dans certaines situations que l'une des deux autres composantes soit plus adaptée à la création du signal PPG.

Kumar [103] a mis en place un système d'estimation de la fréquence cardiaque robuste au mouvement en utilisant un filtre de Kalman. L'information PPG est extraite de trois régions d'intérêts présentes sur le visage, à partir de la composante H de l'espace colorimétrique HSV. Le signal PPG est formé et filtré dans une fenêtre glissante de 30 secondes avec un pas de 1 seconde. La tendance du signal est au préalable supprimée afin d'éviter les erreurs dues aux mouvements. Le filtre utilisé est un filtre à réponse impulsionnelle finie, Butterworth passe-bande. Les fréquences de coupures ont été fixées respectivement à 0,75 Hz et 4 Hz.

□ Solution de filtrage retenue

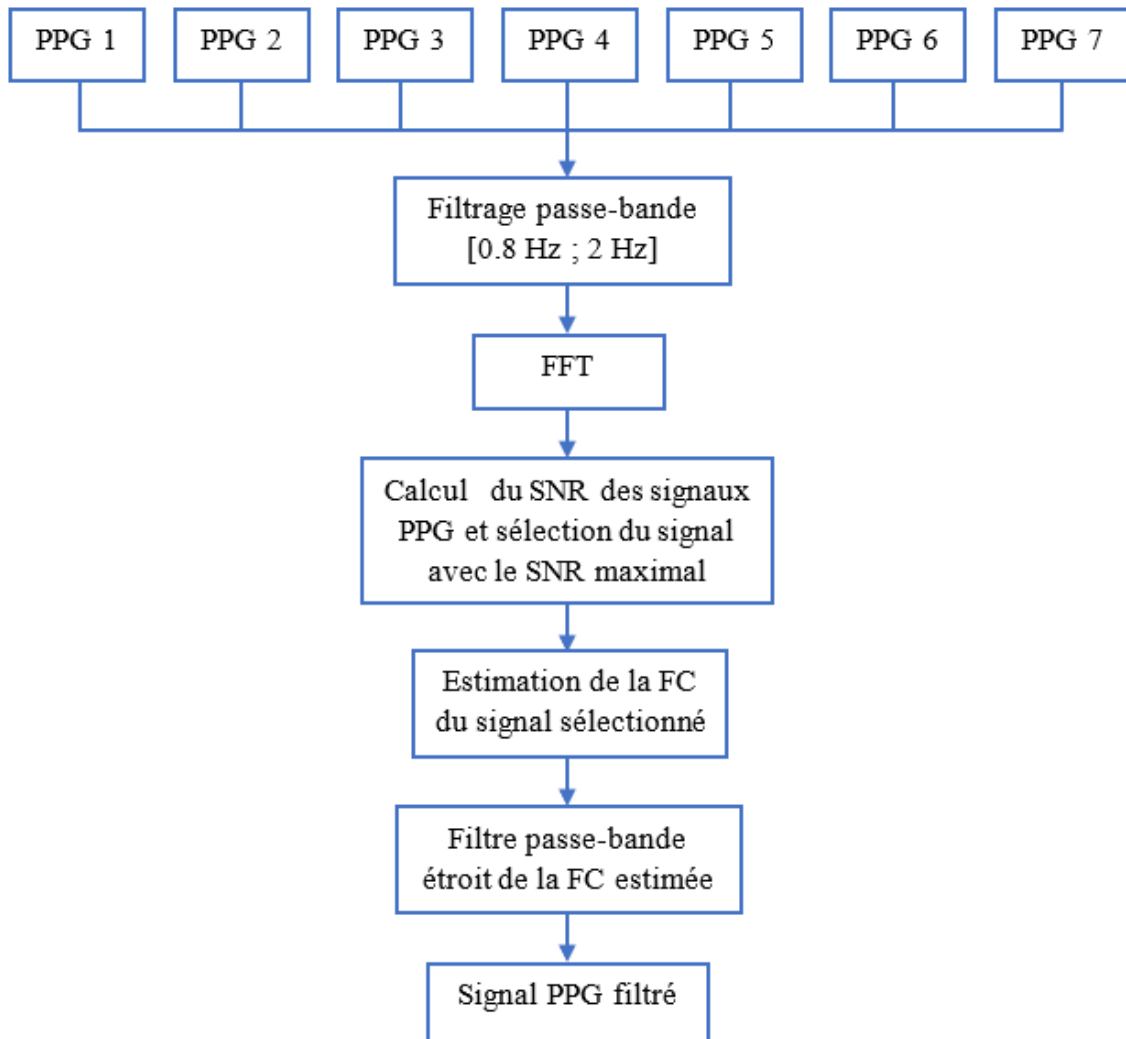


FIGURE 4.17 – Chaîne de filtrage du signal PPG brut

Notre algorithme de détection du stress sera basé sur l'étude des différents pics du signal PPG filtré. Ce signal est filtré dans une fenêtre glissante de 30 secondes avec un pas d'une seconde suivant la chaîne de la figure 4.17 :

- Comme nous avons 7 ROI, nous avons 7 signaux PPG issues de chaque capture. L'objectif est de sélectionner le signal PPG avec un rapport signal/bruit (SNR) le plus élevé c'est-à-dire le plus exploitable. Après suppression de la composante continue, nous appliquons un filtre Butterworth avec des fréquences de coupures fixées à 0.8 Hz et 3 Hz ; ces fréquences de coupures ont été fixées à 0,8 Hz et 2 Hz, correspondant à des battements de 48 à 120 par minute ;
- Une transformée de Fourier direct (FFT) est appliquée pour déterminer la fréquence cardiaque maximale, on déduit donc la fréquence cardiaque moyenne ;

- Le premier filtre passe-bande utilisé permet uniquement d'effectuer une estimation de la fréquence cardiaque, mais pas d'étudier sa variabilité. Pour ce faire, nous avons choisi d'implémenter un second filtre passe-bande, plus restrictif, à la manière d'Alghoul [106] en utilisant une estimation de la fréquence cardiaque pour définir les fréquences de coupures du filtre.

L'objectif de ce filtrage est d'obtenir un signal comportant des pics distincts et exploitables par un algorithme de détection en évitant au maximum les « mauvaises détection » puisqu'entre chaque pic il y a une amplitude et intervalle moyen fixe ce qui élimine tout autre pic ne respectant pas cette contrainte. En effet, notre algorithme de détection du stress sera basé sur l'étude des différents pics de notre signal PPG filtré.

4.2.5 Extraction et correction des intervalles RR

Les calculs de la VFC sont basés sur l'extraction des intervalles entre les battements du cœur. Contrairement à l'estimation de la fréquence cardiaque, la mesure de la VFC implique d'avoir un signal particulièrement propre et une bonne détection des pics afin l'analyse de la VFC soit pertinente. Il est capital de rejeter les pics qui ne correspondent pas à des battements. La correction est réalisée sur les intervalles calculés à partir des pics.

Notre objectif est lié à l'analyse du stress. Il est nécessaire de ne supprimer que les intervalles correspondant à des variations physiologiques impossibles, les autres pouvant être corrigés. Par exemple, Bousefsaf [92] a considéré le fait que deux fréquences cardiaques instantanées (dérivée immédiatement de l'intervalle R-R) adjacentes, ne peuvent excéder une différence de plus de 10 battements par minute et qu'une fréquence instantanée f_i ne peut différer de plus de 18 battements par minute avec la fréquence f_{i+2} . Poh [100] définit une différence limite de 12 battements par minute. Ces critères sont cependant empiriques et il ne semble pas exister de « règle » dans la littérature. Une autre méthode proposée par Altini [107] consiste à moyenniser les intervalles R-R dans une fenêtre glissante de 10 secondes et à rejeter tous les intervalles différents de plus de 20% de la moyenne, mais aussi tous les intervalles appartenant à une fenêtre dans laquelle plus de 50% des intervalles ont été supprimés ou si elle comporte moins que 4 intervalles.

Il est possible de corriger ce problème de mauvaise détection en utilisant une fenêtre glissante d'une longueur de 0.25 secondes à la manière de Mcduff [93]. L'idée est de valider un pic comme étant un battement en se basant sur une comparaison avec la fenêtre précédente et la fenêtre suivante. Si le maximum détecté dans la fenêtre de 0.25 secondes est supérieur au maximum de la fenêtre précédente et de la fenêtre suivante, alors c'est un pic correctement détecté. Cette méthode implique un retard de 0.25 seconde qui ne pourra être diminué. Cette méthode qui apparaît comme étant l'une des plus populaires dans la littérature, peut engendrer un retard de détection allant jusqu'à 1 seconde puisqu'elle implique une fenêtre glissante de 30 secondes avec un pas de 1 seconde.

Afin d'optimiser au maximum la réactivité c'est-à-dire la rapidité de notre système mais aussi sa robustesse, la solution proposée par Mcduff [93] est à considérer. C'est une méthode adaptée à la détection de pics en temps réel, par la grande corrélation qui existe avec les valeurs issues d'un capteur en contact de référence. Cette méthode a inspiré les travaux de Alghoul [106] qui réalise la détection de pics dans une fenêtre glissante de 3 secondes, et ce toutes les 0.5 secondes. Le choix d'utiliser une fenêtre d'une longueur de 3 secondes est issu de différents tests menés par ses soins, c'est la valeur pour laquelle les résultats sont les plus satisfaisants. Bien que non nécessaire pour le calcul de la fréquence cardiaque, une étape d'interpolation du signal est préférable avant les calculs liés à la VFC. Alghoul [106] interpole le signal à 256 Hz, tout comme [94]. Même si, [108] démontre que les valeurs obtenues à basse fréquence d'échantillonnage sont acceptables, les mesures de la VFC peuvent

être drastiquement affectées. Dans un souci de précision, il est donc probablement judicieux de la réaliser.

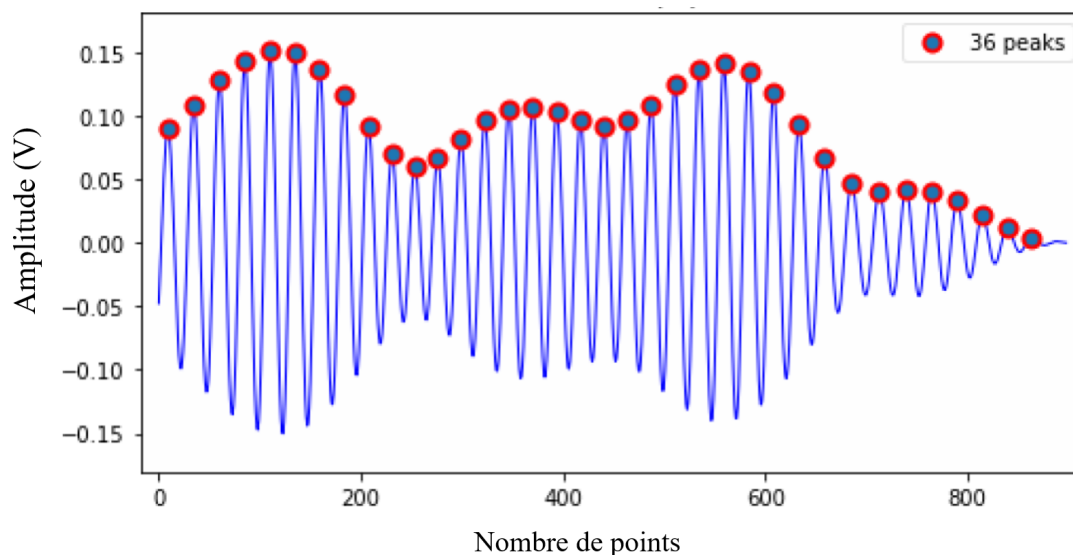


FIGURE 4.18 – Détection des pics du signal PPG filtré

Le signal PPG de la figure 4.18 correspond à un enregistrement de 30 secondes, soit de 900 points à une fréquence d'échantillonnage de 30Hz. Une fois ces pics détectés, nous pouvons extraire l'ensemble des intervalles P-P qui correspondent à des intervalles R-R afin de déterminer les métriques de la VFC. Avant tout calcul, il est nécessaire de s'assurer de la viabilité des battements détectés. Pour cela, notre algorithme compare les valeurs des intervalles R-R adjacents entre elles et corrige les intervalles dont la valeur diffère de plus de 20% de l'intervalle suivant. L'intervalle jugé comme étant incorrect sera recalculé en utilisant la valeur du précédent et du suivant. Le principe est de ne pas supprimer l'information contenue dans les variations des intervalles R-R, en revanche il est possible de déterminer si un battement est absurde ou pas. Les intervalles dont la valeur dépasse la moyenne de plus de 30% sont simplement rejetés.

La détection de pics ainsi que l'ensemble des calculs liés à la variabilité de la fréquence cardiaque sont réalisées dans une fenêtre glissante de 30 secondes avec un pas d'incrément de 1 seconde. L'inconvénient de cette méthode est que le dernier pic détecté peut ne pas correspondre à une pulsation cardiaque. En effet, dans le cas où la fenêtre glissante n'englobe pas une pulsation en entier, il se peut qu'un pic soit détecté sur le « front montant » du battement en cours, créant ainsi un décalage et rendant fausse la dernière mesure d'intervalle R-R.

4.2.6 Mesure de la VFC à travers PPG : Analogie PRV & VFC

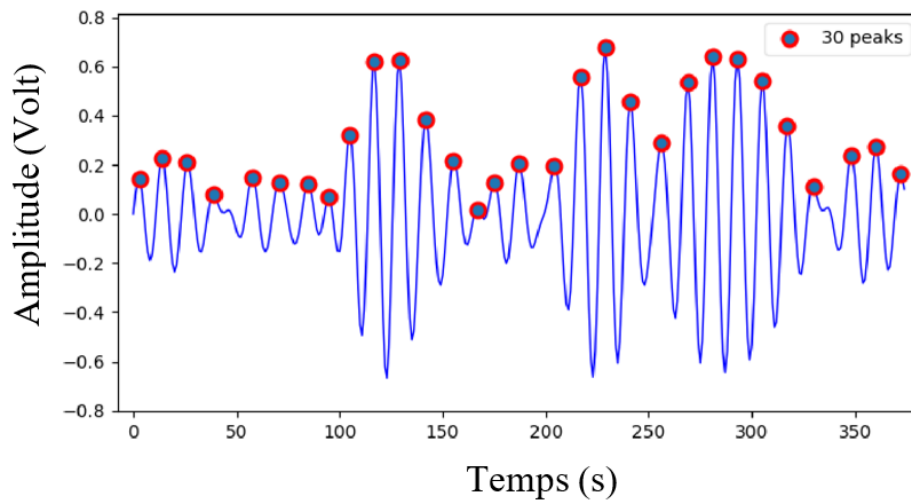


FIGURE 4.19 – Signal PPG avec l'extraction des pics

La figure 4.19 illustre un signal PPG extrait de notre chaîne d'acquisition ; la fréquence d'échantillonnage est de 30 Hz. Les points rouges représentent les pics P. Les intervalles entre les différents points « P à P » sont les intervalles PP. Ce concept est applicable aux intervalles RR d'un signal mesuré par un ECG.

L'étude de la VFC peut être réalisée dans le domaine temporel en mesurant les intervalles R-R, correspondant à l'intervalle de temps entre deux battements cardiaques.

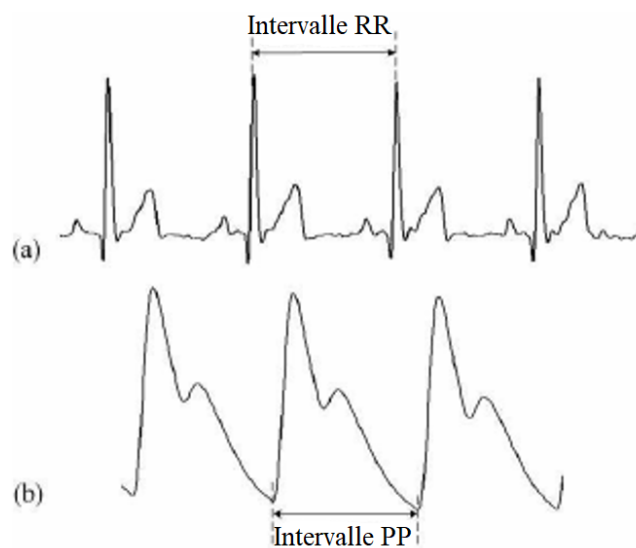


FIGURE 4.20 – Analogie entre les intervalles RR et PP

Dans notre cas nous ne réalisons pas un ECG, mais il est possible de faire l'analogie entre les intervalles R-R (figure 4.20a) d'un ECG et les intervalles entre les pics P-P (figure 4.20b) de notre signal PPG, nous les nommerons intervalles P-P, il a été démontré par [109] que la variabilité de ces intervalles qui est l'étude de la Pulse rate variability (PRV) peut être un moyen fiable de substitution à la VFC, mais ne peut en aucun cas remplacer cette dernière dans le cadre d'un diagnostic médical précis. À la manière des pics R présents dans un ECG, les pics P du signal PPG peuvent être utilisés pour calculer l'intervalle de temps entre les battements cardiaques [94].

La métrique PRV qui étudie la variation des intervalles P-P est un substitut de la mesure VFC qui étudie les intervalles R-R dans notre démarche d'étude. Il est possible d'exploiter la partie pulsatile de l'onde PPG pour mesurer la variabilité de la fréquence cardiaque en calculant les intervalles P-P [109]. On ne parle plus de la variabilité de la fréquence cardiaque mais de « Pulse Rate Variability ». Ainsi, estimer la fréquence cardiaque de la même manière est possible comme le démontre [110] et [94].

L'étude [94] a utilisé le signal PPG issu d'une caméra pour estimer le stress d'une personne en utilisant les mesures liées à la PRV, en comparant les résultats obtenus avec ceux d'un capteur en contact. Les résultats obtenus sont satisfaisants avec un taux d'erreur de 8.32% pour l'indice de stress calculé à partir du signal PPG issu de la caméra, en se référant à celui calculé via les données du capteur PPG en contact de référence.

□ Domaine temporel

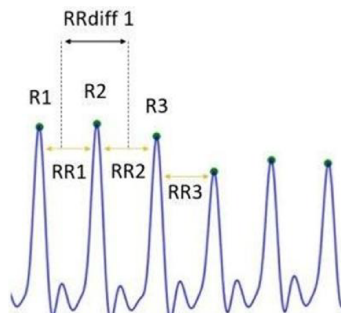


FIGURE 4.21 – Illustration des intervalles successifs

Derrière le concept VFC, il y a plusieurs métriques, elles ne sont pas interchangeables et peuvent refléter une physiologie différente. Il est important de distinguer les quantités dérivées de mesures directes des intervalles R-R, de celles dérivées de la différence entre ces derniers. De plus, il est pertinent de comparer entre elles les mesures d'une quantité, uniquement si elles correspondent à des mesures réalisées sur une même durée.

La figure 4.21 illustre les intervalles R-R, et les différences entre les intervalles R-R nommées R-Rdiff.

Les différentes métriques que nous utilisons dans le domaine temporel sont : BPM, la RMSSD et la SDNN. En effet ces indicateurs sont utilisés de manières récurrentes pour ce type d'études [111] :

- BPM : nombre de battements par minute
- RMSSD : Racine carré des différences au carré des intervalles RR successifs modulés par les respirations (dans notre cas les intervalles PP, comme nous étudions le signal PPG)
- SDNN : écart type des intervalles entre les battements cardiaques

□ Domaine fréquentiel

Une fois les intervalles R-R extraits de notre signal PPG, nous pouvons tracer le Tachogramme (figure 4.22) qui est la représentation graphique des intervalles R-R par l'intermédiaire des intervalles P-P.

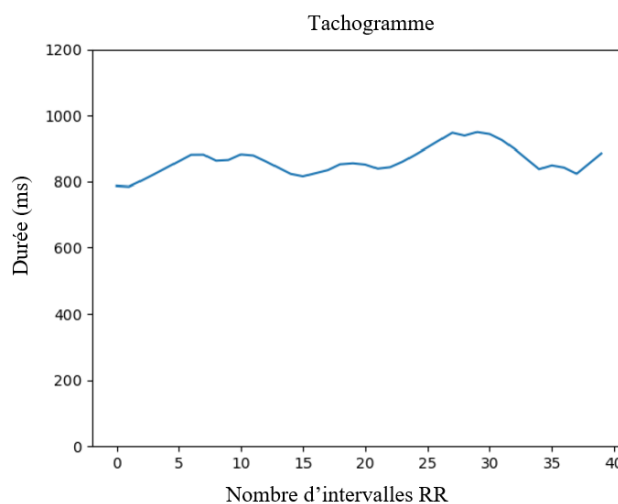


FIGURE 4.22 – Représentation graphique des intervalles R-R

La VFC permet d'étudier l'activité du système nerveux autonome dans le domaine fréquentiel par simple transformée de Fourier du Tachogramme. On définit deux gammes de fréquences :

- La composante basse fréquence (CBF) englobe les fréquences du spectre contenues entre 0.04 et 0.15 Hz et reflète l'activité sympathique du système nerveux autonome [112].
- La composante haute fréquence (CHF) regroupe les fréquences allant de 0.15 à 0.4 Hz. Elle reflète l'activité parasympathique du système nerveux autonome [112].

Tableau 4.3 – Paramètres PRV

| Paramètres PRV | Formule |
|----------------|---|
| BPM | Nombre (75BPM) |
| RMSSD | $\sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_{diff}^i)^2}$ |
| SDNN | $\sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - \bar{RR})^2}$ |
| BSV | $\frac{LF}{HF}$ |

La Balance du sympatho-vagal (BSV), c'est un paramètre de fréquence extrait de notre étude de la PRV avec le Tachogramme. BSV est la relation entre la puissance retrouvée dans les composants CBF et CHF est généralement estimée, car elle évalue l'équilibre sympatho-vagal contrôlant la FC [113]. Ce rapport permet de savoir quel système est prédominant par rapport à l'autre quant au contrôle de l'activité cardiaque.

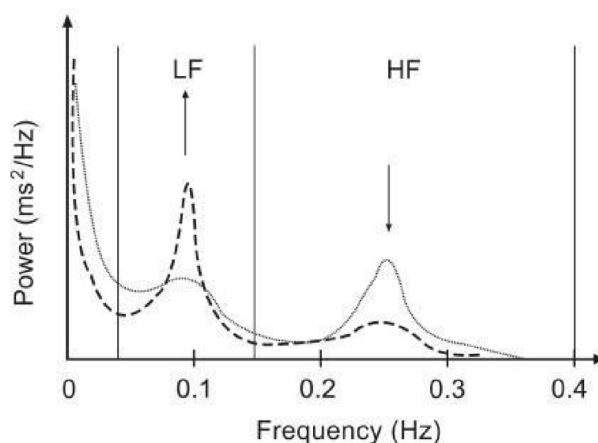


FIGURE 4.23 – Analyse spectrale de la variabilité

La figure 4.23 présente l'analyse spectrale. La courbe en pointillé présente un cas d'augmentation du tonus sympathique (BF) et une diminution du tonus parasympathique (HF) donc un rapport de BSV élevé correspondant à un état stressé. Alors que la courbe en trait plein présente un cas de relaxation.

4.2.7 VFC & Stress

Plusieurs études montrent que la VFC constitue un marqueur de stress à la fois à long terme et à court terme. L'étude [114] montre que la VFC d'un individu baisse immédiatement en réponse à un stimulus stressant. Cette baisse est aussi observable dans le cas d'un stress chronique si on étudie la VFC sur une plus longue période.

La VFC renseigne sur l'activité du SNA et plus précisément sur la balance entre le système sympathique et parasympathique. L'étude [64] décrit le système nerveux autonome comme étant le mécanisme en charge de la régulation du stress. Dans le cas d'une situation stressante, on observe une augmentation du tonus sympathique conjointement d'une diminution du tonus parasympathique. Les variations du tonus sympathique et parasympathique sont observables respectivement dans les basses fréquences et les hautes fréquences. Nous observons donc une diminution des hautes fréquences accompagnée d'une augmentation des basses fréquences et donc une augmentation du rapport BF/HF qui est la BSV en réponse à un stimulus stressant.

Il est important de noter que la fréquence cardiaque n'est pas un marqueur de stress lorsqu'elle est étudiée de manière isolée. La VFC a une valeur informative beaucoup plus importante. C'est d'ailleurs un marqueur de risque pour de nombreuses pathologies. Plusieurs travaux indiquent qu'une baisse de la VFC est associée au risque de pathologies cardio-vasculaires et coronariennes, d'hypertension et d'insuffisance cardiaque [114]. Nous avons vu que la VFC apportait des informations sur l'activité du SNA, sur le tonus vagal, sur la respiration et bien évidemment sur l'activité du cœur et sa capacité d'adaptation, c'est pour cela qu'elle peut être utilisée comme marqueur de stress [65].

Il n'existe pas de valeurs standards pour les mesures issues de la VFC, elles sont modulées par énormément de paramètres, l'âge ou encore la condition physique et sont donc intrinsèques à chaque personne. Néanmoins, dans le cas d'une réaction stressante, plusieurs phénomènes sont observables :

- Augmentation de la BSV
- Diminution de la RMSSD et de la SDNN
- Augmentation du BPM

Nous avons déterminé les grandeurs à utiliser pour notre étude du stress et notre chaîne d'acquisition formée. La prochaine étape est de construire notre base de données de mesures physiologiques, correspondant à des mesures de personnes stressées et relaxées. Pour cela, nous avons mis en place des protocoles de tests, visant à induire un stress chez des sujets afin de tester notre chaîne d'acquisition et utiliser les données pour construire notre modèle de classification du stress. Nous détaillons ce procédé dans la partie expérimentation.

4.3 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le chaîne d'acquisition mise en place afin de collecter les informations relatives à la VFC d'une personne en utilisant une caméra.

Premièrement, nous avons établi le lien entre l'activité cardiaque d'une personne et son état émotionnel qui est géré par le système nerveux autonome et plus précisément pas le tonus sympathique et parasympathique. Ensuite, nous avons présenté les différentes solutions existantes autour de la détection du stress en les classifiant en solution « invasives » avec un contact et « non-invasives » sans contact. En analysant les avantages et inconvénients, nous avons opté pour l'utilisation d'une solution sans contact et à bas coût qui est « la caméra ».

Nous avons présenté le principe de la PhotoPléthysmoGraphie en utilisant une caméra ainsi que les différents avantages de cette méthode. Le signal PPG acquis permet de calculer la VFC de la personne en se basant sur la PRV. Le lien entre la VFC et le stress a été établi.

Nous avons comparé l'état de l'art correspondant à chaque étape de la chaîne d'acquisition comme le filtrage, l'espace de couleur afin de choisir la méthode adéquate qui permet d'avoir un système d'acquisition robuste, réactif et optimal.

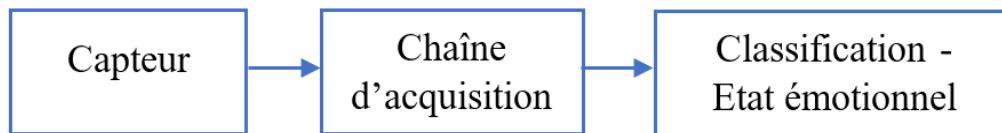


FIGURE 4.24 – Chaîne de développement

L'étape suivante (figure 4.24) est de créer un modèle de classification qui permet de faire une classification binaire d'une personne et déterminer son état « stressé » ou « relaxé ». Pour cela, nous avons mis en place des protocoles expérimentaux qui visent à prendre des mesures correspondantes à ces deux états afin d'entraîner et choisir la bonne méthode de classification. Il y'a deux axes principaux dans ce chapitre : mise en place du protocole de test et création d'une base de données d'une part, et la classification et évaluation du modèle d'une autre part.

CHAPITRE 5

Stress : Mise en application

5.1 Introduction

Dans le chapitre précédent, nous avons établi la chaîne d'acquisition des paramètres de la VFC d'une personne. L'objectif est d'injecter ces paramètres dans un modèle de classification afin d'estimer l'état émotionnel.

Aujourd'hui manipuler des données et envisager de les classifier est une étape nécessaire, importante et utilisée dans pratiquement tous les domaines. La classification est un processus qui permet de catégoriser des données sur une base de critères prédéfinis de manière objective ou bien subjective selon le domaine. Dès que nous sommes confrontés à un choix, nous pouvons d'ores et déjà parler de classification. De manière générale, tout peut être classifié et ce de mille et une manières. Il est donc important de définir un ensemble de critères qualitatifs et/ou quantitatifs qui permettent de trancher.

Le Machine Learning, dont les premiers algorithmes sont apparus en 1950, permet d'explorer d'effectuer des prédictions à partir d'un ensemble de données en faisant une reconnaissance et recherches de critères de manière automatique.

Ces algorithmes s'inscrivent comme une branche de ce que l'on appelle l'intelligence artificielle (IA) et cela en permettant à des machines comme les systèmes robotiques de se doter d'une intelligence inspirée de l'intelligence humaine.

Dans notre cas, nous allons classifier les données de notre chaîne d'acquisition en comparant différentes méthodes de classification afin d'obtenir les meilleurs résultats possibles. Nous présentons les différentes techniques de classification utilisées tout en optimisant le choix des paramètres et hyperparamètres de chaque technique.

5.1.1 Chaîne de la classification

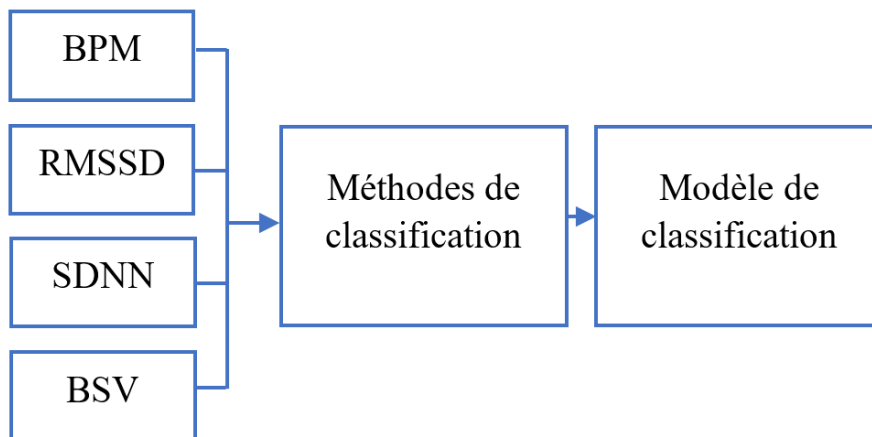


FIGURE 5.1 – Classification des mesures PRV

La figure 5.1 décrit notre chaîne de classification. Les paramètres PRV sont injectés dans différentes méthodes de classification que nous détaillerons afin d’estimer l’état émotionnel du conducteur. Le but est d’effectuer une classification binaire de l’état émotionnel. Ce modèle indique si la personne est stressée (état 1) ou détendue (état 2) à partir des paramètres PRV. Pour cela, nous avons besoin d’une base de données de paramètres PRV correspondant aux états de "stress" et "relaxation".

Pour chaque méthode de classification nous avons un modèle de classification, nous comparons leurs performances afin d’optimiser notre classification.

5.1.2 Méthodologie : Mise en application du protocole et création du modèle de classification

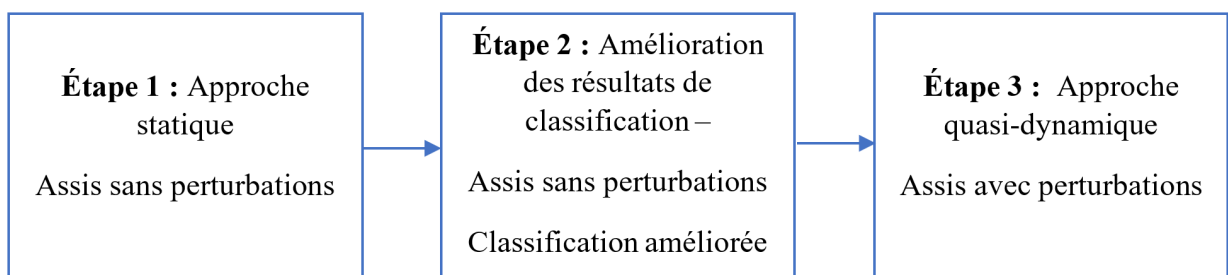


FIGURE 5.2 – Méthodologie de validation

Pour atteindre notre objectif, la méthodologie est divisée en différentes étapes de développement et de test (figure 5.2).

La première étape est « l’approche statique », qui a deux objectifs [115] :

- (1) Démontrer la possibilité de classer l’état émotionnel à l’aide d’une caméra en comparant les résultats obtenus avec ceux d’un capteur de contact PPG,
- (2) tester la chaîne dans des conditions statiques.

Le scénario d’expérimentation ne tient pas compte du contexte embarqué et de conduite puisque cette étape vise uniquement à valider la chaîne d’acquisition en utilisant la caméra comme outil de mesure. Nous devons collecter des mesures liées au PRV correspondant aux états stressés et non stressés. Ces données seront ensuite injectées dans des modèles de classification en comparant différentes méthodes.

La deuxième étape est « l’amélioration des performances de classification », nous améliorons les résultats de classification obtenus en comparant différentes méthodes de classification. L’objectif est d’avoir les meilleures performances possibles de classification.

La troisième étape est « l’approche quasi-dynamique ». Nous testons les performances de notre chaîne d’acquisition dans des conditions dynamiques de laboratoire. Le scénario d’expérimentation considère le contexte embarqué et de conduite. Le but est d’évaluer la solution “la caméra comme mesure d’appréhension” avant l’intégration sur le Gyrolift. La prise en compte des perturbations générées lors du contexte de conduite est nécessaire : vibrations du sol ou d’un obstacle ou mouvements de l’utilisateur. Ces conditions expérimentales sont plus proches de la réalité. Nous pouvons donc démontrer la robustesse de la chaîne d’acquisition.

5.2 Expérimentation & résultats : Application

5.2.1 Étape 1 : Approche statique

5.2.1.1 Scénario

Les participants de cette expérimentation étaient 21 adultes âgées de 20 à 54 ans comme présenté dans le tableau 5.1 :

Tableau 5.1 – Participants de l'expérimentation

| Sujet | Âge | Sexe |
|----------|-----|------|
| Sujet 1 | 32 | M |
| Sujet 2 | 37 | M |
| Sujet 3 | 26 | M |
| Sujet 4 | 23 | M |
| Sujet 5 | 28 | F |
| Sujet 6 | 23 | F |
| Sujet 7 | 35 | M |
| Sujet 8 | 26 | M |
| Sujet 9 | 25 | M |
| Sujet 10 | 32 | M |
| Sujet 11 | 25 | M |
| Sujet 12 | 24 | M |
| Sujet 13 | 44 | M |
| Sujet 14 | 21 | F |
| Sujet 15 | 28 | M |
| Sujet 16 | 54 | M |
| Sujet 17 | 28 | M |
| Sujet 18 | 23 | F |
| Sujet 19 | 22 | M |
| Sujet 20 | 30 | F |
| Sujet 21 | 27 | M |

Chacun d'eux s'assoit devant un ordinateur avec un ensemble de capteurs : capteur de contact PPG, réponse galvanique de la peau (GSR) et une caméra afin d'enregistrer le visage du participant.

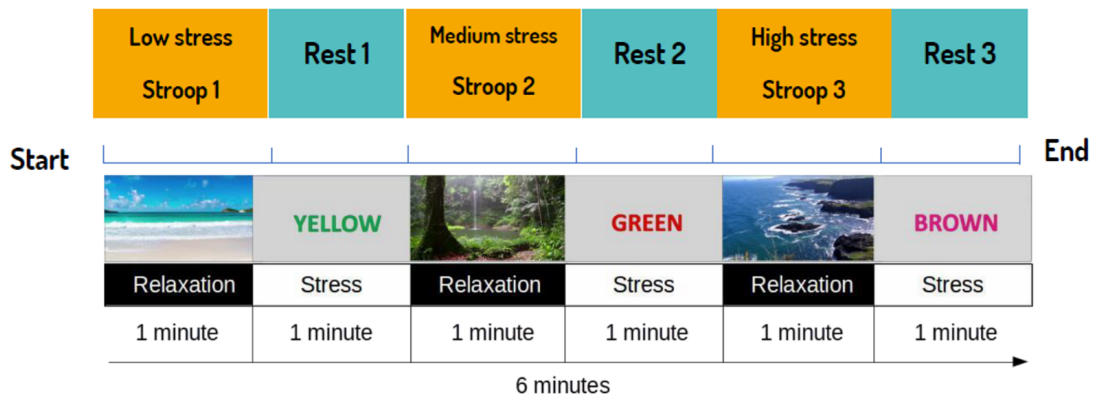


FIGURE 5.3 – Approche statique - Scénario

Comme indiqué sur la figure 5.3, nous utilisons le test de Stroop comme facteur de stress visuel [116] pour les participants. Chaque participant doit visionner une vidéo de 6 minutes avec des phases de relaxation et de stress. Durant les phases de relaxation, le participant regarde des paysages naturels relaxants. Durant les phases de stress, avec le test de Stroop [117] nous demandons au sujet de nommer la couleur de police du mot lorsque la couleur et la signification des mots diffèrent (par exemple le mot « Bleu » imprimé en marron). En parallèle, nous mettons une musique relaxante durant les phases de relaxation et une musique stressante (par exemple les bips d'un compte à rebours) durant les phases de stress. Ces musiques ont été utilisées comme stimulus auditif.

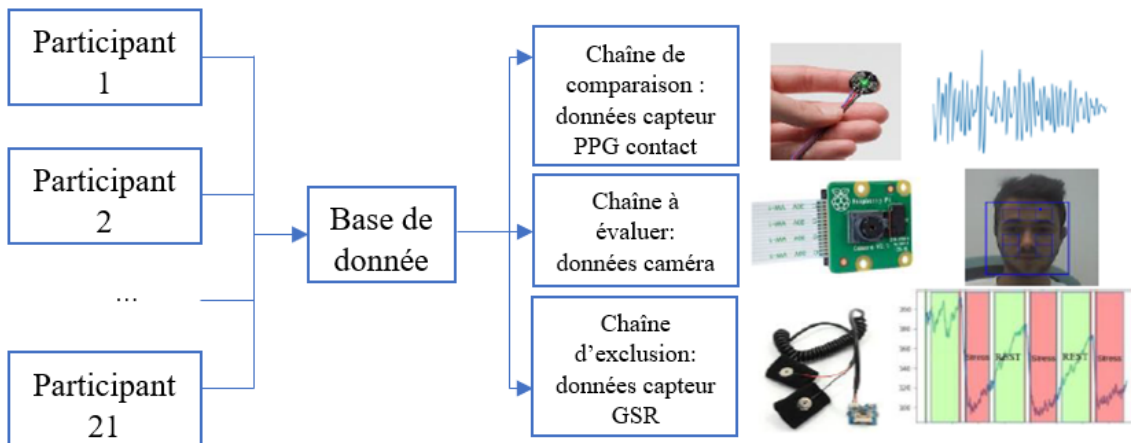


FIGURE 5.4 – Chaînes de l'expérimentation

La figure 5.4 illustre les différents types de chaînes d'acquisition des données de la première expérimentation. Chaque participant dispose d'un ensemble de trois capteurs qui sont connectés à une RaspberryPi B. Elle comprend un processeur ARM11 fonctionnant à 700 MHz avec FPU intégré et un GPU Videocore4. Plusieurs périphériques peuvent être connectés à la carte via des ports USB ou des broches

de sortie d'entrée à usage général (clavier, souris, etc.). La RaspberryPi représente l'unité d'acquisition et de traitement des données.

- Chaîne de comparaison : capteur de contact PPG qui renvoie un signal analogique. Nous utilisons un convertisseur analogique-numérique (MCP-3008). Il estime les mesures PRV pour construire un modèle de classification de référence et estimer l'état émotionnel du participant.
- Chaîne à évaluer : la caméra (PPG sans contact) à partir de notre chaîne d'acquisition mise en place, nous mesurons les paramètres PRV afin de construire un modèle de classification qui estime l'état émotionnel du participant à l'aide d'une caméra. Nous utilisons une PiCamera, qui a une résolution jusqu'à 2592 x 1944 dans l'espace colorimétrique YUV. Elle est connectée à la carte RaspberryPi via une interface série de caméra (CSI).
- Chaîne d'exclusion : nous utilisons le capteur Galvanic Sensor Response (GSR) connecté par une communication I2C avec Raspberry Pi. Il fournit des informations sur la transpiration de la peau du participant. Lors d'une situation stressante, une personne est censée avoir une transpiration différente de celle pendant une phase de repos. Il permet de déterminer s'il y a eu ou pas de stress et donc de sélectionner les participants à inclure dans les données de formation. L'objectif est de collecter des données sur le stress et la relaxation et de construire un modèle de classification. Les deux figures suivantes montrent les données GSR de deux participants.

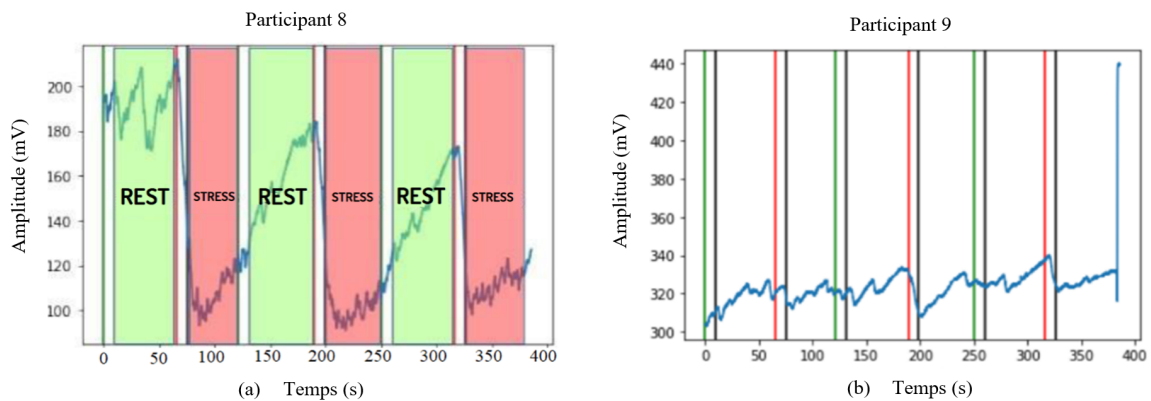


FIGURE 5.5 – Réponse du capteur GSR

Les données sont acquises à des fréquences d'échantillonnage comprises entre 1 et 10 Hz. Sur la figure 5.5a, nous remarquons la présence de trois pics à 75, 185 et 325 s, ce qui correspond aux phases de stress, cela montre qu'il existe bien une réponse physiologique à notre stimulus stressant. La figure 5.5b montre la courbe du capteur GSR ne montrant aucune réponse au stimulus stressant. Dans ce cas, nous n'avons pas observé de pics clairement distinguables. Nous avons initialement 21 participants ; en utilisant le GSR, nous excluons certains participants et validons les

données de 15 participants : 10 participants pour les ensembles de données d’entraînement du modèle de classification et 5 participants pour les ensembles de données de test.

En plus de créer un modèle de classification du stress à partir d’un capteur PPG en contact, nous collectons des vidéos des sujets à partir de la caméra pour avoir des vidéos synchronisées avec le signal PPG (activité cardiaque) de chaque participant. De cette façon, nous pourrions valider notre chaîne d’acquisition pour les mesures PRV à partir d’une caméra.

Le capteur de contact et la caméra PPG permettent d’estimer la PRV sous forme de métriques : BPM, SDNN, BSV et RMSSD.

5.2.1.2 Classification des données et résultats

Une fois les données de la caméra (chaîne à évaluer) et du capteur de contact PPG (chaîne 1) acquises, nous excluons les données des participants sans signe de réaction stressante en utilisant les données du capteur GSR (chaîne d’exclusion). Nous procédons à la partie suivante qui consiste à classifier les données de la chaîne à évaluer et la chaîne 1 afin de comparer et évaluer notre chaîne d’acquisition.

- **Chaîne de comparaison : Données PPG contact**

Il existe deux types d’algorithmes d’apprentissage automatique : les algorithmes d’apprentissage « supervisé » et « non supervisé ». Le premier type classe un nouvel échantillon parmi un ensemble de classes prédéfinies : nous connaissons donc les classes. Pour l’apprentissage non supervisé, le nombre et la définition des classes ne sont pas fournis. Dans notre cas, nous avons deux classes correspondant à un état stressé et un état relaxé. Nous nous intéressons donc aux algorithmes d’apprentissage supervisé. Sur la base d’une analyse bibliographique [61], nous étudierons deux types d’algorithmes : les machines à vecteurs de support (SVM) et les réseaux de neurones.

SVM est un modèle d’apprentissage automatique supervisé proposé par Vapnik [118] [119], qui analyse les données à des fins de classification et d’analyse de régression.

La méthode SVM procède en “mappant” les données d’entraînement dans un espace de fonctionnalités de grande dimension. Ensuite, les deux classes de données sont séparées par un hyperplan optimal qui doit maximiser la distance entre la frontière de séparation et les points de chaque classe qui lui sont le plus proche. Dans notre cas, les deux classes sont “stressé” ou “relaxé”. En introduisant des noyaux dans l’algorithme, il est possible de maximiser la marge dans l’espace des fonctionnalités, ce qui équivaut aux limites de décision non linéaires dans l’espace d’entrée d’origine. Nous améliorons les performances en optimisant le choix des hyperparamètres avec la méthode de validation croisée à k-blocs avec $k = 5$. Les

hyperparamètres SVM obtenus sont les suivants :

- **'noyau' : rbf (radial basis function)** : Signifie que le noyau est une séparation non linéaire. La forme complète du RBF est :

$$K(x, x') = \exp\left\{-\frac{(\|x - x'\|)^2}{2\sigma^2}\right\} \text{ avec } \gamma = \frac{1}{2\sigma^2} \quad (5.1)$$

Nous avons donc l'équation qui devient :

$$K(x, x') = \exp\{-\gamma(\|x - x'\|)^2\} \quad (5.2)$$

En optimisant les hyperparamètres, nous avons :

- **'c' = 100** : paramètre de régularisation qui contrôle la pénalité du terme d'erreur de la classification
- **'gamma'(γ) = 0.01** : coefficient du noyau

Nous avons 1418 échantillons pour les phases d'entraînement et de validation et 1000 échantillons pour la phase de test.

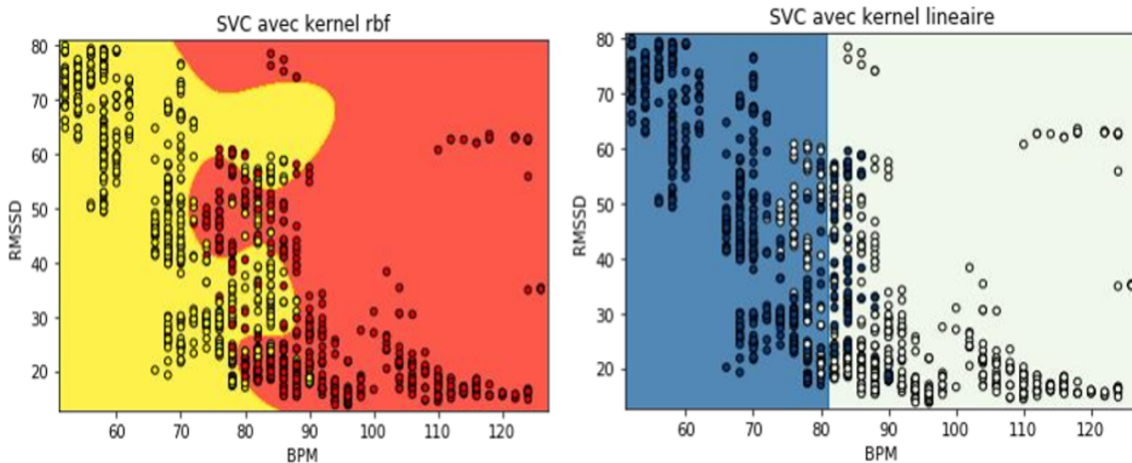


FIGURE 5.6 – SVM kernel rbf vs kernel linéaire

La figure 5.6 illustre l'utilisation d'une SVM linéaire pour classifier nos données et une SVM avec une fonction noyau RBF. Les points jaunes et bleus correspondent au repos, les blancs et rouges au stress. On remarque que la SVM non-linéaire est plus efficace. Notre jeu de données est plus difficilement séparable par un hyperplan linéaire, on peut le voir graphiquement.

Le réseau de neurones est un apprentissage automatique supervisé basé sur un réseau ou un circuit de neurones. Les principales étapes d'un réseau de neurones sont les suivantes :

- Préparation du jeu de données : durant cette expérimentation, 21 participants regardent une vidéo de 6 minutes comportant des phases de stress et de relaxation. A chaque instant t_i , nous estimons un échantillon qui est un ensemble de quatre paramètres (BPM, RMSSD, SDNN, BSV) correspondant à un état (stressé ou relâché) collecté à partir d'un signal PPG. Au total, nous avons 2221 échantillons.
- Création du modèle de classification :
 - 1) une couche de quatre entrées, qui sont les paramètres (BPM, RMSSD, SDNN, BSV) ;
 - 2) trois couches cachées ;
 - 3) une couche de deux sorties (relaxé et stressé) ;
 - 4) Adamax comme algorithme d'optimisation ;
 - 5) SoftMax comme fonction d'activation ;
 - 6) fonction de perte d'entropie croisée binaire. Pour éviter le sur-apprentissage, nous utilisons la méthode « Dropout » après chaque couche cachée.

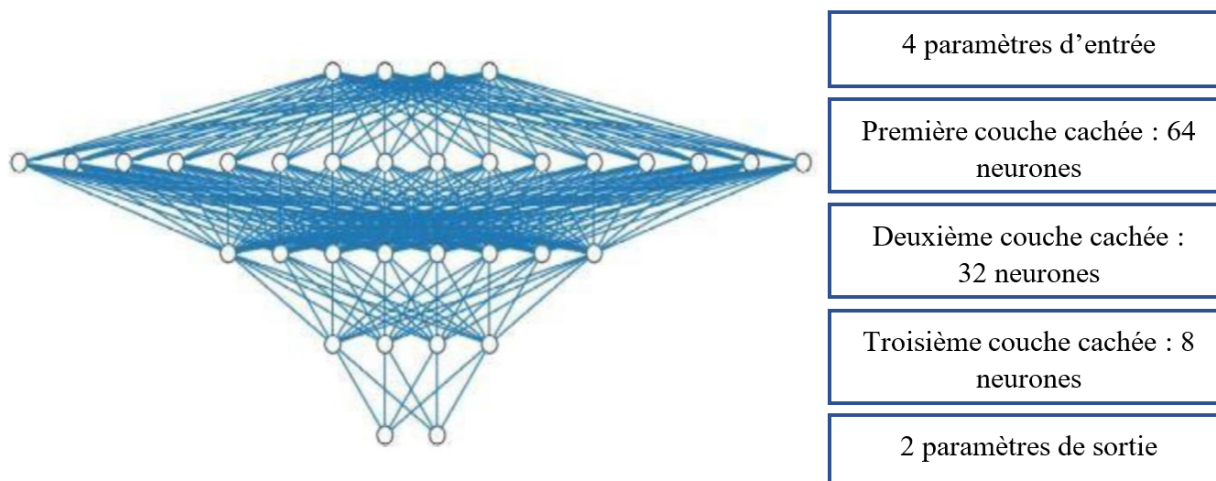


FIGURE 5.7 – Architecture du réseau de neurones

- Paramètres du réseau :
 - nombre de cycles d'apprentissage, 35 ;
 - nombre de données apprises simultanément / taille du lot, 40 ;
 - pourcentage de données alloué à l'apprentissage, 80% ;
 - pourcentage de données alloué à la validation, 20%.
- Phase d'apprentissage et de validation : 1418 échantillons
- Phase de test : 1000 échantillons
- Phase de prédiction

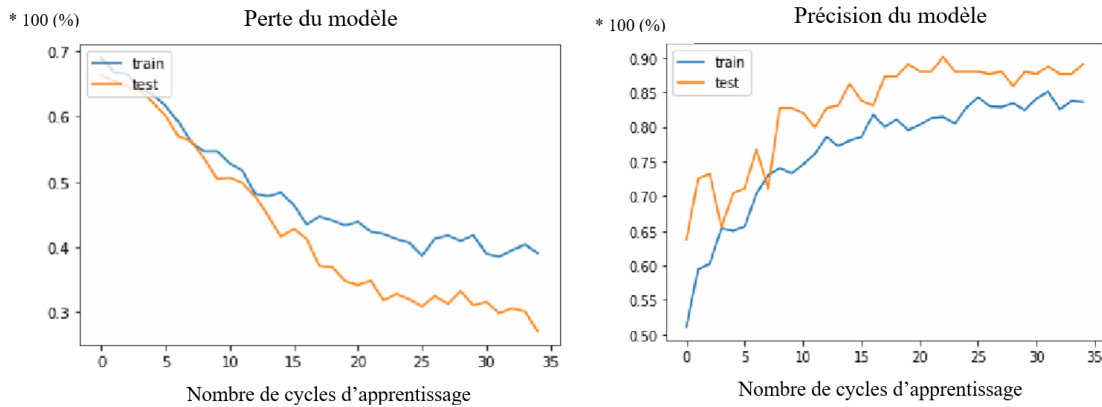


FIGURE 5.8 – Performances de la méthode réseau de neurones

La figure 5.8 illustre les performances du modèle construit en utilisant un réseau de neurones; le taux de perte (0.39 %) et précision (83.6 %) pour la phase d'apprentissage et validation, et le taux de perte (0.27 %) et précision (89.1%) pour la phase de tests.

Nous utilisons deux méthodes pour classifier les données du capteur PPG contact (figure 5.9), les méthodes SVM et réseau de neurones qui présentent de meilleurs résultats dans l'état de l'art de la classification du stress. Munla [120] a utilisé la méthode SVM pour une précision de 85%. Qin [121] a utilisé la méthode réseau de neurones afin de classifier les mesures de la VFC sur quatre niveaux, et Sing [122] propose une solution basée sur un réseau de neurones pour apprendre le stress induit par la conduite.

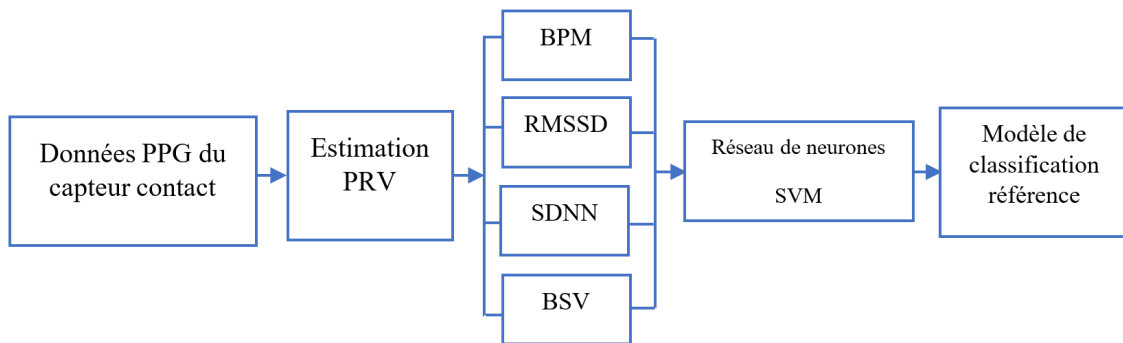


FIGURE 5.9 – PPG contact - chaîne d'acquisition

Pour évaluer les performances de chaque méthode, nous divisons l'ensemble des données en deux : apprentissage et validation du modèle (phase de formation); test et évaluation du modèle (phase de test).

Le tableau 5.2 résume les résultats de classification des deux méthodes utilisées. Les premiers résultats représentent le taux de précision de chaque méthode durant la phase d'apprentissage, qui est élevé car les données injectées sont les mêmes que les données d'apprentissage. La phase de test consiste à injecter des données jamais vues par le modèle. On note que la méthode des réseaux de neurones présente les meilleures performances de classification, avec une précision de 83,3 %, alors que celle de la méthode SVM est de 75,2 %. Nous en déduisons que le réseau

Tableau 5.2 – Expérimentation 1 - Classification des résultats du capteur PPG contact

| Algorithme | Précision : Entraînement | Précision : Test |
|--------------------|--------------------------|------------------|
| Réseau de neurones | 89,1 % | 83,3 % |
| SVM | 97,2 % | 75,2 % |

de neurones à une meilleure capacité de généralisation. Les résultats de classification sont significatifs pour les deux méthodes utilisées. Une précision d'environ 80 % est obtenue.

- **Chaîne à évaluer : Données PPG caméra**

La méthode de moyennage temporelle consiste à utiliser les estimations FC sur une période de temps donnée. Par exemple, si nous étudions les estimations sur une période de 10 secondes, nous aurons 70 estimations de FC (car nous avons 7 ROI). Le but est de calculer la bonne FC en choisissant celle avec le plus grand nombre d'occurrences. L'aspect «évolution dans le temps» est considéré afin d'estimer la FC.

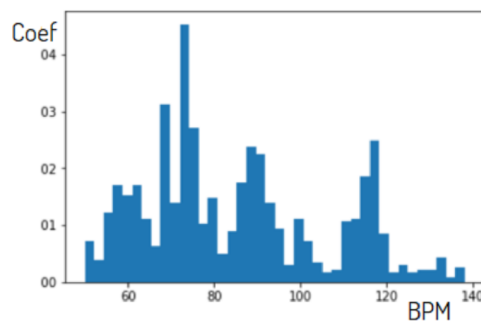


FIGURE 5.10 – Acquisition de la FC d'un participant

L'histogramme de la figure 5.10 nous permet de comprendre visuellement ce concept. Il représente toutes les estimations de FC sur un enregistrement. On remarque un pic autour de 75 BPM, ce qui signifie que c'est la valeur la plus récurrente. La FC moyenne de ce participant est de 77 BPM. L'estimation la plus fréquente est donc très proche de la réalité. Cette méthode vise à valider l'estimation par caméra des mesures PRV.

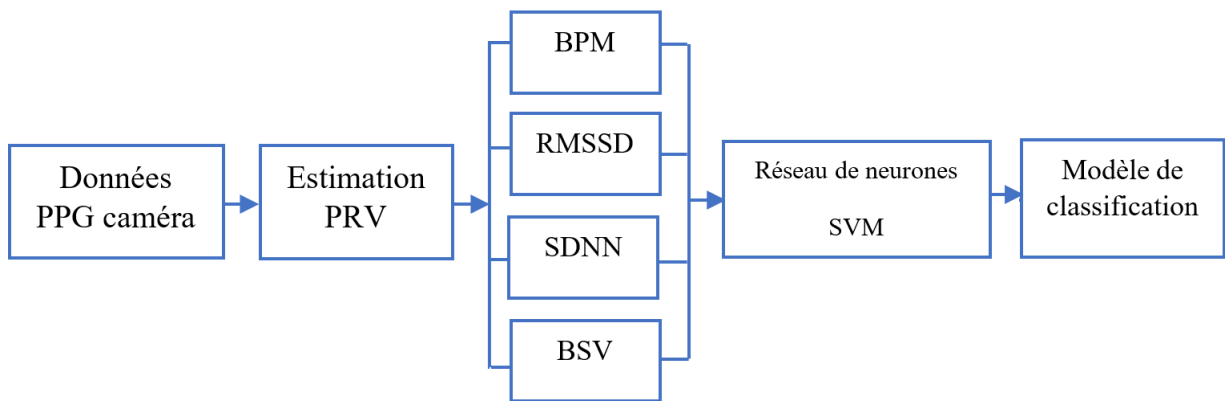


FIGURE 5.11 – PPG caméra - Chaîne d'acquisition et de classification

La figure 5.11 présente la chaîne d'acquisition avec le capteur caméra. Nous utilisons les deux méthodes réseau de neurones et SVM pour classifier les données PPG de la caméra, tout en conservant les mêmes paramètres d'entrées des modèles que la première chaîne à l'aide du capteur PPG contact.

Tableau 5.3 – Classification des données caméra

| Algorithme | Précision |
|--------------------|-----------|
| SVM | 56,3 % |
| Réseau de neurones | 59,2 % |

Le tableau 5.3 présente les résultats des deux méthodes utilisées avec une précision de 56,3 % pour la méthode SVM et une précision de 59,2 % pour la méthode de réseau de neurones. Les deux méthodes ont des résultats relativement proches, avec une précision d'environ 56 %.

5.2.1.3 Discussion sur l'étape 1 : Approche statique

Pour cette première étape «approche statique», nous créons un modèle de classification qui estime l'état émotionnel d'une personne 'stressé' ou 'relaxé' à partir des données du capteur PPG contact. Le modèle obtenu est le modèle référence pour les résultats du capteur non-contact. Nous avons mis en place une chaîne d'acquisition avec caméra, un modèle de classification est obtenu. Il été validé en comparant avec les résultats du capteur PPG contact. Deux méthodes de classification ont été utilisées pour construire ce modèle de classification de l'état émotionnel avec la caméra. Afin d'entraîner ce modèle, nous estimons quatre paramètres PRV. La comparaison des deux chaînes, la chaîne avec capteur PPG contact et la chaîne à évaluer avec caméra, montre qu'il est possible d'estimer l'état émotionnel d'une personne et les résultats avec le capteur caméra sont exploitables. Nous avons une précision de 90% pour la chaîne 1 et une précision de 59% pour la chaîne à évaluer. Les résultats

obtenus avec la caméra démontrent que c'est faisable mais il y a un besoin d'améliorer les performances puisque ce n'est pas suffisant pour avoir un système robuste et précis.

Les tests effectués durant cette expérimentation ont été réalisés dans un environnement statique. Pour mieux représenter la réalité de l'intégration de la solution caméra sur le dispositif Gyrolift, pour deuxième expérience, nous prendrons en compte l'aspect dynamique. Nous testerons d'autres méthodes de classification afin d'améliorer et obtenir de meilleures performances de classification puisque nous n'avons qu'une précision d'environ 56% en utilisant la caméra qui n'est pas parfaitement fiable. Nous définirons l'importance de chaque paramètre PRV injecté pour construire notre modèle de classification ce qui permettrait d'être plus réactif.

5.2.2 Étape 2 : Amélioration des résultats de classification

Pour la première étape « approche statique », les résultats de classification sont significatifs et démontrent la possibilité d'utiliser la caméra comme capteur mais nécessitent néanmoins une amélioration afin d'être fiables. Les points d'améliorations notés sont : les stimuli de stress utilisés durant le protocole et le type d'algorithme d'apprentissage utilisé afin d'atteindre un taux de précision plus élevé et rendre l'estimation de l'état émotionnel plus fiable. Avec les méthodes réseau de neurones et SVM, nous avons un taux de précision d'environ de 60%. Nous avons repris la classification des données de la première expérimentation avec les méthodes de Boosting : forêts aléatoires, extrême gradient boosting (XGBoost), adaptive boosting (AdaBoost), gradient boosting (GradBoost), k-nearest neighbours (KNN).

Le Boosting [123, 124] est un principe qui consiste à construire une famille d'estimateurs qui sont ensuite agrégés par une moyenne pondérée des estimations (en régression) ou un vote à la majorité (en discrimination). Les estimateurs sont construits de manière récursive. Chaque estimateur est une version adaptée du précédent en donnant plus de poids aux observations mal ajustées ou mal prédites. A l'étape k , l'estimateur concentrera ses efforts sur les observations mal ajustées par l'estimateur $(k - 1)$. Les algorithmes Boosting sont assez rapides à entraîner, ce qui est efficace en termes de calcul. Les principaux hyperparamètres des méthodes boosting sont les suivants :

- n-estimators = Nombre d'arbres ou d'itérations ;
- max-features = Nombre de variables à considérer pour la meilleure séparation d'un nœud ;
- max-depth = Profondeur maximale de l'arbre ;
- learning-rate = Taux d'apprentissage ou paramètre de rétrécissement.

Afin de sélectionner des modèles avec les meilleures performances possibles, nous avons utilisé la validation croisée à k -blocs pour l'évaluation des performances avec $k = 5$ et Gridsearch pour le réglage des hyperparamètres. Pour combiner les deux évaluations, nous avons utilisé la méthode RandomizedSearchCV de sklearn. La méthode AdaBoost [125] attribue des poids élevés aux données mal classées afin que le modèle de classification se concentre sur les données mal classées. La méthode est formalisée dans l'algorithme «AdaBoost» dans [126]. Nous avons utilisé une validation croisée avec $k = 5$ afin d'optimiser les hyperparamètres qui sont n-estimators = 50 ; learning-rate = 1.0 et max-depth = 1.

La méthode GradBoost [127] est une méthode dont le principe est de construire une séquence de modèles de sorte que chaque étape, chaque modèle ajouté à la combinaison, apparaisse comme un pas vers une meilleure solution. La méthode s'appelle GradBoost car il utilise un algorithme de descente de gradient pour minimiser la perte lors de l'ajout de nouveaux modèles. Elle prend en charge les problèmes de modélisation prédictive de régression et de classification. Nous avons utilisé une vali-

ation croisée avec $k = 5$ afin d'optimiser les hyperparamètres qui sont $n\text{-estimators} = 100$, $\text{learning-rate} = 0,1$ et $\text{max-depth} = 3$.

La méthode XGBoost [128] est un modèle dont la librairie est disponible en différents langages (C ++, R, Python, etc.). Ce modèle est largement utilisé pour sa flexibilité dans le réglage des hyperparamètres et l'exécution rapide du code. Il s'agit d'une implémentation d'arbres de décision en gradient. Nous avons utilisé une validation croisée avec $k = 5$ afin d'optimiser les hyperparamètres qui sont $n\text{-estimators} = 100$; $\text{learning-rate} = 0,1$ et $\text{max-depth} = 3$.

La méthode forêts aléatoires [129] est un ensemble d'arbres décisionnels où a été introduit de l'aléatoire. Le résultat final est obtenu par vote majoritaire ou moyenne. Cette méthode gère bien les données bruitées, est très résistante au sur-apprentissage et peut être considérée comme un modèle polyvalent nécessitant encore moins de réglage des paramètres que les méthodes boosting. Nous avons utilisé une validation croisée avec $k = 5$ afin d'optimiser les hyperparamètres qui sont $n\text{-estimators} = 10$ et $\text{max-depth} = 3$.

La figure 5.12 est la matrice de confusion utilisée pour décrire les performances des modèles de classification boosting sur l'ensemble de données de test. L'axe vertical est les étiquettes réelles (0, stressé ; 1, relaxé), tandis que l'axe horizontal sont les étiquettes prédites (0, vrai ; 1, faux). Nous avons utilisé cette métrique sur l'ensemble de données de test après l'entraînement. Nous distinguons quatre cas de cette matrice :

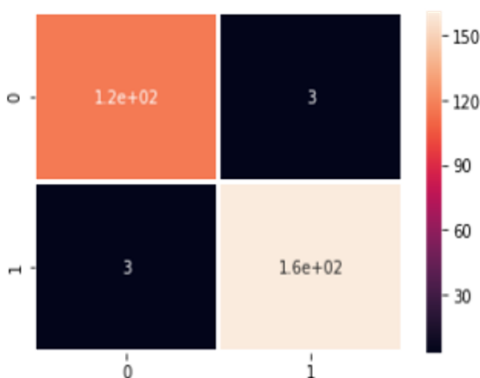


FIGURE 5.12 – Matrice de confusion

- Vrais positifs (VP) = 122 : prédiction stressée et c'est vrai ;
- Vrais négatifs (VN) = 162 : prédiction relaxée et c'est vrai ;
- Faux positifs (FP) = 3 : Prédiction stressée et c'est faux ;
- Faux négatifs (FN) = 3 : prédiction relaxée et c'est faux.

À partir de cette matrice, les taux calculés qui permettent d'évaluer les performances de la classification sont les suivants :

- $Acc = (VP + VN) / (VP + VN + FP + FN)$, proportion de points correctement prédits ;
- $Précision = VP / (VP + FP)$, indique la probabilité d'un échantillon d'appartenir à la classe sachant qu'il devrait y appartenir. C'est la proportion de prédictions correctes parmi les points que l'on a prédits positifs ;
- $Rappel \text{ ou } sensibilité = VP / (VP + FN)$, le taux de vrais positifs, c'est-à-dire la proportion de positifs correctement identifiés ;
- F-mesure : mesure qui combine la précision et le rappel, est leur moyenne harmonique : $F1 = 2 * (précision * rappel) / (précision + rappel)$

Tableau 5.4 – Expérimentation 1 - Classification des résultats caméra

| Classifieur | Forêts aléatoires | XGBoost | AdaBoost | GradBoost |
|-------------|-------------------|---------|----------|-----------|
| Acc | 95,1 % | 97,8 % | 96,8 % | 90 % |
| Rappel | 97 % | 97,5 % | 97 % | 89,5 % |
| Précision | 97 % | 97,5 % | 97 % | 91 % |
| F1 | 97,5 % | 97,5 % | 97,3 % | 90,2 % |

Le tableau 5.4 présente le calcul de ces différents taux. Le taux de précision est plutôt élevé avec ces méthodes de boosting. Pour la classification avec XGBoost, les résultats sont :

- $Acc = 97.8\%$
- $Précision = 97.5\%$
- $Rappel = 97.5\%$
- $F1 = 97.5\%$

En comparant les résultats de classification des deux méthodes SVM et réseau de neurones utilisées pour la première expérimentation avec les méthodes Boosting, nous remarquons que celles de Boosting donnent de meilleurs résultats avec une précision de 97,5% pour le classifieur XGBoost. Pour la troisième étape « approche quasi-dynamique », qui consiste à tester l'acquisition en chaîne dans des conditions quasi-dynamiques, nous sélectionnons les méthodes de classification de boosting en se basant sur les résultats prometteurs obtenues à cette étape.

5.2.3 Étape 3 : Approche quasi-dynamique

5.2.3.1 Scénario

Nous avons neuf participants afin de tester cette approche, chacun d'eux s'assoit devant un ordinateur avec une caméra devant pour enregistrer le visage du participant.

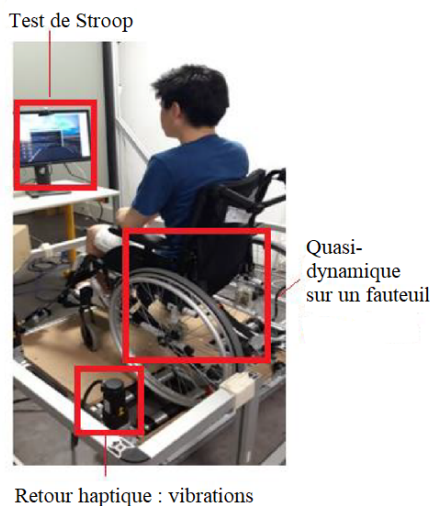


FIGURE 5.13 – Plateforme de tests

Les participants sont assis sur un fauteuil roulant relié à un écran (figure 5.13). Il est placé sur un retour haptique de forces qui génère des vibrations auxquelles il est possible de faire face durant l'utilisation d'un fauteuil roulant. L'objectif est de tester la chaîne d'acquisition avec des perturbations proches de celles que nous pouvons avoir dans un contexte d'utilisation du Gyrolift.

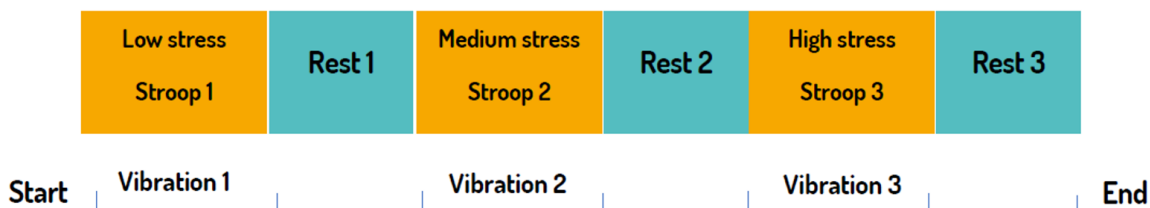


FIGURE 5.14 – Approche quasi-dynamique - scénario

Comme indiqué sur la figure 5.14, afin de générer le stress chez les participants, nous définissons différents stimuli : stimulus visuel «test de Stroop» impliquant les phases de stress et de relaxation ; stimulus auditif qui est une musique relaxante ou stressante [130] selon la phase de la vidéo ; et un facteur de stress vibratoire (généré en par le retour haptique de force afin de représenter les conditions de l'environnement réel).

Au cours de l'expérience, chaque participant dispose d'un capteur de caméra (PPG sans contact) qui estime les mesures PRV de notre chaîne d'acquisition mis en place pour construire un modèle de classification basé sur des images de visages des participants dans des conditions quasi-dynamiques.

5.2.3.2 Classification des données & résultats

La classification de l'état émotionnel est basée sur les données de 9 participants : 6 participants pour l'ensemble de données d'entraînement et 3 participants pour l'ensemble des données de test. Nous avons collecté les données PRV à partir de notre chaîne d'acquisition avec la caméra comme capteur. Nous avons sélectionné des méthodes de classification boosting (figure 5.15).

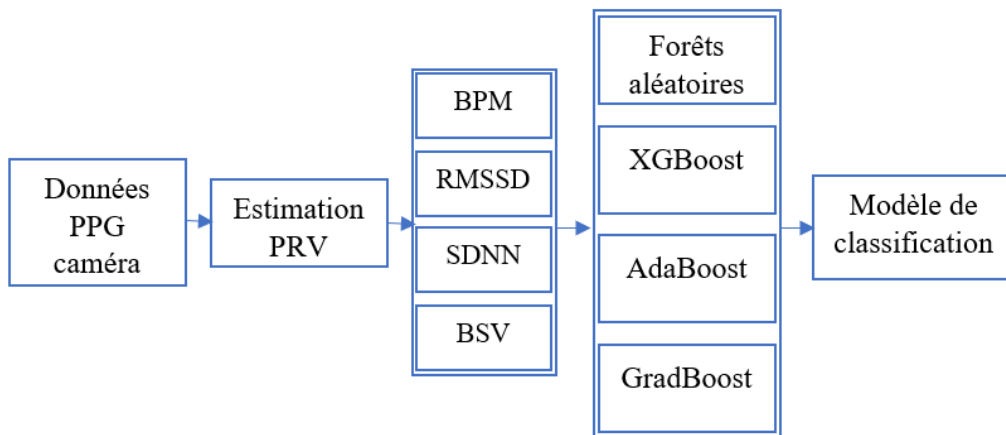


FIGURE 5.15 – PPG caméra - chaîne d'acquisition et de classification

Ces méthodes sont les suivantes : forêts aléatoires, XGBoost, AdaBoost et GradBoost. En analysant la figure 5.15, nous injectons quatre paramètres pour former et construire le modèle. Ces paramètres ont été choisis en fonction de leur récurrence dans la bibliographie. Nous avons défini l'importance de ces quatre paramètres injectés : BPM, RMSSD, SDNN et BSV.

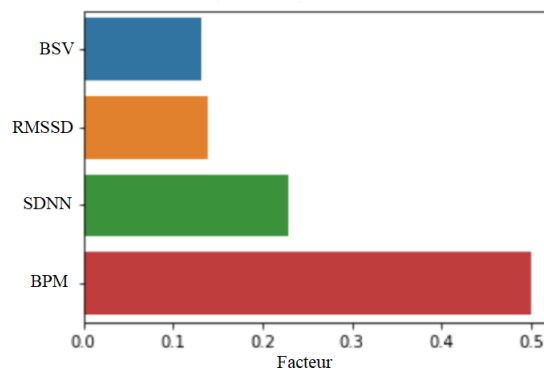


FIGURE 5.16 – Facteurs d'importances des mesures

En général, l'apprentissage automatique ou « Machine Learning » est comme une « boîte noire » car il est impossible de comprendre ou de tracer quelle fonctionnalité ou combinaison de fonctionnalités est responsable des prévisions. Un ensemble d'apprentissage automatique utilisant des arbres tels que la méthode XGBoost possède une fonctionnalité très intéressante qui écarte cette critique : la définition de l'importance de chaque variable utilisée pour la classification (figure 5.16).

On remarque que les deux paramètres BPM et SDNN ont des facteurs d'importance plus élevés. Ce sont donc des métriques de gain (contribution en termes de précision). Nous avons noté qu'il existe une forte corrélation entre le SDNN et le RMSSD. Nous en déduisons qu'au lieu d'utiliser 4 paramètres pour construire notre modèle de classification, deux paramètres suffisent.

Dans le processus d'évaluation de la qualité du modèle, nous avons calculés des métriques d'évaluation :

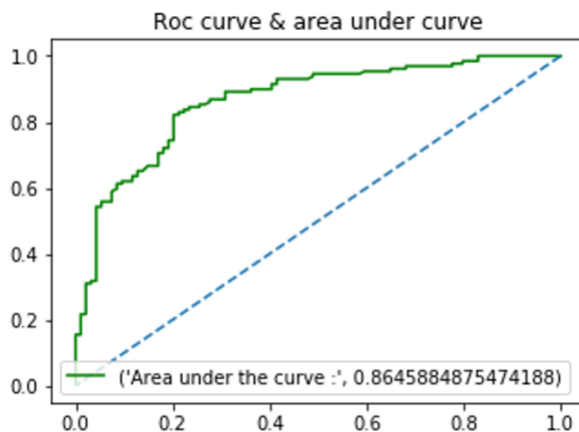


FIGURE 5.17 – Courbe ROC

La figure 5.17 représente la courbe ROC (Receiver Operating Characterictics) qui est un graphique représentant les performances d'un modèle de classification. Il s'agit d'un graphique du taux VP (taux de prédiction correct TVP) (axe y) en fonction du taux FP (taux de prédiction incorrect TFP) (axe x) pour différents seuils de classification entre 0,0 et 1,0. La courbe ROC est un outil utile pour les raisons suivantes :

- La forme de la courbe : des valeurs plus petites sur l'axe des x indiquent un FP inférieur et un VN supérieur ; des valeurs plus élevées sur l'axe y indiquent un VP supérieur et un FN inférieur ;
- Aire sous la courbe sous la courbe ROC (AUC) : Cette valeur l'intégralité de l'aire à deux dimensions situées sous l'ensemble de la courbe ROC (par calculs d'intégrales) de (0,0) à (1,1). Si la classification est parfaite $AUC = 1$, si la classification est aléatoire $AUC = \frac{1}{2}$. Cette mesure est utilisée comme résumé de la compétence du modèle qui donne une idée de la qualité d'un

apprentissage. Pour la méthode XGBoost, nous avons $AUC = 86,4\%$, ce qui signifie un VP plus élevé; c'est donc une vraie prédiction.

Nous avons calculé les différentes métriques représentées dans le tableau 5.5 :

Tableau 5.5 – Expérimentation 1 - Classification des résultats caméra

| Classifieur | Forêts aléatoires | XGBoost | AdaBoost | GradBoost |
|-------------|-------------------|---------|----------|-----------|
| Acc | 77 % | 80,2 % | 76 % | 78 % |
| Rappel | 79,5 % | 79 % | 74,5 % | 77,5 % |
| Précision | 80,5 % | 80 % | 76 % | 78,5 % |
| F1 | 74,3 % | 73,9 % | 71,1 % | 75,6 % |

Le tableau 5.5 résume les résultats de la classification avec les différentes méthodes utilisées. Nous remarquons que la méthode XGBoost a une précision de 80,2%. Ces performances sont significatives avec une valeur d'environ 80,2% par rapport à des performances de l'approche statique d'environ 97%.

5.2.3.3 Discussion sur l'étape 3 : Approche quasi-dynamique

Durant cette approche quasi-dynamique, nous testons différentes méthodes de classification et l'importance des paramètres injectés afin de construire notre modèle de classification. Dans une situation quasi-dynamique, toutes les contraintes liées à un contexte embarqué (vibrations, mouvements, etc.) sont considérées. La méthode XGBoost présente les meilleurs résultats avec une précision de 80,2% par rapport aux autres méthodes de classification utilisées. Nous avons estimé l'importance de chaque paramètre injecté dans la classification (RMSSD, SDNN, BPM, BSV) et la corrélation entre les paramètres, d'où la réduction du nombre de ces paramètres pour rendre cette phase de classification plus réactive et optimale. Les paramètres BPM et le SDNN ont un facteur d'importance le plus élevé.

En utilisant les méthodes boosting pour la classification de la situation quasi-dynamique, nous obtenons une précision d'environ 80% contre une précision de 90% pour la situation statique. Le résultat est significatif et confirme la faisabilité de la solution.

Les paramètres rappel (79%), précision (80%) et F1 (73,9%), détectent les déséquilibres dans les classes et déterminent si notre modèle est un classificateur « paresseux ». Cela signifie que, même si la précision globale est élevée, une classe peut être sous-représentée et montrer un niveau de précision inférieur. Les résultats

démontrent que la méthode XGBoost et les méthodes boosting de manière générale ne présentent pas ces déséquilibres.

5.3 Discussion générale

Nous avons mis en place une chaîne d'acquisition en utilisant une caméra afin d'estimer la FC et plus précisément la VFC. Il existe plusieurs paramètres liés au VFC. Les différentes mesures liées à la VFC sont basées sur les intervalles R-R, qui dans notre étude sont estimés à partir des intervalles PP calculés avec les signaux PPG. Ainsi, l'étude de PRV peut être une alternative fiable à l'étude VFC [14]. Nous avons proposé deux expériences différentes pour évaluer cette chaîne.

La première expérimentation (étape 1) est en conditions statiques. Nous avons choisi les paramètres PRV les plus utilisés dans la bibliographie. Nous avons comparé les résultats obtenus à partir de notre chaîne d'acquisition caméra et ceux obtenus par un capteur PPG contact, cette comparaison nous permet de valider la chaîne d'acquisition.

Le stress généré chez les participants est un stress « faible ». Effectivement, les facteurs de stress utilisés durant la première expérience sont visuels (test de Stroop) et auditifs (musique stressante pour les phases de stress et relaxante pour les phases de détente). Afin de générer un stress ou une relaxation, l'intensité du stimulus est importante mais relative à chaque participant. Par exemple avec les sons de nature durant les phases de relaxation, certains participants trouvent le chant des oiseaux relaxant, tandis que d'autres non. De même, concernant la vitesse de défilement des mots durant le test de Stroop, certains participants trouvent cela rapide, ce qui provoquent un stress, tandis que d'autres s'habituent ou trouvent la vitesse non stressante.

Durant la deuxième expérimentation, nous avons intégré ce qu'un utilisateur de solution de mobilité comme le Gyrolift peut ressentir (par exemple, vibrations, obstacles). Ces contraintes ne sont pas prises en compte durant l'étape 1 « approche statique ». L'une des améliorations de cette « approche quasi-dynamique » est la prise en compte de facteurs stressants comme les vibrations et obstacles, pour se rapprocher des données d'un environnement réel.

En utilisant les méthodes réseau de neurones et SVM, nous avons obtenu une précision de classification d'environ 60% lors de la première expérimentation. Ces résultats sont significatifs et permettent de valider que l'on peut utiliser la caméra afin d'estimer l'état émotionnel, mais cela n'est pas suffisant.

Afin d'améliorer ces résultats, nous avons testé les méthodes de boosting (étape 2), la précision est d'environ 90%, mais les conditions de tests simulent un environnement statique. Cependant, lorsque cette solution est embarquée sur une solution d'aide à la mobilité comme le Gyrolift les conditions changent. Effectivement, le

contexte devient dynamique, ce qui est différent des conditions statiques qui ne considèrent pas les perturbations telles que les vibrations et obstacles.

Lors de la seconde expérimentation, nous démontrons la fiabilité de notre chaîne d'acquisition avec approche en conditions quasi-dynamiques. Compte tenu des points d'améliorations relevés lors de la première expérimentation, nous avons ajouté un autre facteur de stress, qui sont les vibrations de la plate-forme de test. Les résultats sont significatifs puisque nous avons une précision de classification de 80%. L'expérience a été réalisée avec une plateforme de simulation proche des conditions réelles avec les retours haptiques de force ce qui n'est pas identique aux conditions embarquées sur un Gyrolift. Nous avons défini l'importance des différents paramètres injectés pour la construction et l'apprentissage du modèle de classification, ce qui optimise le modèle de classification et le rend plus réactif. Nous avons obtenu une précision d'environ 80% contre 90% lors de la première expérimentation en conditions statiques. Cette perte de performances s'explique par les vibrations générées en situation quasi-dynamique.

Ces deux expérimentations valident la possibilité d'estimer l'état émotionnel d'un conducteur de manière général et d'un utilisateur de Gyrolift en particulier. L'étude est basée sur l'estimation de PRV à l'aide d'une caméra accessible. Cette étude démontre la faisabilité d'utiliser ce capteur comme solution non invasive.

5.4 Conclusion

Dans cette étude, nous démontrons la possibilité d'estimer l'état émotionnel d'un conducteur d'une solution de mobilité personnelle en utilisant une caméra à faible coût dans des conditions préparatoires de la situation de conduite d'un Gyrolift. La solution est basée sur le principe de la VFC, qui est l'estimation de la FC et sa variabilité dans le temps. Au lieu d'utiliser les intervalles RR, nous utilisons les intervalles PP du signal PPG, donc par analogie, nous utilisons la PRV. Le but est de mettre en place un modèle de classification basé sur cette chaîne d'acquisition, et l'objectif principal est d'estimer l'état émotionnel d'un conducteur de Gyrolift, plus précisément s'il ressent du stress lors de son utilisation avec une solution compatible.

La première étape fut de tester cette chaîne d'acquisition dans des conditions statiques avec des facteurs de stress visuels et auditifs afin de générer du stress chez le participant. En comparant différentes méthodes de classification, nous en avons créé un à partir des données collectées de cette expérimentation. Cette étape démontre la faisabilité d'estimer l'état émotionnel à l'aide d'une caméra à faible coût.

La deuxième étape fut de tester les méthodes Boosting afin d'améliorer les performances de classification, qui présentent de meilleurs résultats avec une précision d'environ 90%.

La troisième étape fut de tester notre chaîne d'acquisition dans des conditions

de perturbations quasi-dynamiques avec des facteurs de stress visuels, audio et mécaniques pour mieux représenter les conditions réelles d'un conducteur de Gyrolift. Nous avons utilisé les méthodes boosting car elles présentent les meilleurs résultats pour l'approche statique avec une précision d'environ 80%. Cette étape évalue la robustesse de la solution avec le contexte quasi-dynamique.

L'objectif final est d'intégrer cette solution dans le contrôle du Gyrolift et de disposer d'une interface homme-machine qui intègre les données «appréhension de l'utilisateur» dans la boucle de contrôle afin d'ajuster la commande du Gyrolift pour sécuriser et assister l'utilisateur.

En conclusion, utiliser la solution caméra afin d'estimer l'état émotionnel d'un individu est possible et efficace. Cela nous permet de passer à une nouvelle étape qui consiste à tester la solution embarquée sur le Gyrolift. Cette nouvelle expérimentation comprendra de nouvelles entrées telles que la vitesse et les perturbations dans un environnement dynamique. Le stress ressenti est plus intense.

CHAPITRE 6

Proposition d'une architecture de contrôle

6.1 Introduction

De plus en plus de véhicules sont équipés d'aides qui leur permettent de corriger, d'adapter ou encore d'éviter les situations de dangers. Tout en assurant le confort du conducteur, il est possible de l'assister grâce à des capacités de perception, de communication et d'action adaptées.

Cependant, un véhicule ayant un certain niveau d'autonomie est amené à partager son environnement (i.e. voirie) ce qui implique un déplacement avec des obstacles multiples et une gestion de la vitesse. Les capacités décisionnelles de ces véhicules en interaction sont différentes. Parmi ces véhicules, nous retrouvons les solutions de mobilité. Dans le domaine de la mobilité urbaine, une nouvelle classe est proposée, et ce, en se basant sur l'interaction conducteur et véhicule. Comme défini dans les chapitres précédents, la solution Gyrolift s'inscrit dans cette classe de véhicule.

Nous pouvons considérer la voirie comme hétérogène puisqu'elle met en jeu des véhicules qui doivent collaborer pour partager cette ressource. Tout comme le Gyrolift, chaque véhicule est lui-même un espace de partage entre les capacités internes et son conducteur.

L'objectif de ce chapitre est de définir une architecture de contrôle basée sur une stratégie de collaboration entre les ressources internes afin d'optimiser l'assistance au conducteur du Gyrolift. Il s'agit de proposer une solution d'adaptation de l'interaction Conducteur/Gyrolift sur la base des perceptions internes et des perceptions externes liées à l'environnement afin de permettre le respect de la voirie.

L'architecture de contrôle proposée doit être portable, adaptable et généralisable aux spécificités de différents véhicules et du Gyrolift en particulier.

Dans les chapitres précédents, nous avons présenté le Gyrolift avec ses fonctionnalités, et de manière globale, les avantages physiologiques et psychologiques du dispositif. Nous avons démontré l'importance de prendre en compte l'état émotionnel. Nous avons détaillé l'approche théorique et la mise en application d'une chaîne qui permet d'estimer si le conducteur est stressé ou relaxé. Dans ce chapitre, nous présentons un modèle d'architecture de contrôle du Gyrolift afin d'intégrer les différentes fonctionnalités.

L'architecture de contrôle consiste à guider les activités d'un système contrôlé afin d'accomplir des objectifs préétablis. Elle assure un fonctionnement de chaque commande que nous nommerons tâche. Les tâches sont la verticalisation, le recentrage, le déploiement des béquilles, gestion d'autonomie, interaction et stress. Chaque tâche doit assurer son traitement et ses contraintes. Le choix de l'architecture de contrôle, que nous détaillerons dans ce chapitre, est une organisation multi agents.

Le chapitre s'organise en différentes parties : d'abord, nous présentons les différents types d'architecture de contrôle qui ont fait leurs preuves en informatique et en robotique afin de choisir au mieux quels compromis faire pour l'architecture de contrôle du Gyrolift. Nous définissons les différents agents tâches du Gyrolift qui sont les différentes fonctionnalités du dispositif. Enfin, nous présentons l'architecture du Gyrolift qui est implémentée sur la version industrielle du Gyrolift sur laquelle je travaille.

6.2 Système robotique et architecture de contrôle

L'origine du mot « robot » issu de « robota » remonte à 1920, l'écrivain Karel Čapek l'avait introduit dans sa pièce de théâtre *Rossum's Universal Robots* [131]. En 1942, Isaac Asimov introduit le terme « robotique » dans son roman *Habillage*. Un système robotique est un ensemble de :

- Capteurs : perception proprioceptive et extéroceptive du système ;
- Actionneurs : moyens d'interaction et de mobilité ;
- Système de contrôle : organisation et structure des fonctionnalités.



FIGURE 6.1 – Composition d'un système robotique

Un robot dispose de différentes informations de son environnement pendant son exécution. S'il n'est pas capable de les utiliser au bon moment elles ne lui servent à rien. Cela peut l'amener à un état critique si un problème de peu d'importance est traité avant un autre prioritaire. Il est important de sélectionner la bonne action à entreprendre selon le contexte et ce en choisissant l'architecture de contrôle appropriée pour assurer l'adaptation de son exécution. Entre les données récupérées par les capteurs et les commandes envoyées aux actionneurs, il y a la partie commande qui est définie par l'*Architecture*. C'est la partie décisionnelle qui définit l'état du robot. Chaque décision est prise selon un but défini par l'utilisateur tout en prenant en compte la situation et les capacités du système.

Le concept de contrôle fait référence à une interaction entre deux systèmes : le système contrôlé ou système physique (actionneurs avec ses capteurs) et le système de contrôle [132]. Dans la littérature, le terme « architecture de contrôle » est utilisé pour décrire la composition et les fonctionnalités du système de contrôle [133].

Le contrôle d'un système robotique assure l'évolution de son fonctionnement en appliquant des contraintes qui dépendent de l'objectif à atteindre, de son état et celui de l'environnement. La définition du contrôle se résume en trois phases classiques (figure 6.2) qui sont la boucle Perception-Décision-Action (PDA) défini par [134] :

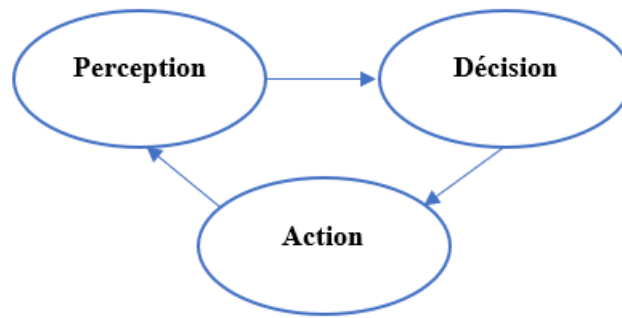


FIGURE 6.2 – La boucle Perception-Décision-Action

- Perception : détermine l'état de l'environnement à l'aide des différents capteurs disponibles ;
- Décision : détermine en fonction de la perception la meilleure action à effectuer en fonction de l'objectif ;
- Action : c'est l'action exécutée selon les critères définis au niveau des effecteurs.

En fonction de l'environnement et de l'objectif du système robotique, différentes approches existent pour produire des comportements cohérents afin de satisfaire les critères fixés.

La configuration de l'architecture de contrôle est un point clé. C'est un processus itératif de choix des combinaisons possibles [135]. Ce choix est critique puisqu'il impacte les performances. Il permet d'atteindre différemment des niveaux d'efficacité, efficacité et de réactivité [136]. En se basant sur ces critères, les paramètres de l'architecture de contrôle sont choisis de manière itérative afin d'atteindre les performances optimales du système.

L'architecture de contrôle comprend quatre éléments essentiels (figure 6.3) :

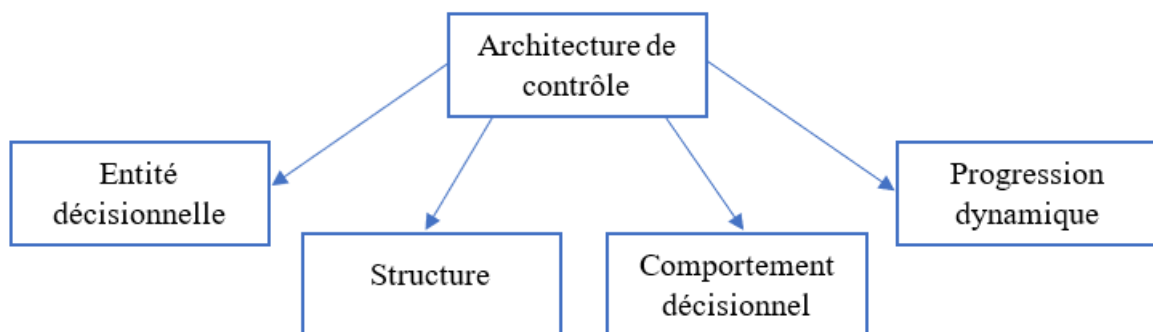


FIGURE 6.3 – Composition d'une architecture de contrôle

6.2.1 Entité décisionnelle

Un système de contrôle est composé d'un ensemble de dispositifs matériels et/ou logiciels qui interagissent entre eux pour atteindre un même objectif. Afin de gérer la complexité et les exigences en temps réel liées à la prise de décision d'un système robotique, par exemple, l'ensemble du problème est décomposé en plusieurs entités afin de répartir les capacités décisionnelles [137].

Une entité décisionnelle (figure 6.4) ou un agent est un sous-système avec des capacités. Elle est capable de communiquer, de prendre des décisions et d'agir. Cette entité a des capacités décisionnelles qui permettent de sélectionner la solution adéquate parmi un ensemble de possibilités pour atteindre un objectif fixé [138].

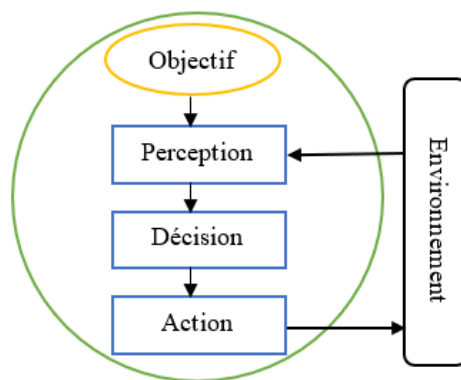


FIGURE 6.4 – Entité décisionnelle

6.2.2 Structure de l'architecture

La structure de l'architecture de contrôle décrit si le système est composé d'une seule entité ou bien divisé en plusieurs entités. Elle n'influence pas sur le type organisationnel de l'architecture (réactive, délibérative ou hybride) que nous présentons dans la partie **Comportement décisionnel 6.2.3**. Elle est définie par les relations qui existent entre les entités décisionnelles de celle-ci.

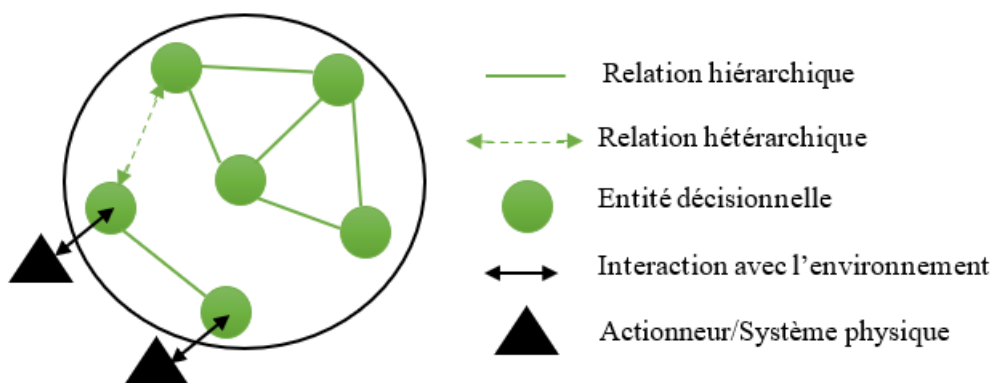


FIGURE 6.5 – Structure de l'architecture de contrôle

Il existe deux type de relations [139]. Elle est hiérarchique si deux entités ont une relation de maître-esclave. Les actions de l'entité esclave sont dépendantes de l'entité maître. Elle est hétérarchique si deux entités sont liées par une relation de coopération (figure 6.5). Ils collaborent pour atteindre leurs objectifs fixés. Nous estimons donc quatre types de structure pour un système de contrôle.

6.2.2.1 Structure centralisée



FIGURE 6.6 – Structure centralisée

Une architecture est dite centralisée (figure 6.6) quand le contrôle est au niveau d'une seule entité centrale comprenant des parties sensorielles et calcule les consignes qui sont envoyées à la structure physique délocalisée [137]. Pour souligner les relations entre les entités au sein d'une architecture centralisée, les termes maître/esclave ou superviseur/supervisé sont employés. Elle présente plusieurs avantages. Par exemple, l'entité maître peut commander d'autres entités esclaves limitées en performances (puissance de calcul). Elle amène aussi des inconvénients. Quand l'entité maître est supprimée, le système est figé puisque les entités esclaves ne sont dotées d'aucune capacité décisionnelle. Il paraît donc nécessaire de répartir les capacités décisionnelles sur plusieurs entités.

6.2.2.2 Structure hiérarchique

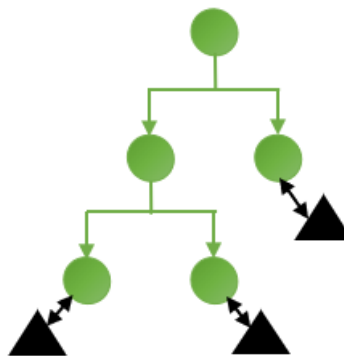


FIGURE 6.7 – Structure hiérarchique

Une architecture est complètement hiérarchique (figure 6.7) si le contrôle est distribué sur plusieurs entités et à différents niveaux ce qui réduit la complexité du système. La relation Maître/Esclave est utilisée entre les différentes entités les composant. L'autonomie et la décision sont partagées par plusieurs entités [137].

6.2.2.3 Structure semi-hétérarchique

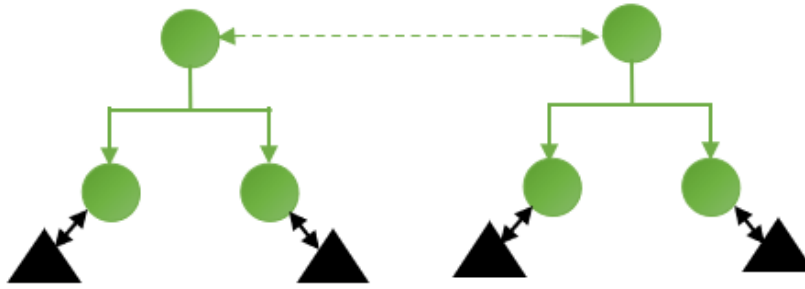


FIGURE 6.8 – Structure semi-hétérarchique

Dans une architecture semi-hétérarchique (figure 6.8), le contrôle est divisé entre des entités décisionnelles qui sont liées par une relation hétérarchique ou hiérarchique. Il y a un partage de contrôle avec différents types relationnels entre les entités décisionnelles afin d'adapter le besoin et d'atteindre les objectifs fixés [137].

6.2.2.4 Structure décentralisée

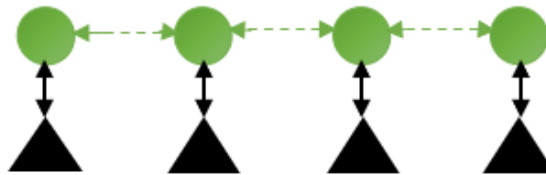


FIGURE 6.9 – Structure décentralisée

Dans une architecture décentralisée (figure 6.9), le contrôle est distribué sur plusieurs entités décisionnelles qui sont liées par une relation hétérarchique. Cela signifie qu'elles partagent l'autonomie et permettent une meilleure collaboration entre les modules. Les systèmes robotiques se penchent de plus en plus vers l'utilisation d'une architecture de contrôle décentralisée afin de répartir la commande et placer les organes décisionnels au plus près des actions. Cela rend la commande plus flexible et assure une sûreté de fonctionnement. Dans le cas d'un système multirobots, en cas de panne d'un robot, cela ne signifie pas l'arrêt complet du système [137]. Une collaboration entre plusieurs entités signifie aussi qu'il y a des conflits.

Selon l'objectif de contrôle fixé, les différentes structures peuvent être utilisées pour distribuer et attribuer l'objectif global du système aux différentes entités décisionnelles. Ces répartitions servent à réduire la complexité du problème global et à diminuer l'incertitude afin de prioriser certains objectifs.

Les inconvénients principaux de ce type d'architecture sont :

- Une entité n'a pas de vue sur les autres entités. En l'absence de coordination et de coopération, des conflits (i.e. des situations de blocages) peuvent être rencontrés ;
- Chaque entité n'a pas de vue globale sur le système et les décisions sont prises de manière locale. Les décisions peuvent être optimales localement mais ne le sont pas forcément pour le système globale.

6.2.3 Comportement décisionnel

Le comportement décisionnel d'une architecture de contrôle est dicté par le module « décision ». Sa complexité, qui est définie par la quantité d'informations traitée, définit le type de comportement adapté [140].

6.2.3.1 Architectures réactives

Dans une architecture réactive (figure 6.10) chaque entrée capteur est reliée aux actionneurs par un comportement prédéfini dont l'activation qui est une réaction à un stimuli. C'est une fonctionnalité élémentaire qui associe à chaque vecteur d'entrées, un vecteur de sorties appliqué aux actionneurs.

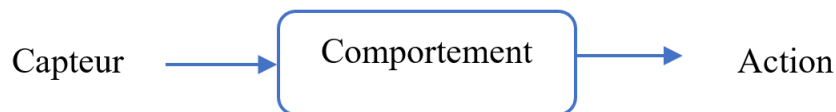


FIGURE 6.10 – Architecture réactive

Cette architecture effectue un découpage en couches comportementales (figure 6.11), chaque couche est reliée à un capteur et exprime une action. Ce sont des comportements dits réactifs puisque fournissent immédiatement une valeur de sortie en fonction des informations des capteurs. La rapidité est prioritaire par rapport à la qualité de la réponse. L'approche réactive est utilisée pour les cas d'utilisation temps réel [141, 142].

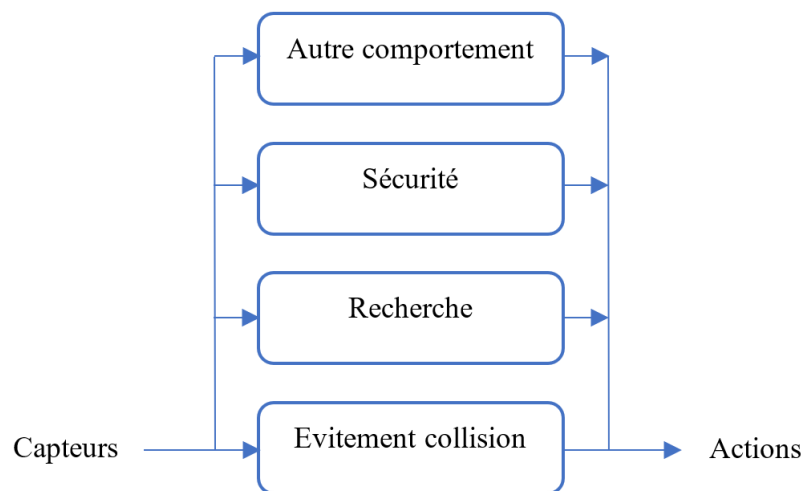


FIGURE 6.11 – Architecture réactive à structure hiérarchique

L'inconvénient de ce type d'architecture est la flexibilité qui est assez limitée. Quand un nouveau comportement est ajouté, l'ensemble de l'architecture est impacté. En l'absence d'un arbitrage, qui est lié à l'absence de modélisation de l'environnement, il est compliqué d'atteindre son objectif. Effectivement, ce type d'architecture instaure une hiérarchie fixe entre les différents comportements.

6.2.3.2 Architectures cognitives

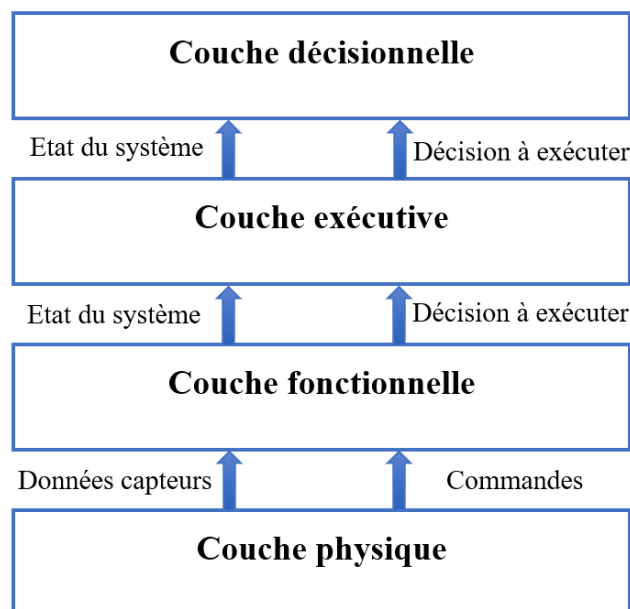


FIGURE 6.12 – Architecture cognitive

Dans le cas d'une architecture délibérative (figure 6.12), les mécanismes décisionnels sont décomposés et l'organisation est sous forme de couches. L'information qui

provient d'un capteur est propagée de manière verticale vers la couche décisionnelle qui met en action un plan. En fonction de la décision, un asservissement adéquat est appliqué [143]. Au-dessus de la couche physique, on distingue trois couches :

- La couche fonctionnelle qui contient les modules de perception et de commande ;
- La couche exécutive qui dirige les modules de la couche fonctionnelle et supervise l'exécution des tâches robotiques ;
- La couche décisionnelle qui gère la planification des tâches robotiques afin d'atteindre les objectifs.

Cette approche fournit une solution optimale à un problème de contrôle mais elle suppose un temps de traitement étendu. La capacité prédictive est plus importante mais l'inconvénient est le manque de réactivité. En effet, un temps de latence élevé rend une application temps réelle compliquée [144-146].

6.2.3.3 Architectures hybrides

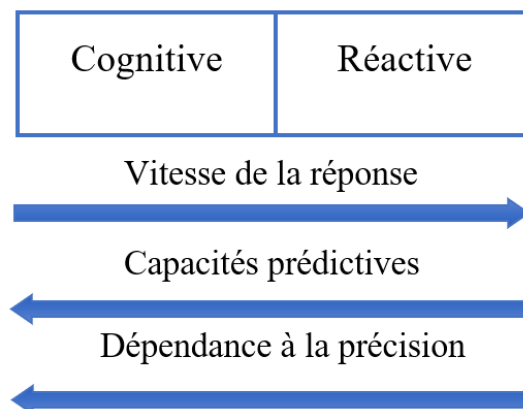


FIGURE 6.13 – Comparaison entre une architecture cognitive et réactive

Afin de combiner les avantages de chacune des architectures, réactives et cognitives, et palier à leurs limitations, l'architecture hybride est proposée [147].

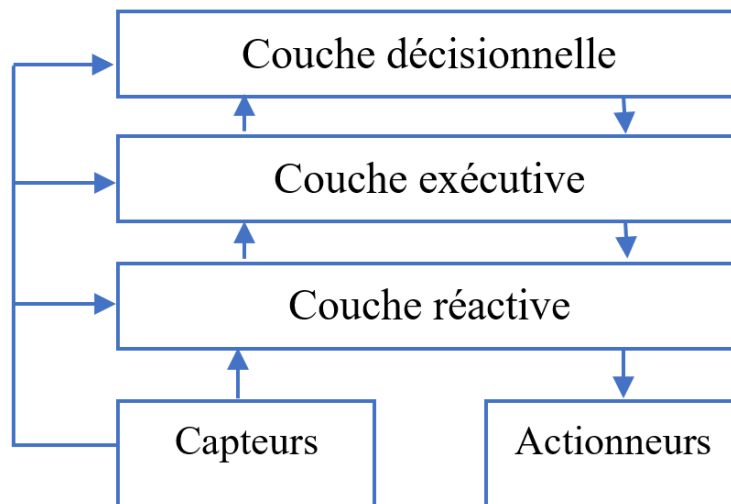


FIGURE 6.14 – Architecture hybride

La figure 6.12 illustre le principe de l'architecture hybride. Une boucle de réaction est ajoutée entre les différentes couches qui constituent une architecture délibérative afin d'améliorer sa réactivité.

En général, cette technique comporte deux phases lors de l'exécution du système : hors ligne, qui est le temps de configuration du système, et en ligne, qui est le temps pendant l'exécution. L'approche cognitive est utilisée lors de la phase hors ligne afin d'atteindre une optimalité globale. L'approche réactive est utilisée lors de la phase en ligne pour avoir des réponses temps-réel [148-150].

6.2.4 Adaptation dynamique

L'adaptation dynamique de l'architecture de contrôle désigne l'évolution de sa structure et du comportement décisionnel. Elle est classée en trois niveaux :

- Auto-organisation : selon les conditions environnementales, le système de contrôle peut adapter sa structure ou comportement de manière dynamique [151] ;
- Adaptation : sur une période, le système de contrôle est capable de changer son architecture [152] ;
- Évolution : évolution et optimisation du système dans le temps [153].

Pour le contrôle du Gyrolift , nous voulons répartir la partie décisionnelle sur plusieurs modules pour que l'utilisateur puisse bénéficier des différentes fonctionnalités indépendamment l'une de l'autre. Par exemple, les béquilles peuvent être déployées ou remontées indépendamment de la verticalisation ou du recentrage. Pour représenter cette logique nous avons opté sur une architecture multi-agents en considérant chaque fonctionnalité comme un agent que nous allons définir.

6.3 Vers une architecture multi-agents

6.3.1 Définitions

Agent ou **entité décisionnelle** : Un agent est une entité physique ou virtuelle [147, 154] avec un ensemble de capacités qui sont :

- Agir en environnement ;
- Communiquer directement avec d'autres agents ;
- Posséder des ressources ;
- Percevoir
- Satisfaire un ensemble d'objectifs.

Un agent physique est une entité décisionnelle qui opère dans un monde réel : robot, voiture, etc. Un agent logiciel est quant à lui virtuel afin de coordonner, d'ordonner et d'assister la réalisation d'actions [146].

Système multi-agents : En 1989, Brooks et Flynn du laboratoire MIT's Artificial Intelligence [155] ont introduit la notion de multi-agents en remplaçant un grand robot explorateur par un ensemble de petits robots. Dans un environnement commun (figure 6.15), plusieurs agents, qui peuvent être des robots, interagissent entre eux afin d'effectuer des tâches. Un agent est soit une personne, une machine mécanique, un représentant (avatar) ou encore une fonctionnalité. Nous parlons d'interaction homme-machine ou machine-machine quand il y a moins de trois agents. L'utilisateur et son dispositif sont considérés comme des agents mobiles avec leurs propres capacités, dans ce cas nous parlons d'une interaction homme-machine.

A l'échelle embarquée, chaque fonctionnalité représente un agent tâche puisqu'elle dispose de capacité de perception (capteur), décision (réactif ou cognitif) et action (vérin ou moteur). L'ensemble des fonctionnalités du Gyrolift représente un système multi-agents et l'interaction entre les différents agents, a pour but d'assister l'utilisateur. Dans ce cas, nous parlons de système multi-agents embarqué (SMA-E).

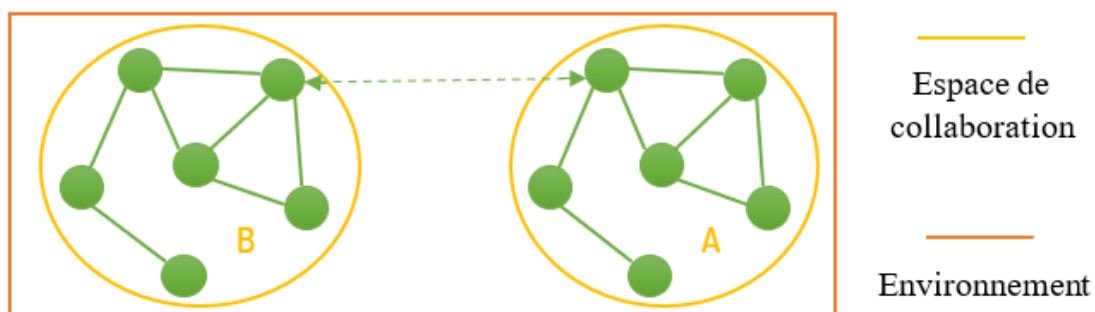


FIGURE 6.15 – Espace de collaboration

Espace de collaboration : C'est un espace partagé entre un ensemble d'agents reliés par des relations comme communication/perception. Sur la figure nous distinguons deux espaces de collaboration A et B (figure 6.15). Un espace de collaboration peut être une voirie avec plusieurs voitures, un piéton ou bien un PMR avec sa solution de mobilité. Dans notre étude, le Gyrolift est un espace de collaboration entre les différentes entités décisionnelles qui sont les agents tâches que nous allons définir.

6.4 Gyrolift : Système multi-agents

Dans le cas du Gyrolift, chaque fonctionnalité du dispositif représente un agent virtuel. La solution de mobilité est elle-même un agent physique tout comme l'utilisateur.

Le Gyrolift est un système robotique composé de plusieurs fonctionnalités : verticalisation ; recentrage ; béquilles ; gestion d'autonomie ; interaction et détection de stress. L'objectif est de définir une architecture de contrôle qui permet de gérer l'ensemble de ces fonctionnalités tout en permettant au système de ne pas être en panne si l'une d'elles n'est pas accessible ce qui représente une situation d'insécurité et de conflit. Par exemple, si l'utilisateur ne peut pas se verticaliser (par exemple, une panne mécanique), il pourrait quand même utiliser les béquilles, bénéficier d'une assistance ou effectuer un recentrage. Pour cela, nous avons opté pour une organisation multi-agents. Nous devons définir la structure de cette architecture.

Chaque fonctionnalité est considérée comme un agent tâche et un élément décisionnel du Gyrolift. Les fonctionnalités interagissent entre elles afin d'assurer le bon fonctionnement du Gyrolift. Ces interactions entre les éléments du Gyrolift (de même entre le Gyrolift et son utilisateur) sont représentées de manière similaire à des boucles fermées de contrôle dans lesquelles les contrôleurs fournissent des actions ou transmettent des commandes vers le processus surveillé et reçoivent des réponses ou des retours. Ce sont des entités décisionnelles dont nous allons définir les interactions et compositions.

Une approche multi-agents donne à la fois des structures différentes à un système complexe. C'est une structure d'organisation, d'interaction, de communication et de collaboration entre différents agents. Nous allons définir dans la partie **Gyrolift – Modélisation 6.6**, les différents agents tâches et leurs organisation en système multi-agents. Ensuite, nous ferons le lien avec le Gyrolift.

6.5 Choix d'une architecture de contrôle Gyrolift

6.5.1 Critères

L'élaboration et l'implémentation d'une architecture de contrôle d'un système robotique comme le Gyrolift, doit prendre en compte plusieurs critères :

- Sécurité : capacités de prévenir tout danger pour l'humain, le système ou l'environnement [156] ;
- Contrôlabilité : l'architecture de contrôle doit être capable de diriger le système dans n'importe quel état [157] ;
- Réactivité : capacité à répondre et agir selon les changements de l'environnement ;
- Adaptabilité : en réponse aux changements de l'environnement, le système doit être capable d'adapter son comportement ;
- Optimisation des performances ;
- Humain dans la boucle : considération de l'interaction homme-machine [141] ;
- Assistance de l'utilisateur : proposer une architecture de contrôle qui permet d'assister l'utilisateur et le décharger de certaines tâches durant son utilisation du système, par exemple, surveiller le niveau de batterie lors de l'utilisation.

En se basant sur ces critères, nous avons défini l'architecture de contrôle du Gyrolift.

6.5.2 Hypothèse

On ne peut pas se prononcer sur la supériorité d'un type d'architecture sur l'autre. Chaque type présente des avantages et des inconvénients. Mais tout dépend de l'application et des critères fixés.

Il existe deux approches pour le choix d'une architecture de contrôle : ascendante et descendante.

L'approche descendante revient à s'intéresser aux résultats et au comportement du système global pour un modèle qui atteint les critères voulus. Le déploiement de ce type d'architecture mène à une architecture hiérarchique basée sur un modèle maître esclave. Cela reflète l'intégration du Gyrolift avec le corps de son utilisateur. Le dispositif représente une extension du corps qui lui permet de se tenir debout comme sur ses pieds. Cette vision implique que l'utilisateur connaît parfaitement sa solution de mobilité.

Au lieu de s'intéresser au comportement global du Gyrolift, l'approche ascendante permet de définir les différentes entités constituant le système et de modéliser les interactions entre elles.

Dans notre cas, nous avons suivi une approche hybride qui est un mixe entre les deux approches. D'une part, nous avons fixé les critères qui définissent le comporte-

ment global du Gyrolift ce qui a permis de fixer les fonctionnalités principales. Cela permet d’avoir une approche descendante.

D’autre part, au lieu de centraliser la partie décisionnelle sur une seule entité, nous avons distribué à différentes entités qui sont les agents tâches. En effet, si l’une des entités tombe en panne, le système peut continuer de fonctionner.

En comparant les différents types d’architectures existantes, nous avons implémenté une architecture multi-agents hiérarchique réactive dont les différents agents sont indépendants.

6.6 Gyrolift – Modélisation

Nous allons définir l’architecture de contrôle proposée pour le Gyrolift avec les différentes entrées capteurs et sorties actionneurs. L’objectif est de prendre en compte l’aspect sécurisation et assistance de utilisateur.

6.6.1 Différentes entités décisionnelles du Gyrolift

Dans le cas du dispositif Gyrolift, nous distinguons deux types entités décisionnelles qui sont :

Agent mobile : le Gyrolift et son utilisateur sont les deux agents mobiles dans le cadre de l’utilisation du dispositif. Ces sont deux entités décisionnelles complètement hétérogènes puisque chacune dispose d’un nombre de capacités différent. Le Gyrolift est un agent mobile robotisé. Le conducteur est un agent mobile non-technologique (figure 6.16).

Agent tâche : c’est une fonctionnalité qui caractérise l’agent mobile (figure 6.16) : perception, communication, action et décision. Un agent tâche est donc une entité décisionnelle.

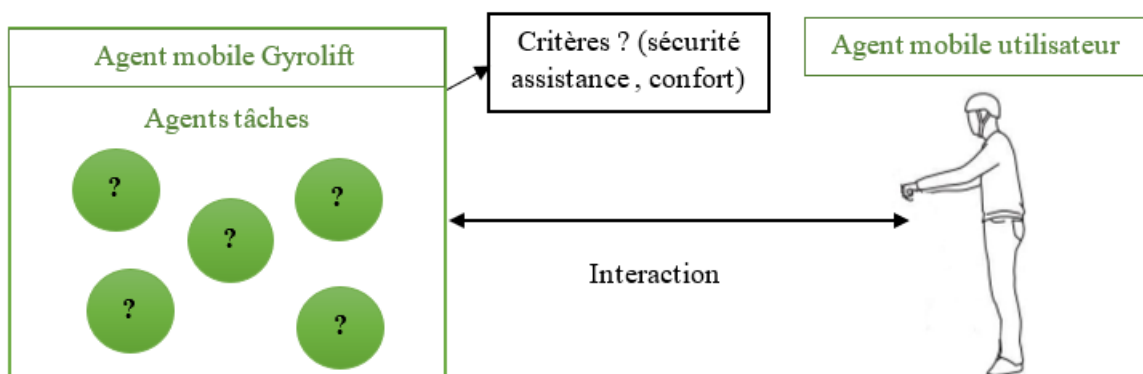


FIGURE 6.16 – Comportement social du Gyrolift

L'agent mobile Gyrolift présente un comportement social vis-à-vis des autres agents mobiles de son espace de collaboration (i.e. conducteur) et surtout durant son interaction avec l'utilisateur (figure 6.16). L'architecture de contrôle du Gyrolift est choisie selon les critères fixés : assister ou sécuriser l'utilisateur ; lui permettre une utilisation confortable du dispositif. Pour cela, nous allons définir les différents agents/tâches dont dispose le Gyrolift et le type d'architecture de contrôle.

6.6.2 Système multi-agents embarqué (SMA-E)

L'agent mobile Gyrolift dispose de plusieurs fonctionnalités dont plusieurs agents tâches internes que nous détaillerons. C'est un système multi-agents tâches embarquées.

Tableau 6.1 – Paramètres PRV

| | |
|----------------------|---|
| Propriétés | SMA-E |
| Applications | Contrôle et intégration du système |
| Contexte | Modélisation et conception du système |
| Objectif | Décomposer un objectif en sous-objectifs , Granularité du système |
| Gestion du système | Amélioration de la robustesse du système |
| Évolution du système | Adaptation individuelle ou sociale |
| Environnement | Environnement réel ou virtuel |
| Architecture | Décision collaborative intégrée selon le but à atteindre et l'environnement |
| Interaction | Mode parallèle – mode séquentiel |

Le tableau 6.1 présente les différentes propriétés de l'architecture de contrôle du Gyrolift sous la forme d'un système multi-agents embarqués. L'architecture est définie pour le contrôle et l'intégration du système. Elle permet d'abord de modéliser son comportement et ensuite procéder à sa conception.

Une granularité du système est atteinte grâce à la décomposition de l'objectif général du dispositif qui est de proposer une solution de mobilité. Des sous-objectifs

sont fixés pour les différentes fonctionnalités du dispositif et leur regroupement valide l'objectif final. Cela améliore la robustesse du contrôle. Chaque agent tâche s'adapte selon la situation ce qui entraîne une adaptation des autres agents tâches. Nous parlons donc d'une adaptation sociale du dispositif.

L'exécution des agents se déroule de manière parallèle quand deux fonctionnalités peuvent être exécutées en même temps et séquentielle quand une fonctionnalité dépend de l'achèvement d'une autre. Nous allons donc présenter les différentes fonctionnalités du Gyrolift et leur collaboration qui sont des entités décisionnelles.

6.7 Différents agents tâches du Gyrolift

Le Gyrolift est un agent mobile constitué de six agents tâches qui sont :

- **AG1** : Agent tâche 1 gestion d'autonomie
- **AG2** : Agent tâche 2 interaction
- **AG3** : Agent tâche 3 béquilles
- **AG4** : Agent tâche 4 verticalisation
- **AG5** : Agent tâche 5 recentrage
- **AG6** : Agent tâche 6 stress

Nous présentons chaque agent tâche, son rôle, son comportement décisionnel et les liens avec les autres agents tâches.

6.7.1 Agent tâche gestion d'autonomie AG1

6.7.1.1 Définition de l'agent gestion d'autonomie

L'agent tâche « gestion d'autonomie » a pour but de gérer l'autonomie énergétique du Gyrolift. Selon les différents niveaux fixés de la batterie, l'utilisateur peut se verticaliser, déployer les béquilles, utiliser le dispositif ou inversement ne pas avoir ces possibilités. Il est essentiel de garantir les fonctionnalités et leur intégrité. Cette tâche est donc couplée aux autres agents.

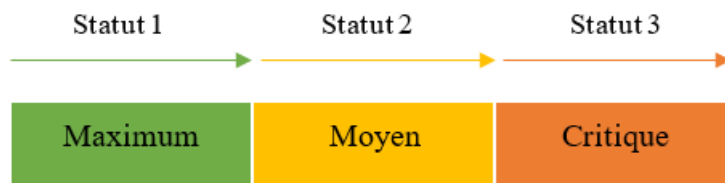


FIGURE 6.17 – Gestion de l'autonomie

Selon les niveaux de l'autonomie du Gyrolift comme indiqué sur la figure 6.17, son utilisation diffère et cela est géré par l'agent « gestion d'autonomie » :

- **Statut 1** : Le niveau de batterie est au maximum. Le dispositif autorise l'utilisateur à remonter les béquilles et de se verticaliser. Le déplacement en position assise et debout est possible.
- **Statut 2** : Le niveau de batterie est moyen. Le dispositif autorise à remonter les béquilles mais la fonction de verticalisation n'est pas autorisée. Il n'y a que le déplacement en position assise qui est autorisé. L'utilisateur est alerté qu'il faut le recharger.
- **Statut 3** : Le niveau de batterie est critique. Les béquilles sont déployées avant que le dispositif ne s'éteigne pour éviter le basculement.

L'implémentation de cette fonction permet d'assister l'utilisateur dans la gestion d'autonomie de son véhicule afin d'anticiper les situations d'immobilisation à cause de la batterie déchargée.

6.7.1.2 Caractéristiques de l'agent « gestion d'autonomie »

L'agent tâche « gestion d'autonomie » est une entité décisionnelle avec les capacités suivantes (figure 6.18) :

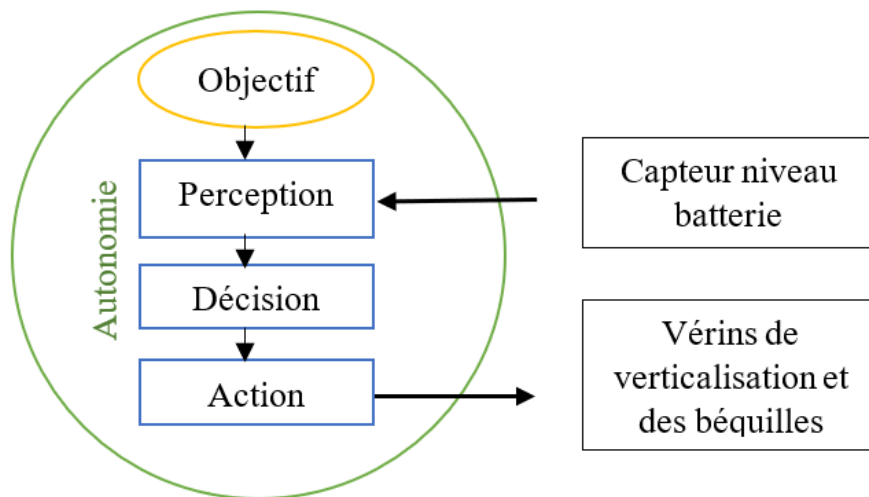


FIGURE 6.18 – Entité décisionnelle gestion d'autonomie

- Perception : le niveau de batterie est calculé ;
- Action : asseoir ou verticaliser l'utilisateur, déployer ou rétracter les béquilles ;
- Décision : ce module décision définit le comportement décisionnel de l'entité qui est un agent « réactif ».

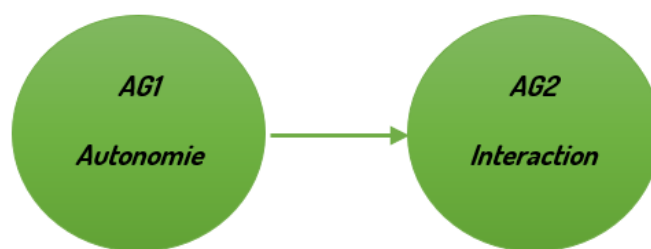


FIGURE 6.19 – Relation hiérarchique entre les agents AG1 et AG2

Cet agent détermine si l'utilisateur du Gyrolift peut utiliser le dispositif et solliciter les autres agents tâches. Il détermine donc s'il y a une interaction entre le Gyrolift et son utilisateur grâce à l'agent tâche interaction. Il existe une relation hiérarchique entre l'agent autonomie **AG1** qui est le maître et l'agent interaction **AG2** qui est l'esclave que nous allons présenter (figure 6.19).

6.7.2 Agent tâche interaction **AG2**

6.7.2.1 Définition de l'agent interaction

Un boîtier de commande permet de faire le lien entre l'utilisateur du Gyrolift et sa conduite. Grâce à un boîtier de commande, l'utilisateur peut envoyer les commandes souhaitées et en retour le système alerte le conducteur par des signalisations sonores ou lumineuses.

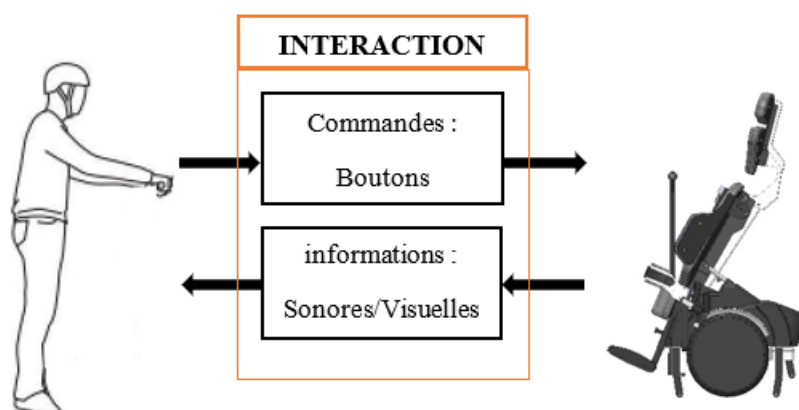


FIGURE 6.20 – Interaction Utilisateur - Gyrolift

La figure 6.20 illustre la fonction interaction qui résume les échanges entre le conducteur et le Gyrolift.

6.7.2.2 Caractéristiques de l'agent « Interaction »

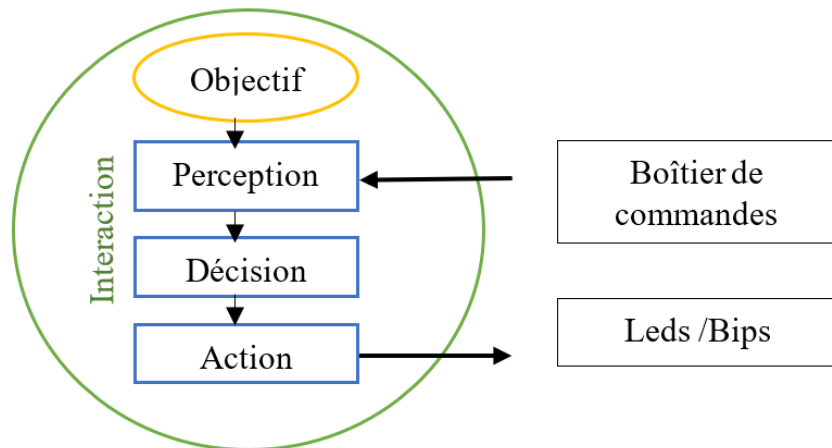


FIGURE 6.21 – Entité décisionnelle interaction

L'agent tâche « interaction » est une entité décisionnelle avec les capacités suivantes (figure 6.21) :

- Perception : état des boutons ;
- Action : allumer ou éteindre le dispositif, déployer ou rétracter les béquilles, asseoir ou verticaliser l'utilisateur ;
- Décision : ce module décision définit le comportement décisionnel de l'entité qui est un agent « réactif ».

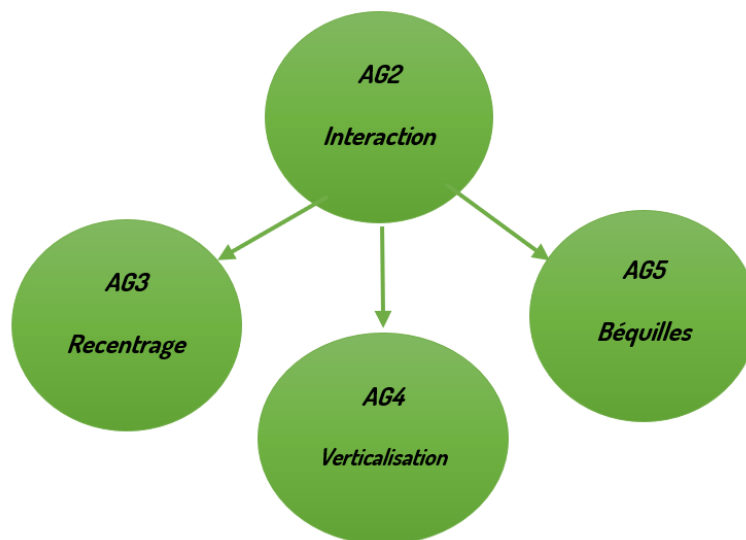


FIGURE 6.22 – Relation hiérarchique entre les agents AG2, AG3, AG4 et AG5

Cet agent a une relation hiérarchique esclave avec l'agent gestion d'autonomie **AG1**. Il a une relation hiérarchique en tant que maître avec les autres agents tâches **AG3**, **AG4** et **AG5** (figure 6.22) que nous allons définir.

6.7.3 Agent tâche recentrage AG3

L'agent tâche « recentrage » permet de gérer l'équilibre de l'utilisateur du Gyrolift. Il y a deux modes d'utilisation :

- Manuel : un bouton de recentrage permet d'ajuster son équilibre sur le dispositif selon le besoin de l'utilisateur. Par exemple, un utilisateur prend un sac à dos, cela impacte son équilibre sur la base gyropodique. Grâce à cet agent, un ajustement manuel est possible ;
- Automatique : un recentrage automatique est effectué lors de la verticalisation afin de maintenir l'utilisateur statique et éviter un basculement.

Afin d'implémenter cet agent, nous nous sommes basés sur deux métriques : le centre de pression (CoP) de l'utilisateur sur le gyrolift et l'angle d'inclinaison de la plateforme gyropodique. Cet agent est essentiel pour assurer une posture adaptée malgré des situations ou des profils d'utilisateurs différents.

6.7.3.1 Centre de pression

Nous nous sommes d'abord intéressés à l'utilisateur. Le Gyrolift est équipé d'une plateforme de force (figure 6.23) qui permet d'estimer le centre de pression (CoP) de l'utilisateur.

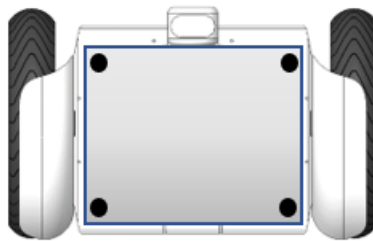


FIGURE 6.23 – Plateforme de force sur la base du Gyrolift

Nous avons quatre capteurs de force (1, 2, 3, 4) aux coordonnées (x_i, y_i) (figure 6.24). En se positionnant sur le dispositif, une force est appliquée sur la plateforme de force qui est transmise mécaniquement aux supports mécaniques qui subissent une déformation. Un signal électrique transmis à travers cette déformation. Grâce à un étalonnage, le signal électrique est transformé en une valeur de force afin d'estimer les coordonnées du CoP.

L'étalonnage consiste à transformer les valeurs des tensions lues (en mV) en des valeurs de force (en N) [140, 141]. En appliquant un poids d'une masse connue (15 Kg) sur un point remarquable sur la plateforme de force dont les coordonnées sont connues (x_0, y_0) , une tension est lue au niveau des quatre capteurs de force :

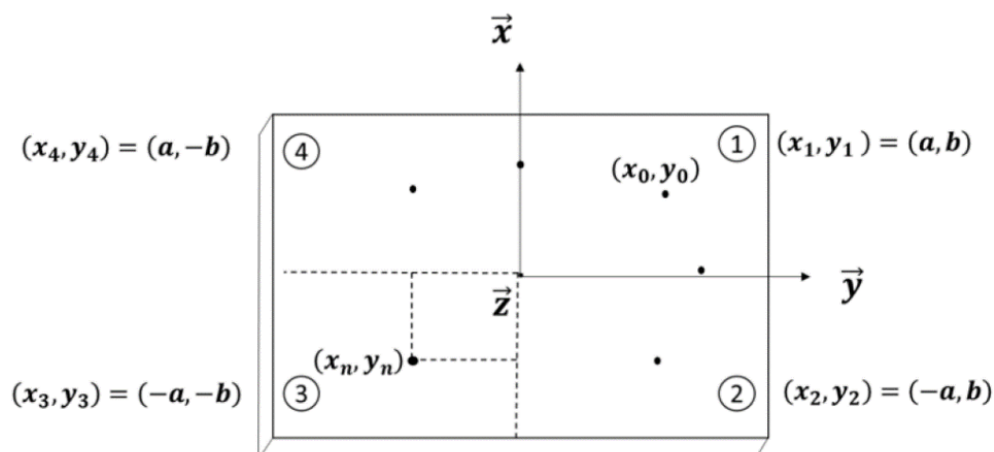


FIGURE 6.24 – Coordonnées capteurs de force

$$V_0 = \begin{pmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \\ v_4 \end{pmatrix} \text{ avec } i = (1,2,3,4) \text{ les capteurs de forces}$$

Nous avons refait la procédure sur $N = 30$ points remarquables. Nous estimons une matrice de $(4, N)$.

$$V = \begin{pmatrix} v_{1,1} & \dots & v_{1,N} \\ v_{2,1} & \dots & v_{2,N} \\ v_{3,1} & \dots & v_{3,N} \\ v_{4,1} & \dots & v_{4,N} \end{pmatrix} \quad (6.1)$$

avec $v_{i,j}$ (i : le numéro du capteur ; j : le numéro du point remarquable)

A chaque fois que nous posons un poids, une force F est appliquée et distribuée sur les 4 capteurs de forces :

$$F = \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \\ F_4 \end{pmatrix} \quad (6.2)$$

Afin de calculer la valeur de la force au niveau de chaque capteur, nous connaissons la position d'application de la force (x_0, y_0) et la valeur de la force f_0 (figure 6.25) en appliquant le principe fondamental de la statique :

- La deuxième loi de Newton : $\sum \vec{F}_{\text{ext}} = \vec{0}$
- La loi de conservation des moments : $\sum \vec{M}_{\text{ext}} = \vec{0}$

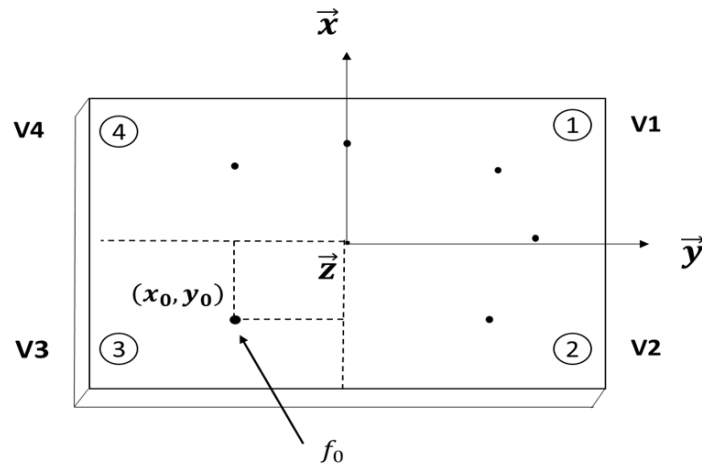


FIGURE 6.25 – Application d'une force f_0

En projetant l'équation de la loi de conservation des moments sur les deux axes \vec{x} et \vec{y} , on obtient deux équations indépendantes et en projetant la 1ère équation sur l'axe \vec{z} . On a le système de 3 équations à 4 inconnues :

$$F = \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ F_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \vec{x}'f' \\ \vec{y}'f' \\ F_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1 & x_2 & x_3 & x_4 \\ y_1 & y_2 & y_3 & y_4 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{pmatrix} \quad (6.3)$$

Avec (x_i, y_i) les coordonnées de chaque capteur, f' la force exercée par la masse et (x_0, y_0) les coordonnées du point remarquable sur lequel la masse est posée. On veut calculer le vecteur des forces $F = (f_1, f_2, f_3, f_4)'$ qui correspond à l'effort appliqué $(M_x, M_y, F_z)^T$.

L'objectif est de définir les valeurs des forces sur chaque capteur en Newton(N). Pour se faire, il suffit de résoudre l'équation (6.3) à 4 inconnus $F = (f_1, f_2, f_3, f_4)'$ et calculer la pseudo-inverse $pinv$ de la matrice C [158] :

$$C = \begin{pmatrix} x_1 & x_2 & x_3 & x_4 \\ y_1 & y_2 & y_3 & y_4 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.4)$$

On aura :

$$\begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{pmatrix} = pinv \begin{pmatrix} x_1 & x_2 & x_3 & x_4 \\ y_1 & y_2 & y_3 & y_4 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x'f' \\ y'f' \\ f' \end{pmatrix} \quad (6.5)$$

Avec :

$$C^+ = pinv \begin{pmatrix} x_1 & x_2 & x_3 & x_4 \\ y_1 & y_2 & y_3 & y_4 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \text{ avec } C^+ = C^T(CC^T)^{-1} \quad (6.6)$$

Si on dépose une masse m_i sur les différents point remarquables, on a le système :

$$\begin{pmatrix} M_{x,1} & \dots & M_{x,N} \\ M_{y,1} & \dots & M_{y,N} \\ F_{z,1} & \dots & F_{z,N} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1 & x_2 & x_3 & x_4 \\ y_1 & y_2 & y_3 & y_4 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_{1,1} & \dots & F_{1,N} \\ F_{2,1} & \dots & F_{2,N} \\ F_{3,1} & \dots & F_{3,N} \\ F_{4,1} & \dots & F_{4,N} \end{pmatrix} \quad (6.7)$$

Avec ($M_{x,j} : j = [1,N]$ les points remarquables) et ($F_{i,j} : i$ le capteur et j le point remarquable)

Afin de calculer les forces réparties sur chaque capteur i , une masse est déposée sur chaque point remarquable j .

$$\begin{pmatrix} F_{1,1} & \dots & F_{1,N} \\ F_{2,1} & \dots & F_{2,N} \\ F_{3,1} & \dots & F_{3,N} \\ F_{4,1} & \dots & F_{4,N} \end{pmatrix} = pinv \begin{pmatrix} x_1 & x_2 & x_3 & x_4 \\ y_1 & y_2 & y_3 & y_4 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_{x,1} & \dots & M_{x,N} \\ M_{y,1} & \dots & M_{y,N} \\ F_{z,1} & \dots & F_{z,N} \end{pmatrix} \quad (6.8)$$

La sortie du capteur de force est linéaire, on a une relation entre la sortie en voltage du capteur et la force calculée par étalonnage : $F = a * v + b$

A partir des matrices (6.1) et (6.8), on a :

$$V = \begin{pmatrix} v_{1,1} & \dots & v_{1,N} \\ v_{2,1} & \dots & v_{2,N} \\ v_{3,1} & \dots & v_{3,N} \\ v_{4,1} & \dots & v_{4,N} \end{pmatrix} \text{ et } F = \begin{pmatrix} F_{1,1} & \dots & F_{1,N} \\ F_{2,1} & \dots & F_{2,N} \\ F_{3,1} & \dots & F_{3,N} \\ F_{4,1} & \dots & F_{4,N} \end{pmatrix} \quad (6.9)$$

On définit la relation pour chaque capteur : $F = a_i * v + b_i$ avec i : numéro du capteur

Pour définir cette relation, on doit tracer les valeurs des tensions en sortie en abscisse et les valeurs des forces en ordonnée [159]. Dans un premier temps, on utilise la méthode d'interpolation qui consiste à chercher la fonction la plus proche possible (figure 6.26)

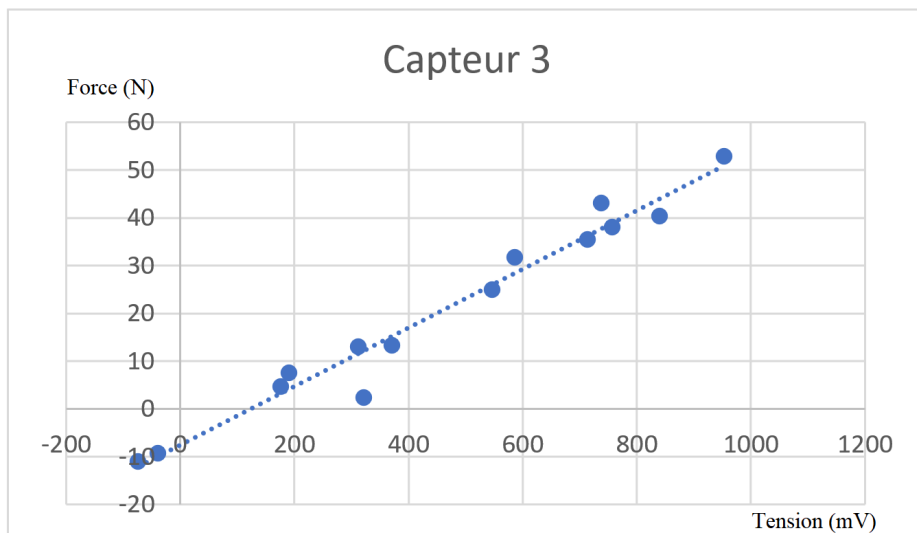


FIGURE 6.26 – Relation linéaire du capteur de force 3

Nous avons établi la relation pour chacun des quatre capteurs, cela permet de calculer un ensemble de paramètres à partir des données de la plateforme :

Tableau 6.2 – Les paramètres calculés à partir de la plateforme

| Paramètres | Calcul | Description |
|------------|---|----------------------------------|
| F_z | $= F_{z_1} + F_{z_2} + F_{z_3} + F_{z_4}$ | Force verticale |
| M_x | $= b(F_{z_1} + F_{z_2} - F_{z_3} - F_{z_4})$ | Moment autour de l'axe \vec{x} |
| M_y | $= a(-F_{z_1} + F_{z_2} + F_{z_3} - F_{z_4})$ | Moment autour de l'axe \vec{y} |
| a_x | $= \frac{-M_y}{F_z}$ | Coordonnées en \vec{x} du CoP |
| a_y | $= \frac{M_x}{F_z}$ | Coordonnées en \vec{y} du CoP |
| T_z | $= M_z$ | Couple vertical |

Le centre de pression est le point d'application sur lequel s'applique la résultante des forces de réaction au sol. Concrètement, c'est le résultat de l'inertie des forces du corps et des forces de rappel pour le maintien de l'équilibre du système du contrôle postural.

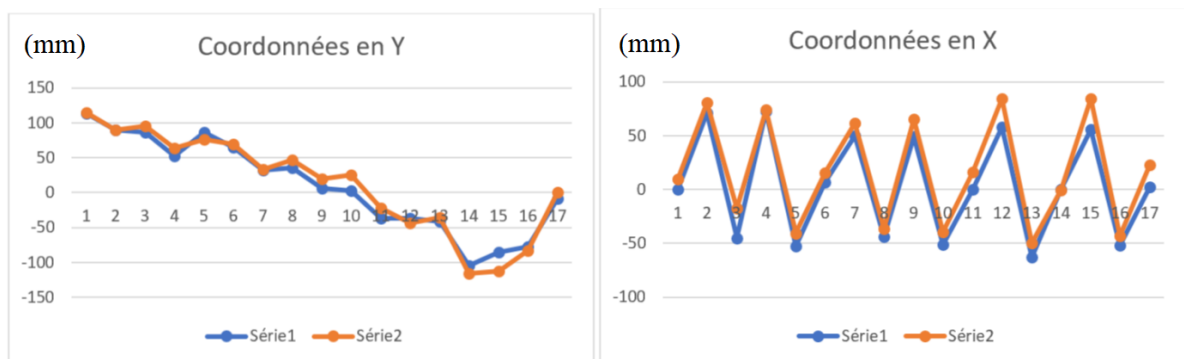


FIGURE 6.27 – Coordonnées calculées du CoP

La figure 6.27 représente les coordonnées du CoP calculées à partir de la plateforme de force avec la série 1 (points testés) et série 2 (points issus du modèle interpolé).

Nous avons deux informations liées à l'estimation du CoP de l'utilisateur. Nous pouvons estimer le déplacement de l'utilisateur à deux niveaux :

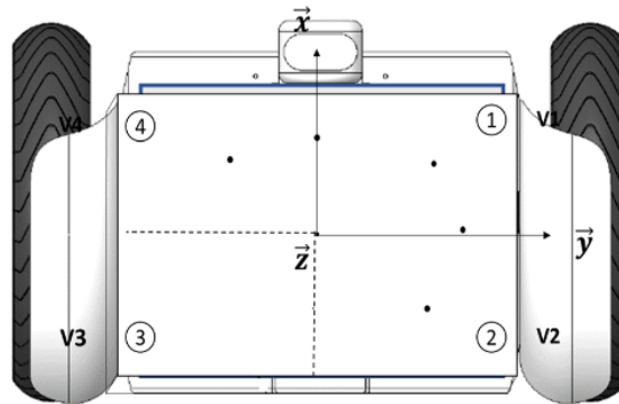


FIGURE 6.28 – Plateforme de force sur la base gyropodique

- Le déplacement frontal de l'utilisateur qui représente la position sur le plan \vec{x} (figure 6.28). Cette donnée est relative au confort de l'utilisateur selon son assise sur le dispositif et son poids qui fera varier la force appliquée sur la plateforme ;
- Le déplacement sagittal de l'utilisateur qui représente la position sur le plan \vec{y} (figure 6.28). Cette donnée est relative au poids de l'utilisateur mais aussi son intention de commande : avancer, reculer ou rester stable.

Nous pouvons associer la donnée CoP à l'état du Gyrolift. Afin d'avancer ou reculer, l'utilisateur du Gyrolift doit contrôler son CoP. C'est-à-dire modifier la position en Y (déplacement sagittal) sur la plateforme du Gyrolift et ce en se penchant en avant ou en arrière.

□ Conclusion sur la mesure du CoP

Le CoP permet de renseigner l'état de l'utilisateur sur le dispositif et aussi son confort mais n'est pas suffisant comme donnée puisqu'il n'est pas généralisable pour tous les utilisateurs. Effectivement, la position du CoP est relative à chaque utilisateur, elle dépend de son poids et sa manière de s'asseoir donc on ne peut pas généraliser. Nous allons plutôt nous intéresser sur la conséquence de cette donnée qui est l'inclinaison de la plateforme gyropodique selon la position du centre de pression.

6.7.3.2 Angle d'inclinaison

Nous nous intéressons à l'inclinaison de la plateforme gyropodique du Gyrolift qui la conséquence du changement de la position du CoP de l'utilisateur.

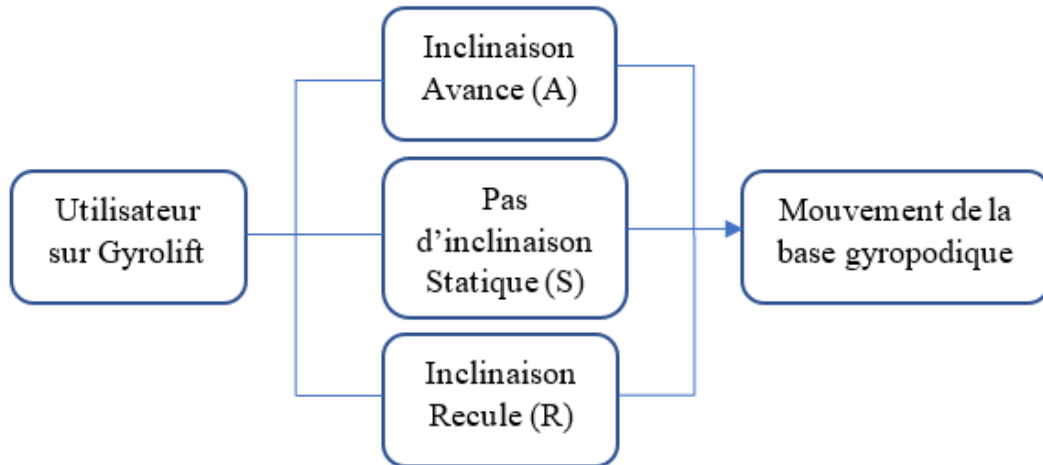


FIGURE 6.29 – Principe de fonctionnement de la plateforme gyropodique

La figure 6.29 présente le lien entre l'utilisateur et l'état de la base gyropodique du Gyrolift. Selon son besoin ou envie, l'utilisateur doit se pencher en avant, en arrière ou rester statique afin d'avancer, reculer ou rester statique. Cela entraîne une inclinaison de la plateforme gyropodique vers l'avant ou l'arrière.

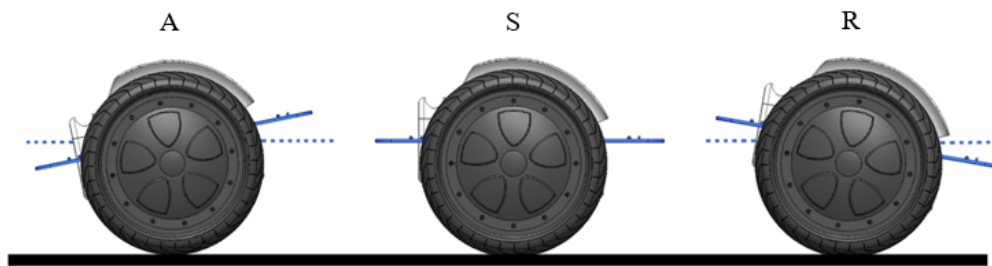


FIGURE 6.30 – Angle d'inclinaison de la plateforme α

Un angle d'inclinaison α est créé. C'est l'angle d'équilibre de la plateforme (figure 6.30). Nous le calculons grâce à deux capteurs gyroscopiques qui permettent de déterminer cet angle.

Il comporte 3 intervalles distincts :

- A. Intervalle de stabilité : Quand l'angle d'équilibre $\alpha \in [-1^\circ, 1^\circ]$, la base gyropodique est statique donc le Gyrolift l'est aussi (figure 6.31)

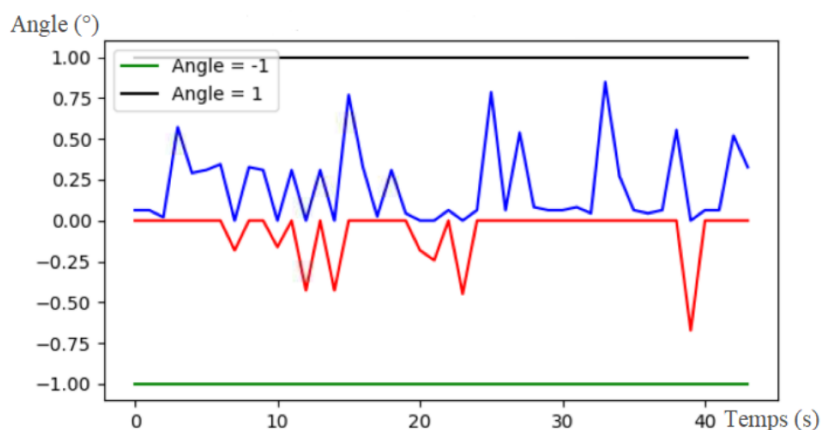


FIGURE 6.31 – Intervalle de stabilité

- B. Intervalle de stabilité : Quand l'angle d'équilibre $\alpha \in]-\infty, +1^\circ[$, la base gyropodique avance donc le Gyrolift avance aussi (figure 6.32).
- C. Intervalle de stabilité : Quand l'angle d'équilibre $\alpha \in]-1^\circ, +\infty[$, la base gyropodique recule donc le Gyrolift recule aussi (figure 6.32).

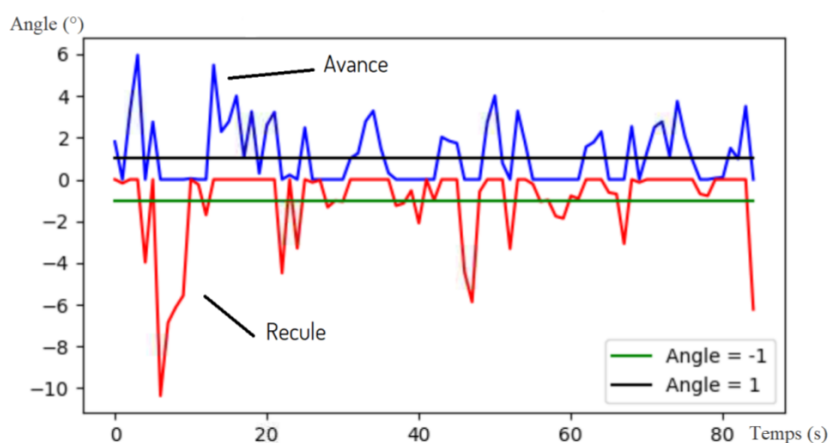


FIGURE 6.32 – Intervalles "Avancer" et "Reculer" du Gyrolift

La figure 6.32 illustre la mesure de l'angle d'équilibre de la plateforme gyropodique du Gyrolift d'un utilisateur qui fait des allers-retours avec le dispositif.

A partir de cette donnée, nous pouvons proposer certaines informations sur l'utilisation du Gyrolift :

- **Confort de l'utilisateur** : c'est le comportement de l'utilisateur lors de son utilisation du Gyrolift. Nous avons trois catégories :
 - Un utilisateur à l'aise (U1) qui n'éprouve aucune appréhension à utiliser le dispositif;

- Un utilisateur moyennement à l'aise (U2) qui éprouve une appréhension à l'utilisation du dispositif mais négligeable;
- Un utilisateur novice (U3) qui éprouve une appréhension importante lors de l'utilisation du Gyrolift.

Tableau 6.3 – Profils des utilisateurs

| Utilisateur | Niveau d'utilisation du Gyrolift |
|-------------|----------------------------------|
| U1 | Bon niveau |
| U2 | Moyen niveau |
| U3 | Novice |

Nous avons demandé aux trois profils d'utilisateurs, indiqués dans le tableau 6.3 de se tenir en position statique avec le Gyrolift qui est la consigne de l'expérimentation. Nous avons comparé leurs courbes de la donnée angle d'équilibre :

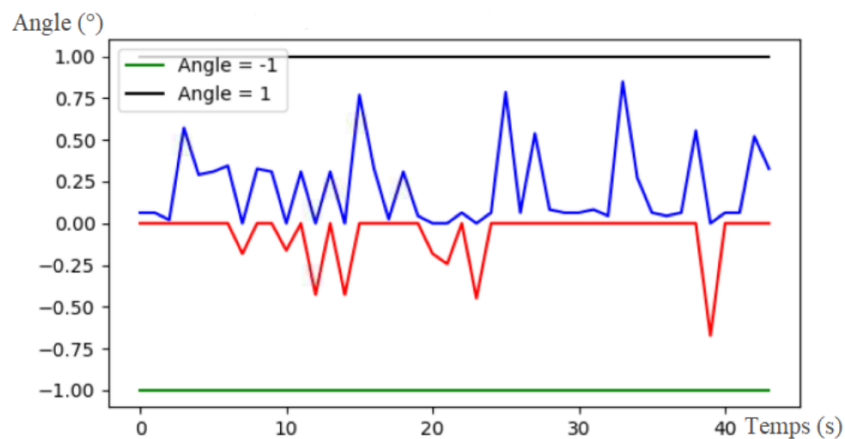


FIGURE 6.33 – Intervalle de stabilité pour un utilisateur U1

La figure 6.33 illustre la donnée de l'utilisateur qui est à l'aise avec l'utilisation du Gyrolift. Cette mesure indique qu'il se tient parfaitement en position statique. Il n'effectue pas d'oscillations en dehors de l'intervalle de stabilité.

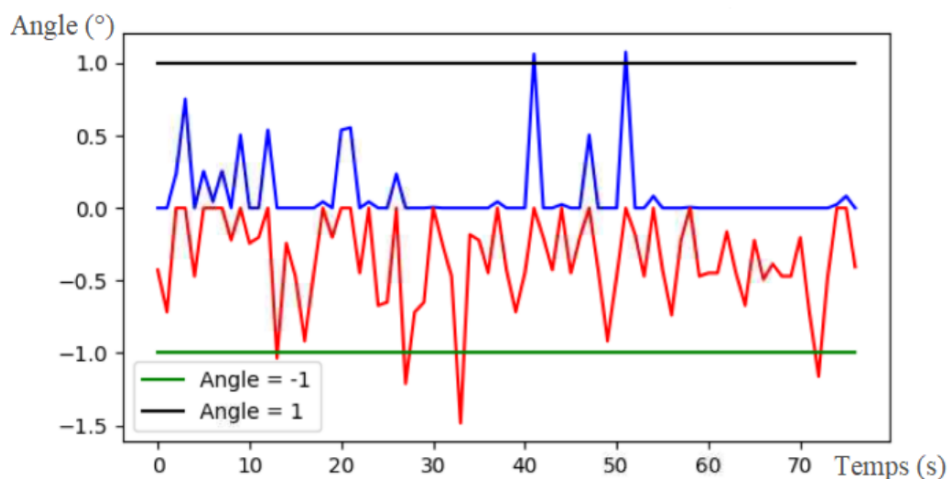


FIGURE 6.34 – Intervalle de stabilité pour un utilisateur U2

Contrairement au premier utilisateur, nous constatons sur la figure 6.34 que le second utilisateur qui est moins à l'aise sur le dispositif puisqu'il présente beaucoup d'oscillations. Toutefois, il 'arrive à se tenir stable sur le dispositif.

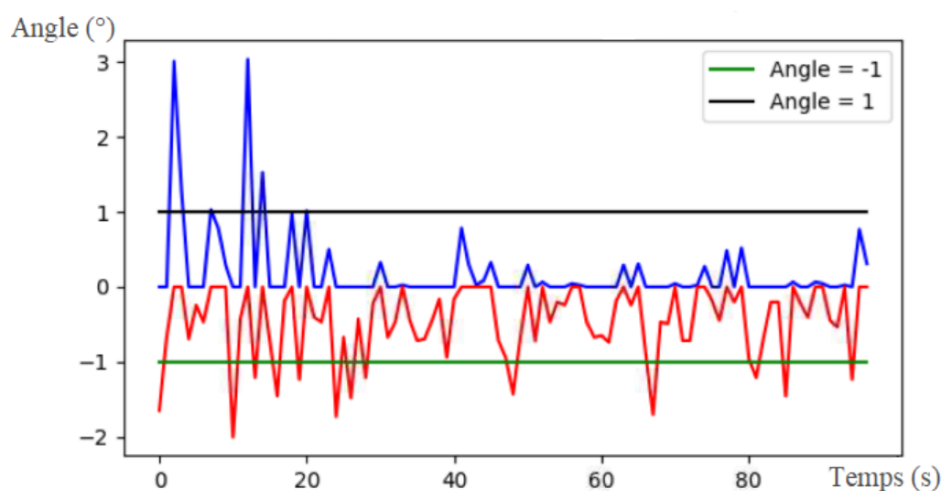


FIGURE 6.35 – Intervalle de stabilité pour un utilisateur U3

La figure 6.35 présente la donnée angle d'équilibre d'un utilisateur novice du Gyrolift. Nous constatons qu'il effectue beaucoup plus d'oscillations et il a du mal à se tenir en position statique.

- **Etat du Gyrolift** : En plus d'identifier le niveau de confort de l'utilisateur avec le Gyrolift, nous estimons l'état du dispositif s'il est à l'arrêt, avance ou recule afin d'adapter son contrôle selon le besoin.

6.7.3.3 Comparaison entre l'estimation de l'angle d'inclinaison et du CoP

En comparant les données du capteur gyroscopique et les capteurs de force (Centre de Pression), on remarque une redondance d'informations. La contrainte d'industrialisation du dispositif impose un choix de minimiser les coûts. Donc le choix s'est porté sur l'utilisation du capteur gyroscopique. Effectivement, le capteur gyroscopique renseigne sur l'état du Gyrolift et l'interaction Gyrolift/environnement ce qui est suffisant pour le contrôle.

Cette solution est choisie en se basant sur l'hypothèse que nous sommes dans un contexte industriel et qu'il faille faire attention au coût de production, la société Gyrolift SAS a choisi de ne pas avoir une redondance de capteurs.

Grâce à l'évolution du CoP, nous constatons que le déplacement sur le plan sagittal entraîne une inclinaison sur la plateforme gyropodique qui avance ou recule le Gyrolift. Afin de contrôler le dispositif, nous avons implémenté un moteur qui permet une translation de l'assise du Gyrolift sur le plan sagittal afin d'ajuster l'état du dispositif soit en position d'équilibre ou en état d'avancer ou de reculer (figure 6.36).

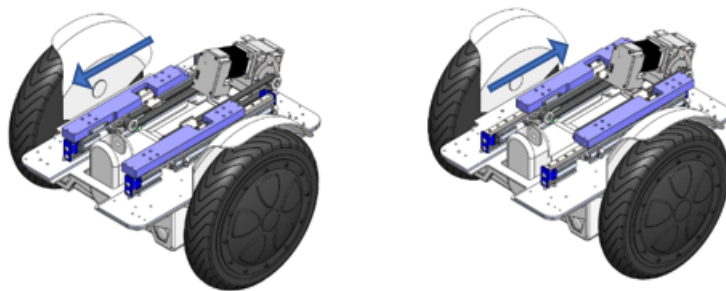


FIGURE 6.36 – Moteur de recentrage sur le plan sagittal

Il est possible de connaître à chaque instant l'état du dispositif grâce à l'angle d'inclinaison de la plateforme (figure 6.37).

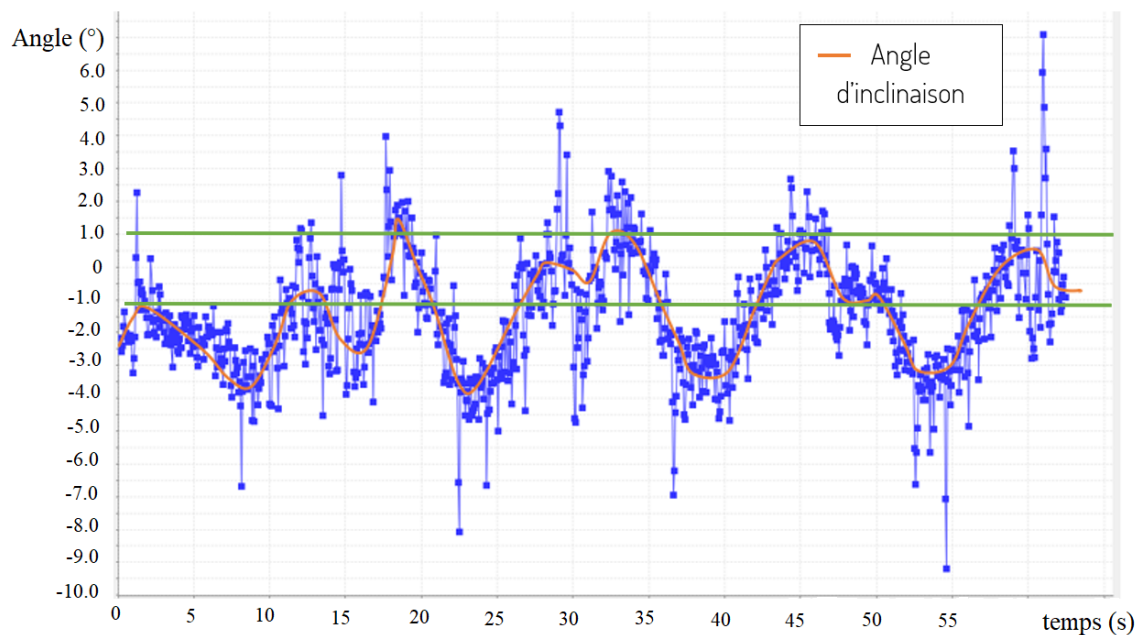


FIGURE 6.37 – Acquisition de l'angle d'inclinaison

De plus, chaque inclinaison de la plateforme est relative à une vitesse du dispositif. Plus la valeur absolue de l'angle d'inclinaison est importante, plus la vitesse du Gyrolift augmentera. L'utilisation du Gyrolift se fera dans un environnement partagé qui impose des vitesses limitées. Par exemple, la vitesse maximale autorisée sur le trottoir est de 6 Km/h.

Nous avons estimé la valeur de l'angle d'inclinaison à 4° qui correspond à la vitesse maximale de 6 Km/h. l'utilisateur est alerté de ce dépassement et les béquilles sont déployées afin de le freiner.

6.7.3.4 Caractéristiques de l'agent « recentrage »

L'agent tâche « recentrage » est une entité décisionnelle avec les capacités suivantes (figure 6.38) :

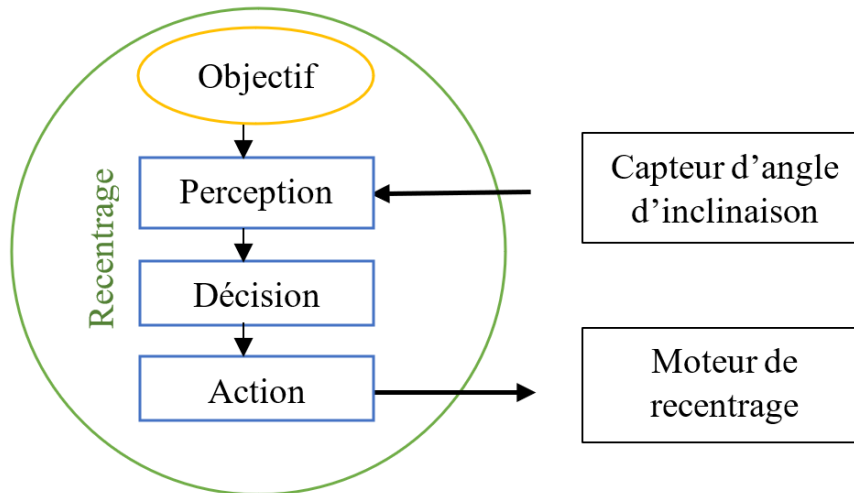


FIGURE 6.38 – Entité décisionnelle recentrage

- Perception : calcule l'angle d'inclinaison de la plateforme à l'aide d'un capteur gyroscopique ;
- Action : Grâce au moteur de recentrage, un recentrage est effectué ;
- Décision : Ce module décision définit le comportement décisionnel de l'entité qui est un agent « réactif à réflexes simples » puisqu'il répond à des règles prédéfinies de type : "*Si Condition Alors Conséquence*".

Lors d'un recentrage manuel, l'agent recentrage *AG3* présente une relation hiérarchique avec l'agent interaction *AG2* qui gère l'interaction entre le Gyrolift et son utilisateur (figure 6.39).

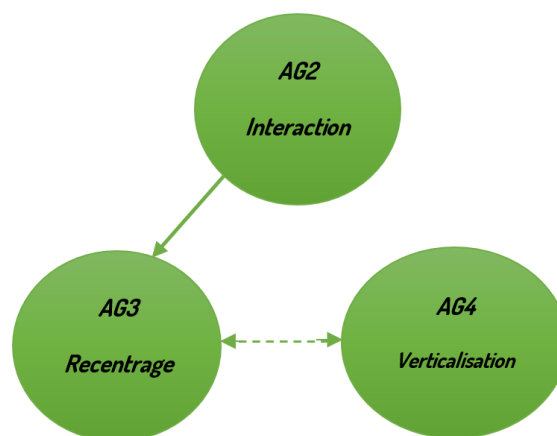


FIGURE 6.39 – Relation hiérarchique entre les agents *AG2* et *AG3* et hétéroarchique entre les agents *AG3* et *AG4*

Pendant une verticalisation, l'agent recentrage $AG3$ présente une relation hétérarchique avec l'agent verticalisation $AG4$ puisqu'ils coopèrent afin d'atteindre un objectif qui est de verticaliser l'utilisateur tout lui offrant un équilibre (figure 6.39). Nous allons définir la relation établie entre l'agent interaction $AG2$ et l'agent verticalisation $AG4$.

6.7.4 Agent tâche verticalisation $AG4$

6.7.4.1 Définition de l'agent verticalisation

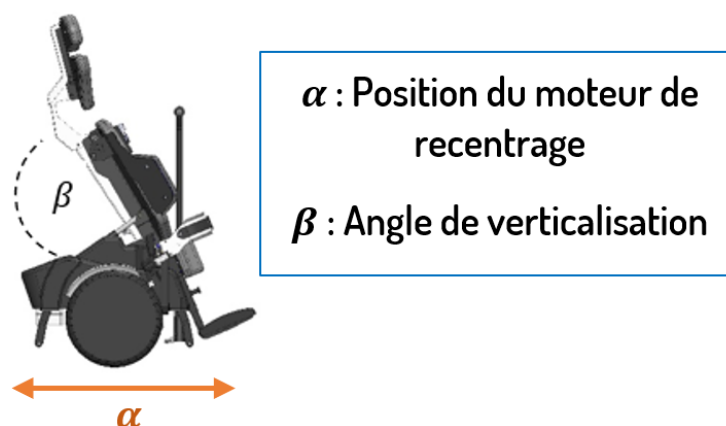


FIGURE 6.40 – Verticalisation avec angle d'inclinaison et déplacement du moteur de recentrage

La fonction de verticalisation est assurée par un système mécanique de deux vérins qui propulsent l'utilisateur en position debout selon son besoin. Afin de le maintenir dans l'intervalle de stabilité, une correction automatique de la position du moteur de recentrage α est effectuée en fonction de l'angle de verticalisation β (figure 6.40).

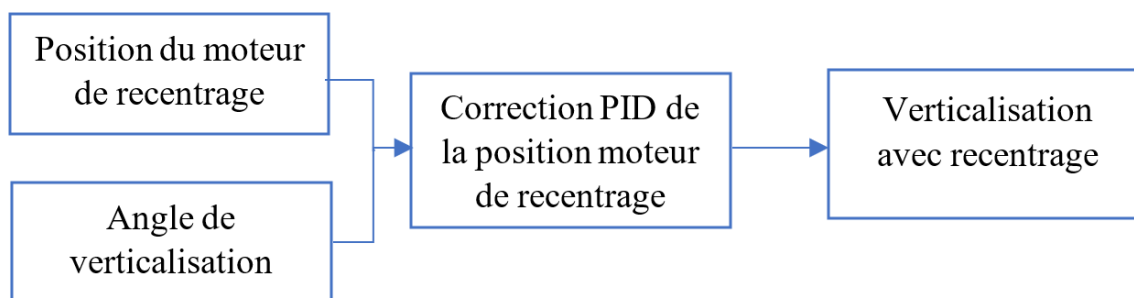


FIGURE 6.41 – Correction PID

Le PID a deux entrées : la position actuelle du moteur de recentrage et l'angle de verticalisation (figure 6.41). Il estime la consigne qui est la position adéquate au

moteur afin que l'utilisateur soit dans l'intervalle de stabilité. La commande envoyée en temps réel lors du processus de verticalisation.

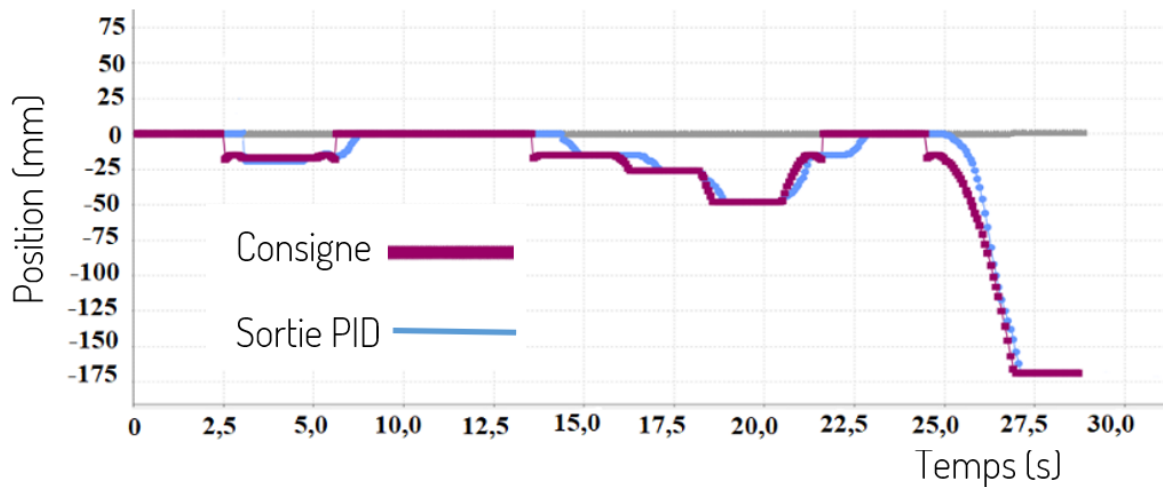


FIGURE 6.42 – Correction automatique de la position du moteur

La figure 6.42 représente l'évolution de la consigne calculée pour la position du moteur avec la sortie réelle. Durant la verticalisation, nous devons maintenir l'utilisateur en équilibre. Grâce à la correction PID, nous calculons la position d'équilibre en fonction de l'angle de verticalisation. La consigne représente la position idéale qui permet de maintenir l'utilisateur en équilibre et la sortie du PID représente la position réelle. Nous constatons que la correction est respecté afin de maintenir l'équilibre.

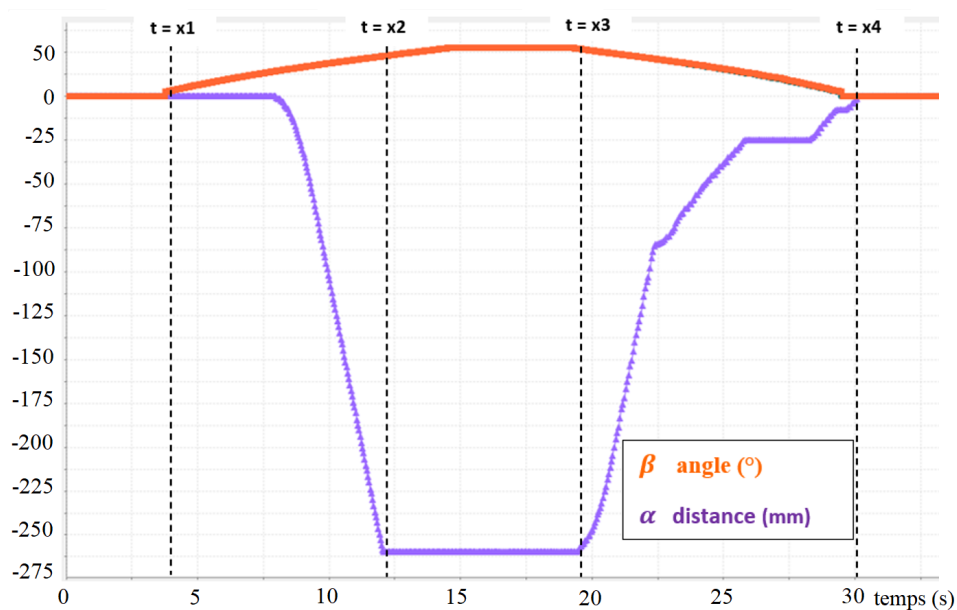


FIGURE 6.43 – Déplacement du moteur en fonction de l'angle de verticalisation

La figure 6.43 illustre l'évolution de la position du moteur en fonction de l'angle de verticalisation grâce à la correction automatique du PID durant une phase de verticalisation puis assise de l'utilisateur.

La fonction de verticalisation permet à son utilisateur de se mettre en position debout jusqu'à atteindre un angle de verticalisation $\beta = 60^\circ$ comme indiqué sur la figure 6.43. Selon le correcteur PID, la position du moteur de recentrage α évolue en fonction de l'angle β .

De l'instant $t = x1$ à $t = x2$, c'est la phase en cours de verticalisation : l'angle de verticalisation β évolue de la valeur 0° à 60° et l'utilisateur est recentré donc la position du moteur effectue un déplacement de 0 à 500 mm en reculant.

De l'instant $t = x2$ à $t = x3$, c'est la phase statique en position verticalisée. De l'instant $t = x3$ à $t = x4$, c'est la phase pour rasseoir l'utilisateur : l'angle de verticalisation β évolue de la valeur 60° à 0° et l'utilisateur est recentré donc la position du moteur effectue des tours de 500 à 0 mm en avançant.

6.7.4.2 Caractéristiques de l'agent « verticalisation »

L'agent tâche « verticalisation » est une entité décisionnelle avec les capacités suivantes (figure 6.44) :

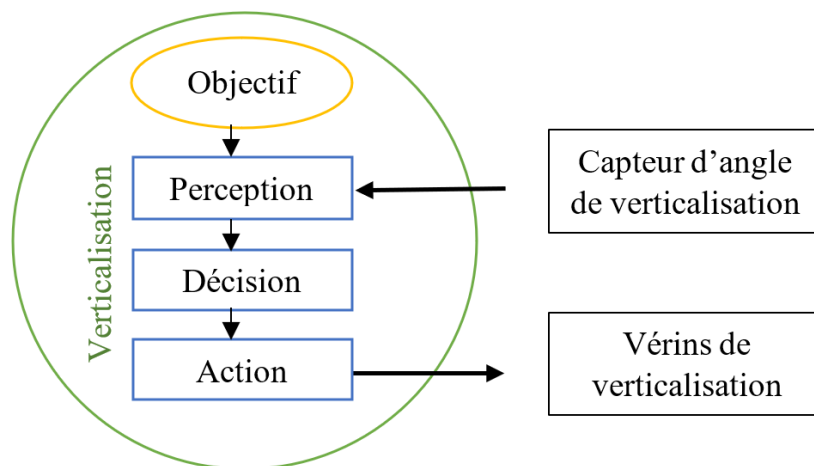


FIGURE 6.44 – Entité décisionnelle verticalisation

- Perception : calcule de l'angle de verticalisation à l'aide d'un capteur gyroscopique ;
- Action : asseoir ou verticaliser l'utilisateur grâce aux vérins de verticalisation ;
- Décision : ce module définit le comportement décisionnel de l'entité qui est un agent « réactif » qui répond à la correction PID.

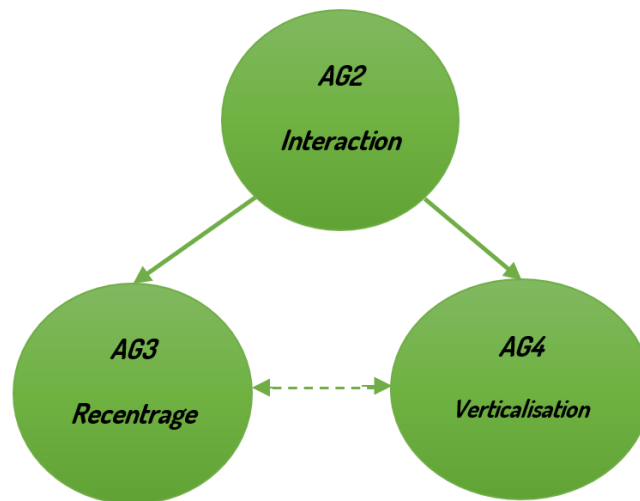


FIGURE 6.45 – Relation hiérarchique entre les agents *AG2* et *AG3* et hétérarchique entre les agents *AG3* et *AG4*

L'agent tâche verticalisation *AG4* présente une relation hiérarchique avec l'agent interaction *AG2*. Il coopère aussi avec l'agent tâche recentrage *AG3* afin de permettre une verticalisation équilibrée à l'utilisateur, il y a donc une relation hétérarchique entre les agents verticalisation et recentrage (figure 6.45).

6.7.5 Agent tâche béquilles AG5

6.7.5.1 Définition de l'agent béquilles

Le Gyrolift est équipé d'un système de béquilles qui sont déployées de manière automatique par le dispositif ou de manière voulue par l'utilisateur. Elles permettent de sécuriser et d'assister l'utilisateur lors de son interaction avec le Gyrolift.

Selon la figure 6.46, les béquilles sont déployées dans les cas suivants :

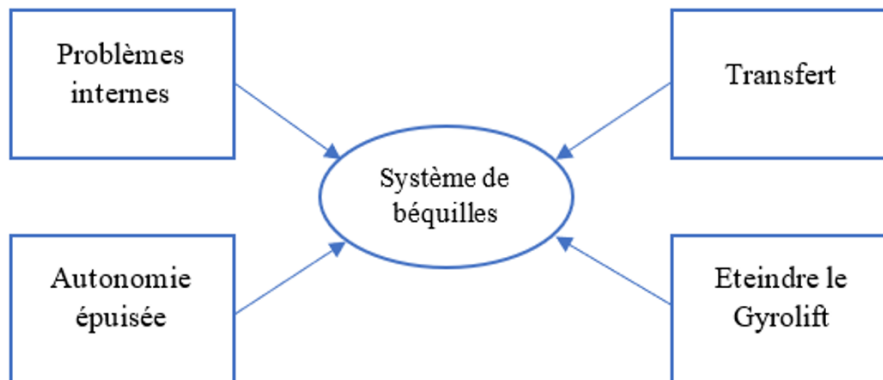


FIGURE 6.46 – Cas d'utilisation des béquilles

- **Transfert** : Le Gyrolift repose sur une base gyropodique à deux roues afin de rendre le transfert sécurisé. Les béquilles permettent de le maintenir immobile au sol lors du transfert de l'utilisateur sur le dispositif ;
- **Éteindre le Gyrolift** : Afin de prévoir une prochaine utilisation, à chaque fois que l'utilisateur éteint le Gyrolift, les béquilles sont déployées ce qui permet de prévoir le transfert ;
- **Autonomie épuisée** : Quand l'autonomie de la base est épuisée, elle s'éteint et bascule vers l'avant ou l'arrière. Cette situation est dangereuse quand l'utilisateur est sur le dispositif. L'autonomie est évaluée afin d'anticiper ce scénario et les béquilles sont déployées afin d'éviter le basculement ;
- **Problèmes internes** : Dès qu'un dysfonctionnement interne est détecté, les béquilles sont déployées.

6.7.5.2 Caractéristiques de l'agent « béquilles »

L'agent tâche « gestion d'autonomie énergétique » est une entité décisionnelle avec les capacités suivantes (figure 6.47) :

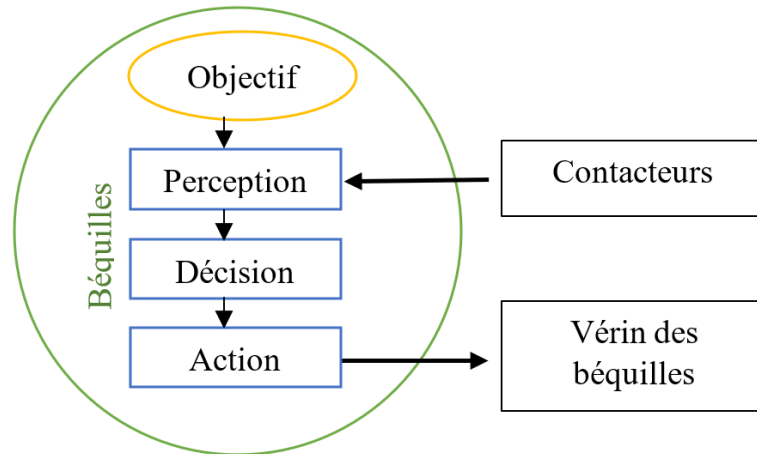


FIGURE 6.47 – Entité décisionnelle béquilles

- Perception : l'état des béquilles est capté ;
- Action : déployer ou rétracter les béquilles ;
- Décision : ce module décision définit le comportement décisionnel de l'entité qui est un agent « réactif ».

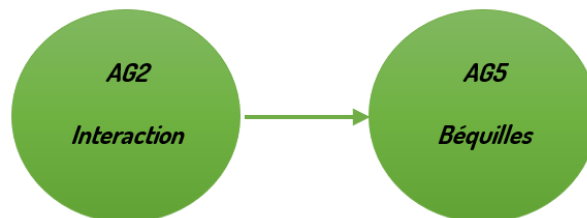


FIGURE 6.48 – Relation hiérarchique entre les agents AG2 et AG5

Comme indiqué sur la figure 6.48, il y a une relation hiérarchique entre l'agent tâche béquilles *AG5* et l'agent tâche interaction *AG2*. C'est l'utilisateur qui commande le déploiement à travers le boîtier commande qui est l'agent interaction.

6.7.6 Agent tâche stress AG6

6.7.6.1 Définition de l'agent stress

La figure 6.49 illustre l'agent « stress », il permet de détecter si l'utilisateur est stressé ou relaxé (Chapitre 5).

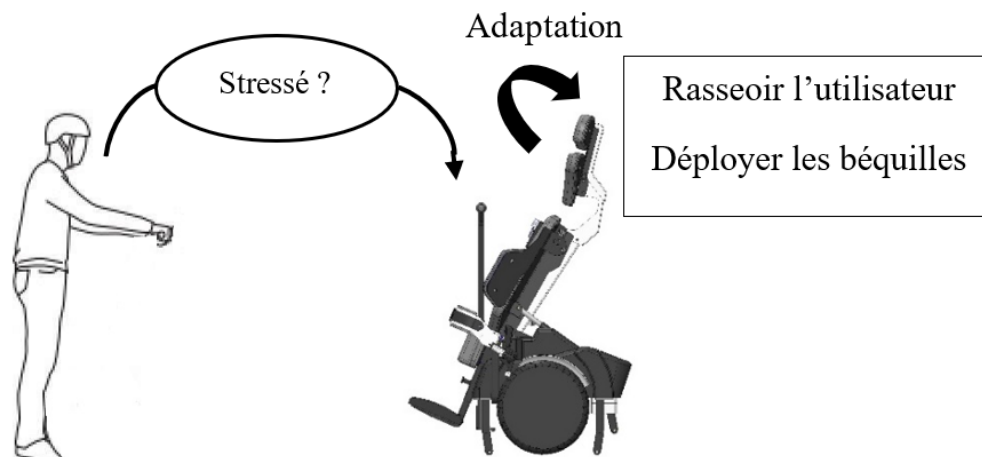


FIGURE 6.49 – Adaptation au stress

- Si l'utilisateur est « stressé », une adaptation du contrôle du dispositif est mise en place, rasseoir l'utilisateur s'il est en position verticalisée ; déployer les béquilles pour freiner et arrêter le déplacement ;
- Si l'utilisateur est « relaxé », il a le contrôle total du dispositif sans restriction.

6.7.6.2 Caractéristiques de l'agent « stress »

L'agent tâche « stress » est une entité décisionnelle avec les capacités suivantes (figure 6.50) :

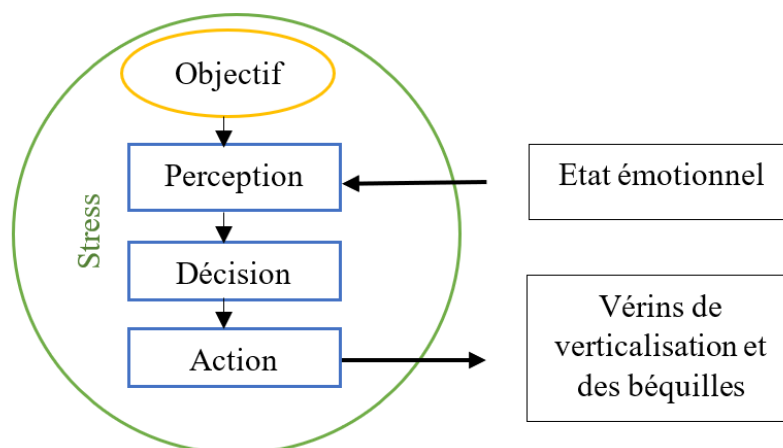


FIGURE 6.50 – Entité décisionnelle stress

- Perception : Estimation de l'état émotionnel de l'utilisateur avec une caméra ;
- Action : Déployer les béquilles ; rasseoir l'utilisateur ;
- Décision : Ce module décision définit le comportement décisionnel de l'entité qui est un agent « cognitif » puisqu'il y a un modèle d'apprentissage afin de définir l'état du conducteur.

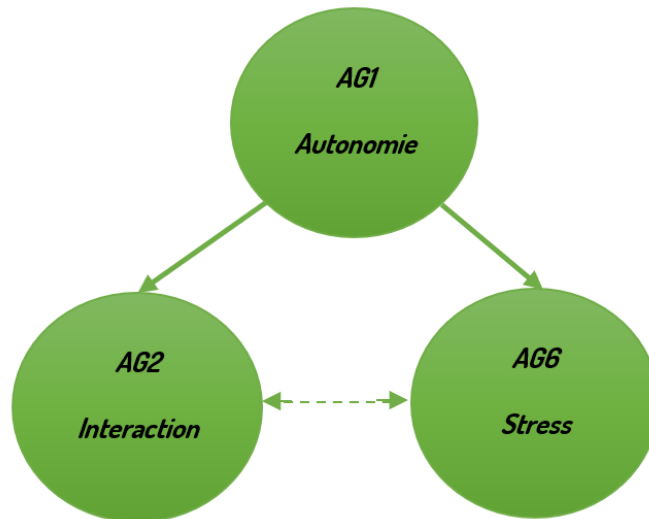


FIGURE 6.51 – Relation hiérarchique entre les agents AG1, AG2 et AG6

La figure 6.51 illustre les liens de l'agent stress *AG6*. Il y a une relation hiérarchique entre l'agent gestion d'autonomie *AG1* et l'agent stress *AG6*. En effet, l'état émotionnel de l'utilisateur est estimé uniquement si la batterie n'est pas déchargée. Les agents tâches interaction *AG2* et stress *AG6* coopèrent afin d'assister et sécuriser l'utilisation du Gyrolift. *AG2* permet d'activer la verticalisation, béquilles et recentrage et *AG6* permet de sécuriser l'utilisation en détectant l'état émotionnel et l'intégrant dans le contrôle.

6.8 Gyrolift : Architecture de contrôle multi-agents

Toutes les entités décisionnelles de l'architecture de contrôle sont réactives pilotées par évènement. Nous avons une utilisation en temps réel ce qui permet que le Gyrolift soit réactif aux besoins de l'utilisateur.

6.8.1 Configuration statique

Le Gyrolift est un ensemble d'agents tâches dont l'interaction constitue un SMA-E. Ce premier niveau de modélisation permet d'assurer les critères de sécurité et d'assistance de l'utilisateur.

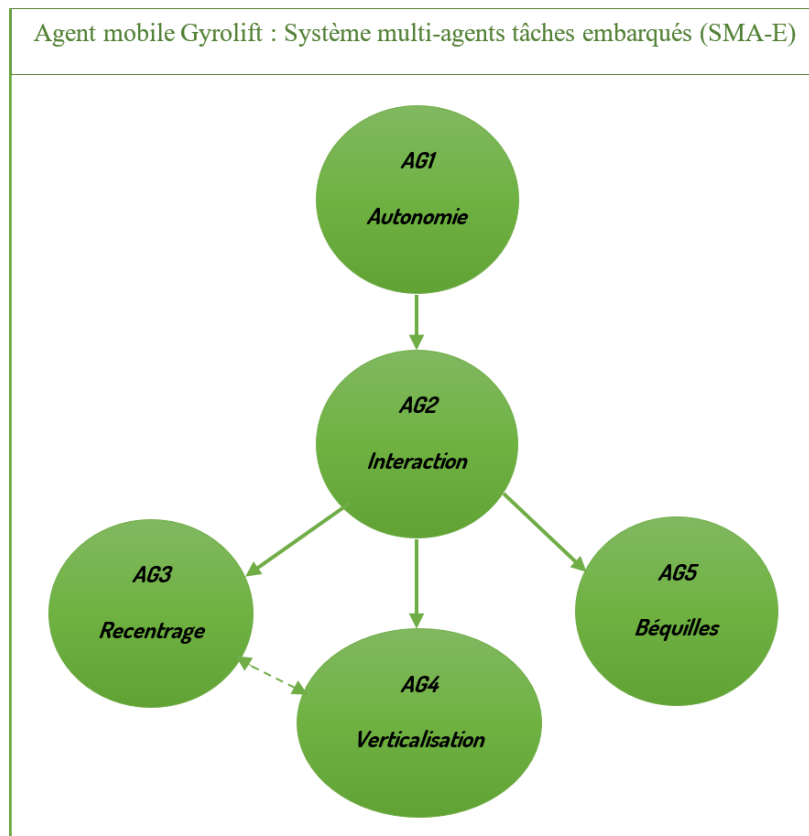


FIGURE 6.52 – Architecture Gyrolift sans agent tâche stress AG6

La figure 6.52 illustre l'interaction entre les agents tâches qui sont gérés d'une manière simultanée avec un système multitâches mais en définissant une priorité à chacun des agents. Cette hiérarchisation permet d'éviter tout conflit de traitement de données que le système recevra. Les relations entre les différentes entités décisionnelles sont hiérarchiques. Cela définit la structure hiérarchique de l'architecture de contrôle du Gyrolift. Elle est fixée par les priorités attribuées à chacun des agents tâches.

6.8.2 Priorités des agents tâches

Le tableau 6.4 résume les priorités définies à chacun des agents avec une priorité décroissante de 0 à 2 :

Tableau 6.4 – Priorités des agents tâches de l'architecture Gyrolift

| Priorité | Agent tâche |
|----------|--------------------|
| 0 | <i>AG1 AG6</i> |
| 1 | <i>AG2</i> |
| 2 | <i>AG3 AG4 AG5</i> |

- Priorité 0 est attribuée à l'agent tâche gestion d'autonomie *AG1* qui permet d'assister l'utilisateur du Gyrolift. Il l'alerte quand le niveau de batterie est trop bas afin d'anticiper et éviter se retrouver immobilisé à cause d'un niveau trop bas ou bien dans un endroit sans prise de recharge. Il y a aussi l'agent stress *AG6* qui détermine l'état émotionnel de l'utilisateur quand un stress est détecté chez l'utilisateur, le dispositif le rassoit et déploie les béquilles afin d'éviter une situation de danger ;
- Priorité 1 est attribuée à l'agent tâche interaction *AG2* qui agit comme une tâche de fond. Il permet d'allumer et éteindre le dispositif ou de solliciter les autres agents tâches à travers les boutons ;
- Priorité 2 est attribuée aux agents tâches verticalisation, béquilles et recentrage. Ils permettent d'offrir à l'utilisateur les avantages du Gyrolift grâce à la verticalisation *AG4* tout en l'assistant et sécurisant grâce aux agents recentrage *AG3* qui gère l'équilibre et les béquilles *AG5* pour la sécurité de transfert.

Quand un agent tâche de priorité 0 est actif, les autres agents tâches sont secondaires. Par exemple, nous avons *AG6* qui comprend l'agent tâche stress. Sa priorité est de 0 c'est-à-dire quand un stress est détecté chez l'utilisateur, les autres agents ne sont pas accessibles comme la verticalisation. C'est un esclave pour l'agent gestion d'autonomie *AG1*, si le seuil d'énergie est trop bas l'utilisateur ne peut pas utiliser le dispositif et n'a donc pas besoin d'assistance avec l'agent stress. *AG1* contrôle l'autonomie. Quand celle-ci atteint un niveau moyen, l'agent *AG2* n'est pas accessible.

6.8.3 Analyse temporelle

Nous nous intéressons à l'analyse temporelle, qui est l'analyse du respect des contraintes temps réel, afin de vérifier si l'exécution des agents tâches de l'architecture de contrôle s'effectue dans le temps imparti. Chaque agent tâche, est caractérisé par trois métriques :

- **Temps d'exécution ε** : correspond au temps passé par le processeur à calculer les fonctions contenues dans un agent tâche ;

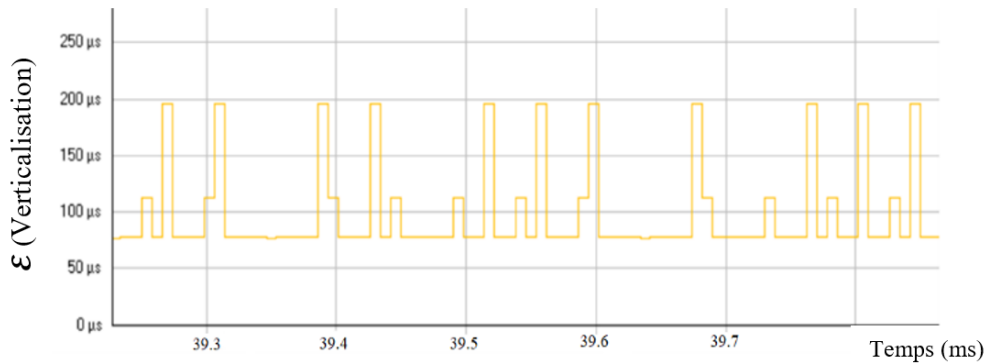


FIGURE 6.53 – Temps d'exécution de l'agent tâche verticalisation

Nous avons pris l'exemple de la tâche verticalisation. La figure 6.53 présente le temps d'exécution de cette tâche qui est en moyenne de 200 μs .

- **Période \mathcal{P}** : correspond au délai entre deux exécutions successives d'un agent tâche ;
- **Temps de réponse \mathcal{R}** : correspond au délai entre le début et la fin d'exécution d'un agent tâche, la figure 6.54 illustre celui de l'agent tâche verticalisation ;

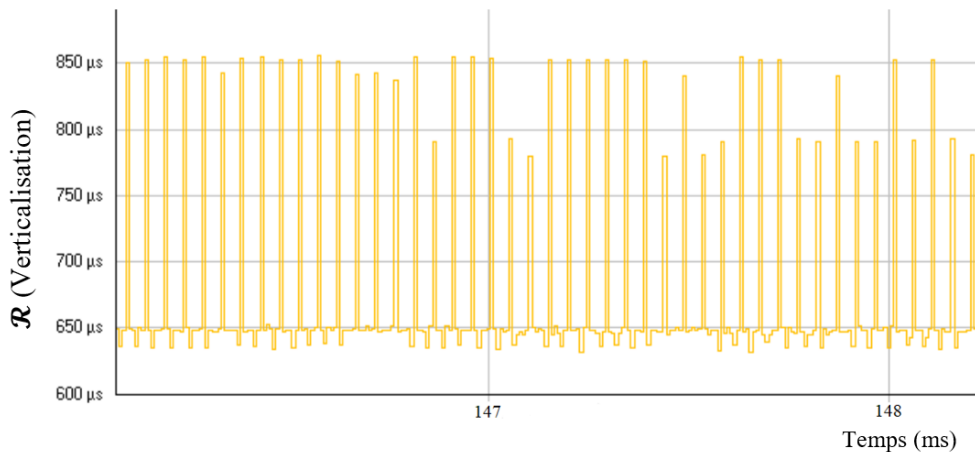


FIGURE 6.54 – Temps de réponse de l'agent tâche verticalisation

Le tableau 6.5 résume les propriétés de chaque agent tâche de l'architecture de contrôle du Gyrolift. Le temps de réponse des agents tâches verticalisation et recentrage est en moyenne 1000 μs ce qui offre une réactivité suffisante pour l'utilisation du Gyrolift.

Tableau 6.5 – Propriétés temps réel des agents tâches

| Agent tâche | Temps d'exécution ε (μs) | Temps de réponse \mathcal{R} (μs) | Période \mathcal{P} (μs) |
|-----------------|---|--|---|
| Recentrage | 917 | 1064 | 7528 |
| Verticalisation | 105 | 1003 | 8359 |
| Interaction | 154 | 848 | 66691 |
| Béquilles | 91 | 661 | 48144 |

- **Charge processeur \mathcal{C}** : l'utilisation du processeur est la proportion de temps alloué à un ensemble d'agents tâches à priorités fixes. Dans le cas de n agents tâches, la borne maximale est calculée par l'équation 6.10.

$$\mathcal{C} = \sum_{i=1}^n \frac{\varepsilon_i}{\mathcal{P}_i} \tag{6.10}$$

avec $(\varepsilon_i, \mathcal{P}_i)$ paramètres de l'agent tâche « i »

Le calcul de la charge processeur permet de valider la configuration des priorités des agents tâches et sa faisabilité. Nous parlons de faisabilité quand une configuration d'ordonnancement permet d'intégrer l'ensemble des agents tâches en respectant les contraintes temps réel.

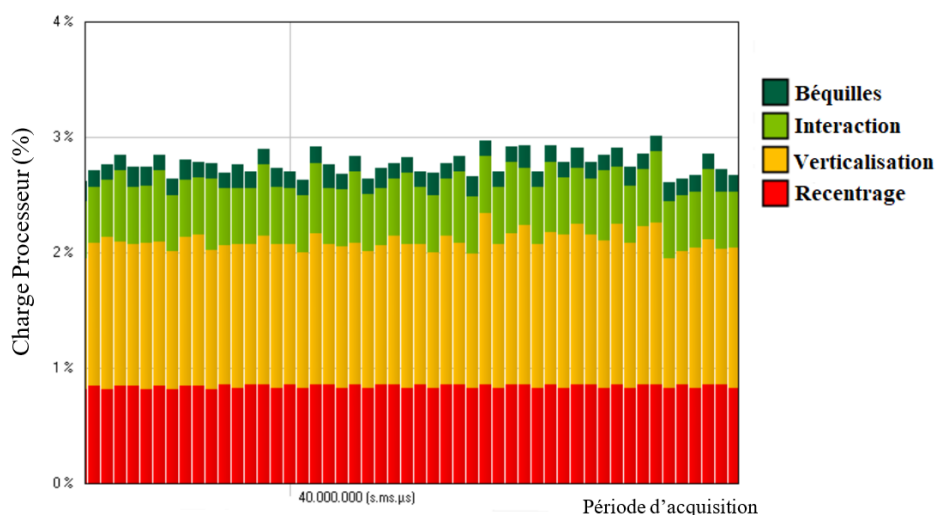


FIGURE 6.55 – Charge processeur avec la verticalisation et recentrage en veille

La figure 6.55 représente la charge processeur, qui est d'environ 3%, durant une utilisation avec les agents tâches verticalisation et le recentrage en veille et les béquilles remontées. L'utilisateur utilise le Gyrolift en position assise.

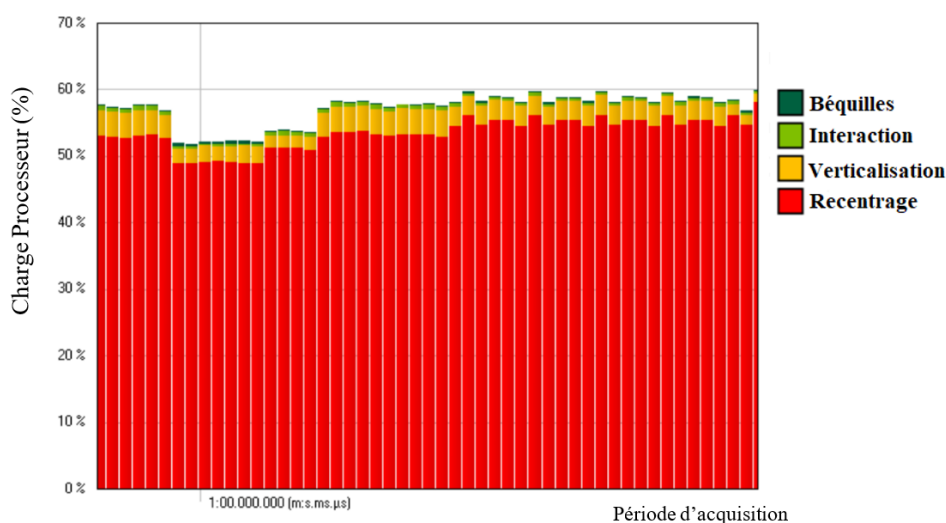


FIGURE 6.56 – Charge processeur durant le processus de verticalisation

La figure 6.56 représente la charge processeur qui est inférieure à 60% lors d'une verticalisation avec recentrage qui est la sollicitation maximale du processeur.

L'analyse de la charge processeur permet de vérifier que tous les agents tâches s'exécutent dans tout intervalle de temps ne dépassant pas la capacité du processeur. En évaluant la charge du processeur, une analyse simultanée des différents agents tâches est effectuée.

D'après les résultats obtenus, la configuration de notre architecture de contrôle avec les différents agents tâches respecte les contraintes de temps sont respectées puisque la charge processeur reste inférieure à 100%.

Nous avons donc les contraintes temps réel qui sont respectées ce qui valide l'approche d'architecture de contrôle proposée avec les priorités mise en place.

6.8.4 Configuration dynamique

La figure 6.57 illustre l'interaction entre les fonctionnalités du Gyrolift. Nous avons rajouté **AG6** qui est l'agent tâche 6. Sa fonctionnalité est la détection de stress.

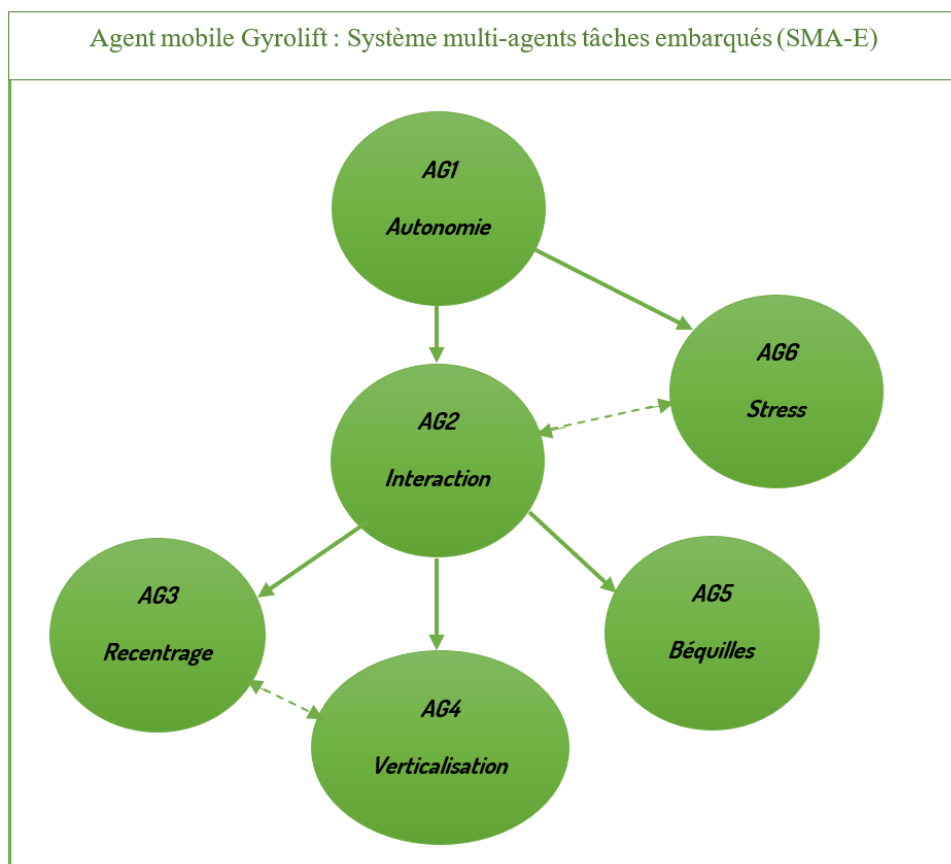


FIGURE 6.57 – Architecture Gyrolift avec agent tâche stress

Les deux agents **AG2** et **AG6** ont une relation hétéroarchitecturale. Ils collaborent afin d'assister et sécuriser l'utilisateur. L'agent interaction **AG2**, à travers les boutons, permet à l'utilisateur de se verticaliser, de se recentrer ou de déployer les béquilles selon ses envies et besoins. L'agent cognitif stress **AG6** permet de sécuriser l'utilisation grâce à la détection de stress.

Si l'utilisateur est relaxé, l'architecture est un SMA à structure hiérarchique et réactif sans l'activation de l'agent stress **AG6**.

Si l'utilisateur est stressé, l'architecture est à structure hiérarchique et hybride puisque **AG6** est un agent cognitif pris en compte dans l'architecture. Nous parlons de configuration dynamique puisque la structure de l'architecture change selon l'état l'état du conducteur.

6.9 Discussion générale

Dans la littérature, plusieurs architectures de contrôle ont été proposées afin de faciliter l'utilisation du Gyrolift, une nouvelle solution de mobilité pour les personnes en situation de handicap :

[160] a introduit une architecture cognitive et collaborative qui permet d'assister l'utilisateur d'un fauteuil roulant et d'améliorer l'interaction homme-machine. Il propose une conduite assistée à ses utilisateurs en se basant sur un module cognitif. Cette architecture se base sur un apprentissage du profil de l'utilisateur et nécessite énormément de données afin d'optimiser l'utilisation du fauteuil.

[161] a présenté une architecture de contrôle basée sur un modèle prédictif afin d'optimiser l'utilisation d'un fauteuil roulant autonome notamment la détection d'obstacles.

Dans ces deux architectures, les auteurs ont essayé de rendre le fauteuil roulant autonome ce qui peut être frustrant pour l'utilisateur de ne pas avoir le contrôle totale de son fauteuil.

[162] a implémenté une architecture de contrôle cognitive pour un fauteuil roulant basée sur une interface cerveau-machine qui permet à des utilisateurs n'ayant pas l'usage de leurs membres supérieurs de contrôler leurs dispositifs à travers leurs signaux du cerveau. Cela nécessite le port de casque à électrodes. Dans notre cas, l'objectif est de ne pas rendre le Gyrolift complètement autonome mais de proposer une architecture qui permet de l'assister et sécuriser l'utilisation du dispositif.

Nous avons présenté un modèle d'architecture de contrôle qui est composée de plusieurs entités décisionnelles, ce sont les « agents tâches ». Il y a l'angle d'inclinaison, la verticalisation, la gestion d'autonomie, la gestion des béquilles, l'interaction et la détection du stress. L'organisation de ces agents constitue un système multi-agents embarqué (SMA-E) qui est la représentation des capteurs et effecteurs au niveau de la couche de contrôle. Chaque entité est responsable d'une fonctionnalité. En les assemblant, nous constituons l'architecture de contrôle du Gyrolift.

Nous avons privilégié des critères pour le choix de l'architecture :

- *Contrôlabilité* : l'architecture de contrôle du Gyrolift est capable de diriger le dispositif dans tous les cas d'usage ;
- *Sécurité* : il est primordial de prévenir tout danger pour l'utilisateur, le Gyrolift ou encore l'environnement et ceux à travers les agents : gestion des béquilles, détection de stress et gestion de l'autonomie. Il est évident que d'autres fonctionnalités sont à considérer comme la détection d'obstacles mais le contexte industriel limite le nombre de capteurs utilisés ;
- *Réactivité* : le Gyrolift doit être réactif lors de l'utilisation, il y'a une gestion en temps réel du système de contrôle qui le permet. De plus, les différentes entités ont un comportement réactif ;
- *Humain dans la boucle* : l'interaction homme machine doit être considérée et ce à travers la détection de l'état émotionnel de l'utilisateur.

A travers ces critères, nous avons fixé les caractéristiques de l'architecture de contrôle du Gyrolift :

- *Comportement réactif* : Un utilisateur est embarqué dessus, nous devons donc le rendre réactif et solutionner des cas d'usage qu'il peut rencontrer afin de privilégier sa sécurité. Pour cela, nous avons privilégié la réactivité aux capacités prédictives ;
- *Structure* : le contrôle est distribué sur plusieurs entités décisionnelles qui sont les agents tâches. Cela permet de réduire la complexité du système. L'autonomie et la décision sont partagés par plusieurs entités ;
- *Progression dynamique* : l'utilisation de l'état émotionnel permet à l'architecture d'avoir une progression dynamique avec une auto-organisation. Elle bascule d'une structure hiérarchique à semi-hétérarchique. Cela permet de satisfaire les critères fixés.

Les architectures de contrôle existantes, présentent une adaptation mais pas forcément de l'apprentissage. Nous avons complété cela à travers l'agent tâche stress qui permet de s'affranchir d'un superviseur humain afin d'assister l'utilisateur du Gyrolift et le sécuriser tout en restant dans la boucle d'interaction.

Après avoir évalué les contraintes temporelles, nous avons implémenté cette architecture de contrôle sur la dernière version du Gyrolift qui sera commercialisée courant 2021.

6.10 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté l'architecture de contrôle du Gyrolift et son organisation en système multi-agents qui permet d'optimiser l'utilisation du dispositif. Les fonctionnalités principales du Gyrolift sont : angle d'inclinaison ; verticalisation ; gestion d'autonomie ; béquilles et interaction. Elles sont considérées comme des entités décisionnelles avec les capacités de perception, décision et action.

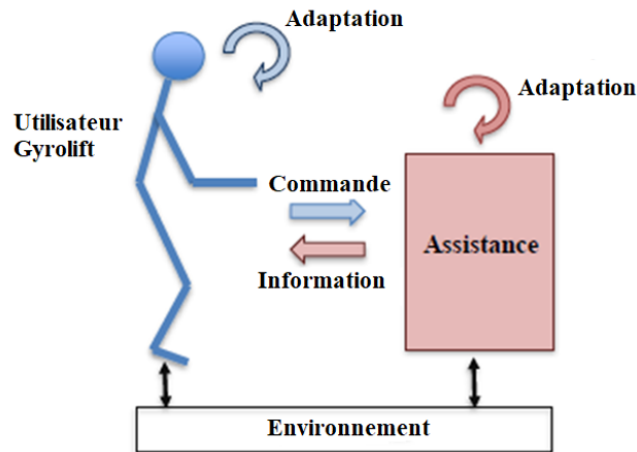


FIGURE 6.58 – Interaction Utilisateur - Gyrolift

L'utilisateur et le Gyrolift est un couple en interaction (figure 6.58), il est important de s'intéresser de près à cette interaction Homme-Machine et ce qu'elle peut provoquer chez l'utilisateur. Cela permet d'anticiper des situations de dangers tout en assistant et alertant l'utilisateur de ces situations. L'architecture proposée permet une utilisation sécurisée du Gyrolift avec une assistance pour l'utilisateur. Elle permet d'aborder les interactions à différents niveaux : entre le Gyrolift, l'utilisateur et l'environnement.

L'agent mobile Gyrolift est constitué d'un système multi-agents embarqués (SMA-E). L'organisation de cette architecture de contrôle permet de prendre en compte les critères fixés qui sont : la contrôlabilité, la sécurité, la réactivité et l'interaction homme-machine. L'organisation de l'architecture de contrôle du Gyrolift en SMA-E représente une assistance pour l'utilisateur selon son besoin ou la situation d'utilisation et ce à travers les agents tâches qui sont les fonctionnalités de verticalisation ; déploiement de béquilles ; gestion d'autonomie ; interface d'interaction ; recentrage et détection de stress.

L'utilisateur est en interaction continue avec le Gyrolift. Il est nécessaire de définir cette interaction et parcourir si l'architecture de contrôle permet de répondre à tous les cas d'utilisation de manière sécurisée. Nous nous sommes intéressés à l'état émotionnel en définissant un agent tâche stress et la manière de l'intégrer dans le contrôle du Gyrolift.

Nous avons défini les caractéristiques de l'architecture de contrôle : réactive, avec une progression dynamique de la structure de hiérarchique à hybride selon l'activation ou non de l'agent tâche stress.

Cette organisation est évolutive selon l'état émotionnel de l'utilisateur, c'est soit : un système multi-agents à structure hiérarchique et réactif si l'utilisateur est à l'aise avec le dispositif ou bien un système multi-agent à structure hiérarchique et hybride si un stress est détecté.

L'approche proposée est retenue pour la version du Gyrolift qui sera commercialisée courant de l'année 2021 sans intégrer l'agent tâche stress qui nécessite plus de tests utilisateurs qui se feront lors d'un protocole CPP validé.

CHAPITRE 7

Conclusion

7.1 Bilan du travail effectué

Le Gyrolift est l'adaptation d'un gyropode, qui est un véhicule de transport auto-équilibré à deux roues, en fauteuil roulant verticalisateur grâce à l'intégration d'un module robotique. Le dispositif offre ainsi aux utilisateurs de fauteuils roulants classiques une fonctionnalité de verticalisation.

Dans le **chapitre 2**, nous avons présenté le Gyrolift. C'est une nouvelle solution de mobilité qui permet un déplacement aussi bien assis que debout à ses utilisateurs. Ce dispositif est une forme d'orthèse pour des utilisateurs de fauteuils roulants qui ne peuvent pas se tenir debout à cause d'une déficience motrice, acquise ou innée. Les caractéristiques du gyropode font du Gyrolift un appareil bien plus mobile qu'un fauteuil roulant avec une capacité de franchissement nettement supérieure (par exemple, descendre ou monter une marche).

La verticalisation présente plusieurs avantages physiologiques : amélioration de la fonction respiratoire, de la circulation sanguine, des fonctions intestinale et urinaire ainsi que la consolidation des os et la prévention des escarres. Il présente différents avantages psycho-sociaux : avoir accès à des objets en hauteur ce qui augmente l'autonomie et la réinsertion aussi bien sociale que professionnelle puisque son utilisateur peut se tenir à la même hauteur qu'un interlocuteur lors d'une conversation.

De plus, son aspect innovant permet de répondre à la problématique d'image stigmatisante ressentie par l'utilisateur de fauteuil roulant puisqu'il n'est pas réservé exclusivement aux personnes à mobilité réduite mais contribue à changer la manière dont le handicap est perçu et à émerger une société inclusive.

Comme présenté dans le **chapitre 3**, l'utilisation d'une solution de mobilité comme le Gyrolift peut provoquer une certaine appréhension chez son utilisateur, plus importante chez ceux qui ont perdu l'habitude de se tenir debout. Cette appréhension se manifeste sous forme de stress qui peut perturber l'équilibre et le bien-être de l'utilisateur. Nous nous sommes intéressés à l'état émotionnel et la manière de quantifier afin de l'introduire dans la boucle de contrôle du Gyrolift et le rendre plus interactif avec son utilisateur.

Au-delà des avantages du Gyrolift, de nouveaux défis sont à relever : Assister et sécuriser l'utilisateur. L'objectif de ma thèse est :

- étude de l'interaction entre le conducteur et son Gyrolift ;
- détection des situations stressantes et proposition d'une solution de mesure ;
- évaluation des perturbations externes ;
- fusion collaborative des informations de perception pour mettre en œuvre des mécanismes d'adaptation en proposant une architecture de contrôle.

Les deux principales contributions de mon travail de thèse sont :

7.1.1 État du conducteur

L'utilisateur du Gyrolift peut être confronté à des situations qui créent une appréhension chez lui : rencontre d'un obstacle, utilisation sur un sol irrégulier perturbant ou tout simplement la fonction de verticalisation. Il est essentiel de proposer une assistance au niveau du dispositif qui permet de capter l'état émotionnel de l'utilisateur lors de l'interaction Conducteur – Gyrolift afin d'adapter le contrôle et la commande.

Dans le **chapitre 4**, nous avons souligné le lien entre l'activité cardiaque et l'état émotionnel grâce à l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC). Nous utilisons le principe de la PhotoPléthysmoGraphie qui est une technique de mesure optique permettant d'observer la variation du volume sanguin de manière non-invasive. Nous avons utilisé une solution sans contact et à bas coût basée sur une caméra.

Dans la première contribution, nous avons proposé une chaîne de détection de l'état du conducteur. Elle permet d'établir si l'utilisateur est « stressé » ou « relaxé ». Nous avons comparé les résultats à des capteurs en contact. Nous avons évalué cette solution en plusieurs étapes (**chapitre 5**).

Le première étape, nous avons testé notre chaîne d'acquisition dans des conditions statiques en utilisant des stimuli visuels et auditifs afin de générer du stress chez les participants. Nous avons utilisé différentes méthodes de classification et obtenu 60% de précision avec le modèle de classification par réseau de neurones. Cette

expérimentation démontre la faisabilité d'estimer l'état émotionnel à l'aide d'une caméra à faible coût en situation statique (assise sur un siège).

La deuxième étape fut d'améliorer les résultats de classification en testant les méthodes Boosting dont la précision de classification a atteint 90%.

La troisième étape fut de tester notre chaîne d'acquisition dans des conditions quasi-dynamiques (assise perturbée) qui représentent au mieux celles de l'utilisation d'un Gyrolift. Nous avons obtenu une précision de classification de 80% ce qui est significatif pour valider la robustesse de la solution proposée.

Les travaux de recherche menés démontrent que l'utilisation d'une caméra pour estimer l'activité cardiaque d'une personne est possible afin de déterminer son état émotionnel. La solution que nous avons développée est fonctionnelle sur des systèmes embarqués comme le Gyrolift. Nous avons exposé plusieurs méthodes : de détection du visage, de filtrage, ou encore de classification, montrant ainsi la grande flexibilité technique que propose cette application. Les nombreuses solutions testées nous ont amenées à développer un certain savoir sur le sujet, nous permettant aujourd'hui de connaître les axes d'amélioration à suivre et les réelles problématiques amenées par cette technologie.

7.1.2 Assistance du conducteur

La seconde contribution est de définir une architecture de contrôle qui intègre différents mécanismes de perception et d'adaptation dans un modèle multitâches. Pour ce faire, une approche concurrente de type multi-agents a été envisagée. Elle est portable et adaptable pour être généralisable aux spécificités évolutives du Gyrolift.

Nous avons défini les différentes fonctionnalités du dispositif qui sont : la verticalisation ; la gestion de l'équilibre ; intégrer des béquilles pour le transfert ; gestion de l'autonomie et intégration de la partie contrôle via un boîtier de commande. Une hiérarchisation des fonctionnalités a été établie selon les cas d'usage. Ces différentes fonctionnalités sont des entités décisionnelles, dites « agents tâches », avec des capacités de perception, communication et action. Elles permettent d'assister l'utilisateur. Nous avons choisi une organisation multi-agents tâches de l'architecture afin de déployer le contrôle du Gyrolift sur plusieurs agents et réduire sa complexité.

Le comportement de l'architecture de contrôle proposée est réactif afin de solutionner les différents cas d'usage rencontrés par l'utilisateur et éviter les situations de danger. Nous avons effectué des tests d'utilisation afin de valider l'architecture (**chapitre 6**).

Cette deuxième contribution permet d'assister, optimiser et sécuriser l'utilisation du dispositif. L'architecture de contrôle proposée a été embarquée sur le dispositif industriel qui sera commercialisé au courant de l'année 2021.

7.2 Diffusion

7.2.1 Publications

Les travaux effectués durant ma thèse ont donné lieu à des publications :

Publication dans la conférence Francophone Handicap à Paris en juin :

C'est une conférence qui permet de présenter différents travaux de recherche pluridisciplinaires pour l'autonomie des personnes en situation de handicap. Les principaux thèmes sont : Technologies pour l'autonomie et la santé et ergonomie des systèmes d'assistance.

L'article présente la première version du Gyrolift sur laquelle j'ai travaillé. L'intitulé de l'article est « Solution de mobilité avec verticalisation : Gyrolift » [10]. Nous avons présenté les différentes solutions de mobilité existantes sur le marché et les solutions gyropodiques concurrentes au Gyrolift : Marioway, Genny mobility et Nino robotics. Les fonctionnalités de cette version étaient : recentrage avec une correction automatique du centre de gravité, contrôle motorisé de la direction et béquilles automatiques pour le transfert. Le prototype a été présenté au CES 2018 de Las Vegas.

Publication dans la conférence internationale Advances in Computer-Human Interactions (ACHI) à Athènes en février 2019 :

La conférence portait sur les interactions Homme/Machine et notamment des solutions pour les personnes en situation de handicap. L'article s'intitule "Stress Detection of Human using heart rate variability analysis based on low-cost camera" [115]. Nous avons présenté les différents travaux de recherche qui présentent des solutions de détection de stress en utilisant une caméra comme ceux de [89, 92, 94, 95]. Nous avons décrit notre chaîne d'acquisition et un protocole d'expérimentation dans des conditions statiques.

Publication dans le journal international : Biomedical Signal Processing and Control, 2021 :

L'intitulé de l'article est "Emotional state detection on mobility vehicle using camera : Feasibility and evaluation study" [163]. Nous avons testé différents modèles de classification afin d'améliorer la détection de l'état émotionnel. Nous avons présenté les résultats d'expérimentation de notre solution de détection de stress dans des conditions quasi-dynamiques.

Démonstration du Gyrolift sélectionnée pour la **conférence internationale de robotique ICRA2020** à Paris en mai 2020.

Participation à la **colloque Handiversité 2021**, nominée pour le prix jeune docteur (Université de Paris Saclay). Présentation de mes travaux de recherche sous forme d'un poster.

7.2.2 Présentations et démonstrations auprès du public

Durant ma thèse, j'ai eu l'occasion de présenter le Gyrolift en faisant des démonstrations durant des salons regroupant des solutions pour les personnes en situation de handicap :

- **Autonomic (Paris) 2019** : Salon d'échanges entre les personnes en situation de handicap et les professionnels et entreprises proposant des solutions technologiques pour eux ;
- **Handicap emploi & achats responsables (Paris) 2019** : évènement sur les thématiques du handicap et de l'insertion en entreprise. Gyrolift a été présenté comme une solution innovante et inclusive qui y contribue. Gyrolift a remporté le trophée APF France handicap & pouvoir d'agir ;
- **Vivatech (Paris) 2017, 2018 et 2019** : salon consacré à l'innovation technologique et aux start-up.

7.3 Perspectives

Ce travail de thèse s'est déroulé en partenariat avec l'entreprise Gyrolift qui propose une nouvelle solution de mobilité. Le but est de proposer une architecture de contrôle du Gyrolift qui permet d'assister et sécuriser l'utilisateur. L'objectif finale est de commercialiser le Gyrolift.

7.3.1 Perspectives à court terme : extension des travaux effectués

Afin d'être commercialisé, le Gyrolift doit être marqué CE. Pour cela un ensemble de tests doivent être effectués sur l'inflammabilité, l'imperméabilité et notamment des tests utilisateurs.

Évaluation quantitative : Un protocole CPP a été validé afin d'effectuer les tests usagers sur un groupe de 15 personnes. Le but est d'évaluer le Gyrolift par des utilisateurs de fauteuils roulants. Un protocole d'expérimentation est mis en place pour tester la chaîne d'acquisition qui détecte le stress conducteur dans des conditions d'utilisation du Gyrolift. Cette expérience permettrait d'avoir une évaluation quantitative de la solution proposée.

Évaluation qualitative : En plus d'utiliser une caméra pour estimer le stress de l'utilisateur, deux questionnaires seront proposés. Le questionnaire est un outil qui évalue les modifications d'attitude des utilisateurs après l'usage d'un dispositif [164]. Dans notre cas, nous l'utiliserons afin d'évaluer le niveau de stress chez les sujets qui testeront le Gyrolift. Il permet d'avoir un retour sur la relation qui s'établit entre l'utilisateur et l'interface Gyrolift.

Pour les tests utilisateurs, nous avons établi deux phases :

- *Pré-expérimentation* : (**Annexe A**) La première partie du questionnaire sera remplie avant l'expérimentation. Elle visera à évaluer de manière générale les participants et recueillir des données primaires (sexe, tranche d'âge, présence d'un handicap, utilisation d'un fauteuil etc..). Cette partie a également pour but d'établir si le participant possède des biais, préjugés par rapport à la technologie en général ou par rapport au Gyrolift et de nous informer sur son état émotionnel initial ;
- *Post-expérimentation* : (**Annexe B**) La deuxième partie du questionnaire visera à rassembler des données sur les ressentis du participant lors de l'expérience en elle-même. Le patient sera questionné sur sa satisfaction du produit de manière générale, sur la phase de l'expérience sans verticalisation (phase de relaxation) et ensuite sur la phase de verticalisation (phase de stress). Les questions sur ces deux phases seront à peu près similaires. Les questions post-expérimentation seront plus précises. Elles concernent directement le Gyrolift, certains de ses aspects techniques mais aussi la sécurité (gestion des obstacles, difficultés à se déplacer de droite à gauche, utilisation des béquilles).

La cotation finale pour déterminer le niveau d'appréhension chez le participant se fera par un cumul de points, chaque réponse étant associée à un nombre de points précis. Plus le score sera élevé, plus on considérera que le niveau d'appréhension le sera également. Les questionnaires donneront un retour d'expérience utilisateurs et une évaluation qualitative du Gyrolift.

7.3.2 Perspectives à long terme

À long terme, je travaillerai sur une nouvelle version 2 commercialisable du Gyrolift, tout en gardant pour objectif de proposer des solutions afin d'assister et sécuriser l'utilisateur. La détection de l'état émotionnel sera intégrée comme nouvelle fonctionnalité en plus de la détection d'obstacles.



FIGURE 7.1 – Prototype pré-industriel du Gyrolift

ANNEXE A

Questionnaire Pré-expérimentation

1. Je fais l'usage d'un fauteuil roulant depuis :

- Moins de 6 mois
- Entre 6 mois et un an
- Plus d'un an
- Toujours

2. À l'instant présent, je me sens :

- Détendu(e)
- Excité(e)
- Impatient(e)
- Anxieux(se)
- Neutre

3. Je suis familier avec les dispositifs de type gyropode, hover-board :

| Pas du tout d'accord | Plutôt pas d'accord | Ni d'accord ni pas d'accord | Plutôt d'accord | Tout à fait d'accord |
|----------------------|---------------------|-----------------------------|-----------------|----------------------|
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

4. J'utilise souvent la technologie (smartphones, objets, applications, montres connectées, robots d'assistance) :

| | | | | |
|----------------------|---------------------|-----------------------------|-----------------|----------------------|
| Pas du tout d'accord | Plutôt pas d'accord | Ni d'accord ni pas d'accord | Plutôt d'accord | Tout à fait d'accord |
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

5. Je me sens à l'aise avec la technologie de manière générale :

| | | | | |
|----------------------|---------------------|-----------------------------|-----------------|----------------------|
| Pas du tout d'accord | Plutôt pas d'accord | Ni d'accord ni pas d'accord | Plutôt d'accord | Tout à fait d'accord |
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

6. Je suis familier avec le fauteuil Gyrolift et son principe de fonctionnement :

| | | | | |
|----------------------|---------------------|-----------------------------|-----------------|----------------------|
| Pas du tout d'accord | Plutôt pas d'accord | Ni d'accord ni pas d'accord | Plutôt d'accord | Tout à fait d'accord |
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

7. L'idée de monter sur le Gyrolift me rend principalement (plusieurs réponses possibles) :

- Nerveux(se)
- Excité(e)
- Impatient(e)
- Stressé(e)
- Neutre

8. Mon niveau de stress concernant ma première utilisation du Gyrolift est :

| | | | | |
|--------------|--------------|---------------|------------------|-----------------|
| Aucun stress | Léger stress | Stress modéré | Stress important | État de panique |
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

9. Mes attentes concernant le Gyrolift et sa qualité de fonctionnement sont :

| | | | | |
|--------------|---------|----------|---------|--------------|
| Inexistantes | Faibles | Modérées | Élevées | Très élevées |
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

10. J'anticipe le déroulement de cette expérience comme étant :

- Enrichissante
- Négative
- Stressante
- Angoissante

ANNEXE B

Questionnaire Post-expérimentation

1. De manière générale, vous êtes satisfait du Gyrolift :

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

2. La montée sur le fauteuil vous a parue facile :

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

3. La mise en route du dispositif dans son entièreté vous a parue facile :

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

4. Vous êtes satisfait(e) de la sécurité que procure les béquilles :

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

5. Vous êtes satisfait(e) de la sécurité que procurent les attaches (torse et jambes) :

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

6. Sur une échelle de 1 à 5, en vous asseyant sur le Gyrolift votre sensation de sécurité est

| | | | | |
|-------------|--------|---------|--------|----------|
| Inexistante | Faible | Modérée | Élevée | Maximale |
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

7. Sur une échelle de 1 à 5, vous estimez la fiabilité/solidité du Gyrolift comme étant

| | | | | |
|-------------|--------|---------|--------|----------|
| Inexistante | Faible | Modérée | Élevée | Maximale |
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

8. Sur une échelle de 1 à 5, vous estimez votre niveau de confiance envers le fauteuil comme étant

| | | | | |
|------------|--------|--------|-------|---------|
| Inexistant | Faible | Modéré | Élevé | Maximal |
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

9. Sur une échelle de 1 à 5, vous trouvez que le niveau de confort sur le Gyrolift est

| | | | | |
|------------|--------|--------|-------|---------|
| Inexistant | Faible | Modéré | Élevé | Maximal |
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

10. Vous envisagez l'utilisation du Gyrolift à la place de votre dispositif actuel :

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

Les questions suivantes sont relatives à la première partie de l'expérimentation, **sans verticalisation**.

1. Durant la tâche vous vous êtes senti(e) nerveux(se)

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

2. Vous avez rencontré des difficultés pour avancer et pour reculer

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

3. Vous avez rencontré des difficultés pour tourner à gauche ou à droite

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

4. Vous vous êtes senti(e) en sécurité lors de vos déplacements

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

5. Vous vous êtes senti(e) en sécurité lors de la rencontre d'obstacles

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

6. De manière globale vous vous êtes senti en danger

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

7. Vous vous êtes senti(e) stressé(e)

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

8. La tâche vous a paru comme étant facilement réalisable

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

9. Comment vous sentez-vous après la tâche ?

Les questions suivantes sont relatives à la deuxième partie de l'expérimentation, **avec verticalisation.**

1. Vous êtes satisfait de la fonction de verticalisation

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

2. vous vous êtes senti(e) stressé(e) pendant la tâche en étant verticalisé

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

3. Vous avez trouvé la prise en main de la fonction de verticalisation instinctive

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

4. Vous avez rencontré des difficultés pour avancer et pour reculer

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

5. Vous avez rencontré des difficultés pour tourner à gauche ou à droite

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

6. Vous vous êtes senti(e) en sécurité, lors de vos déplacements

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

7. Vous vous êtes senti(e) en sécurité lors de la rencontre d'obstacles

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

8. Vous vous êtes senti(e) en danger lors de la verticalisation

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

9. Vous vous êtes senti(e) stressé(e) lors de la verticalisation

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

10. La tâche vous a paru comme étant facilement réalisable

- Tout à fait d'accord
- Plutôt d'accord
- Ni d'accord ni pas d'accord
- Plutôt pas d'accord
- Pas du tout d'accord

11. Comment vous sentez-vous après la tâche ?

Remarques générales concernant votre expérience :

Bibliographie

- [1] Lambert TRÉNORAS. « Analyse et interprétation des variations intentionnelles ou perturbatrices de la station debout sur gyropode ». Thèse de doct. 2014, p. 140.
- [2] Marcia FINLAYSON et Toni van DENEND. « Experiencing the loss of mobility : Perspectives of older adults with MS ». In : *Disability and Rehabilitation* 25.20 (2003), p. 1168-1180. ISSN : 09638288. DOI : 10 . 1080 / 09638280310001596180.
- [3] Lisa I. IEZZONI et al. « Mobility difficulties are not only a problem of old age ». In : *Journal of General Internal Medicine* 16.4 (2001), p. 235-243. ISSN : 08848734. DOI : 10.1046/j.1525-1497.2001.016004235.x.
- [4] Nicolas VIGNIER et al. « Demographics of wheelchair users in France : Results of national community-based handicaps-incapacités-dépendance surveys ». In : *Journal of Rehabilitation Medicine* 40.3 (2008), p. 231-239. ISSN : 16501977. DOI : 10.2340/16501977-0159.
- [5] B. GUILLON et al. « Fauteuils roulants : description, utilisation, critères de choix ». In : *EMC - Kinésithérapie - Médecine physique - Réadaptation* 5.1 (2009), p. 1-22. ISSN : 12830887. DOI : 10 . 1016 / S1283 - 0887(09) 48305 - 1. URL : <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1283088709483051>.
- [6] Ahmed CHEMORI, Khaoula BRAHIM et Ahmed CHEMORI. « Nouvelle génération FreeMove : un fauteuil roulant automatisé de nouvelle génération ». In : *Conférence : Congrès Handicap 2014*. June. 2014.
- [7] Prof Bernd KRIEG-BRÜCKNER et al. « Challenges for Indoor and Outdoor Mobility Assistance ». In : *Conférence : 5. Deutscher AAL Kongress*. January. 2012, p. 5-9. ISBN : 9783800734009.
- [8] Patrick FOUGEYROLLAS. « Processus de production du handicap et lutte pour l'autonomie des personnes handicapées ». In : *Anthropologie et Sociétés* 10.2 (2012), p. 183. ISSN : 0702-8997. DOI : 10.7202/006357ar.
- [9] Michael BALOH et Michael PARENT. « Modeling and model verification of an intelligent self-balancing two-wheeled vehicle for an autonomous urban transportation system ». In : *The conference on computational intelligence, robotics, and autonomous systems* January (2003), p. 1-7. URL : <http://www.cybercars.org/dissemin/docs/Singapour-ciras2003.pdf>.

-
- [10] Tafsut TAGNITHAMMOU, Lambert TRÉNORAS et Eric MONACELLI. « Solution de Mobilité avec verticalisation : Gyrolift ». In : *Actes du Congrès Handicap 2018 - 10ème édition*. 2018, p. 125-129.
- [11] Lambert TRÉNORAS et al. « Gyrolift, a new way of verticalisation on mobile personal transporter ». In : *Simulation Modelling Practice and Theory* 90. October 2018 (2019), p. 98-115. ISSN : 1569190X. DOI : 10.1016/j.simpat.2018.10.011. URL : <https://doi.org/10.1016/j.simpat.2018.10.011>.
- [12] Ambarish GOSWAMI et al. « Direction-changing fall control of humanoid robots : Theory and experiments ». In : *Autonomous Robots* 36.3 (2014), p. 199-223. ISSN : 09295593. DOI : 10.1007/s10514-013-9343-2.
- [13] Zohaib AFTAB, Thomas ROBERT et Pierre Brice WIEBER. « Balance recovery prediction with multiple strategies for standing humans ». In : *PLoS ONE* 11.3 (2016). ISSN : 19326203. DOI : 10.1371/journal.pone.0151166. arXiv : arXiv:1403.1157v1.
- [14] Youssef GUEDIRA et al. « Évaluation Cinématique d'une Interface Tactile pour le Pilotage d'un Fauteuil Roulant Electrique : une Étude Pilote Cinématique d'une Interface Tactile pour le Pilotage d'un Fauteuil Roulant ». In : *IHM 2017*. 2017. ISBN : 9781450351096.
- [15] David NUNES, Pei ZHANG et S JORGE. « A Survey on Human-in-the-Loop Applications Towards an Internet of All ». In : *IEEE Communications Surveys Tutorials* 17.2 (2015), p. 944-965. ISSN : 1553-877X. DOI : 10.1109/COMST.2015.2398816.
- [16] Angela T. CHANG et al. « Standing with the assistance of a tilt table improves minute ventilation in chronic critically ill patients ». In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 85.12 (2004), p. 1972-1976. ISSN : 00039993. DOI : 10.1016/j.apmr.2004.03.024.
- [17] Birgitta NORDSTRÖM et al. « The impact of supported standing on well-being and quality of life ». In : *Physiotherapy Canada* 65.4 (2013), p. 344-352. ISSN : 03000508. DOI : 10.3138/ptc.2012-27.
- [18] J. J. ENG et al. « Use of prolonged standing for individuals with spinal cord injuries ». In : *Physical Therapy* 81.8 (2001), p. 1392-1399. ISSN : 00319023. DOI : 10.1093/ptj/81.8.1392.
- [19] Ginny S. PALEG, Beth A. SMITH et Leslie B. GLICKMAN. « Systematic review and evidence-based clinical recommendations for dosing of pediatric supported standing programs ». In : *Pediatric Physical Therapy* 25.3 (2013), p. 232-247. ISSN : 08985669. DOI : 10.1097/PEP.0b013e318299d5e7.
- [20] Amirehsan Sarabadani TAFRESHI, Robert RIENER et Verena KLAMROTH-MARGANSKA. « Distinctive steady-state heart rate and blood pressure responses to passive robotic leg exercise during head-up tilt : A pilot study in neurological patients ». In : *Frontiers in Physiology* 8 (2017), p. 0-11. ISSN : 1664042X. DOI : 10.3389/fphys.2017.00327.
- [21] Eva COMPERAT et al. « Innervation sensitive de la vessie : implications cliniques et thérapeutiques ». In : *Progrès en Urologie* 17.1 (2007), p. 5-11. ISSN : 11667087. DOI : 10.1016/s1166-7087(07)92218-6.

- [22] Paul E. KAPLAN et al. « Reduction of hypercalciuria in tetraplegia after weight-bearing and strengthening exercises ». In : *Paraplegia* 19.5 (1981), p. 289-293. ISSN : 00311758. DOI : 10.1038/sc.1981.55.
- [23] Leslie B. GLICKMAN, Paula R. GEIGLE et Ginny S. PALEG. « A systematic review of supported standing programs ». In : *Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine* 3.3 (2010), p. 197-213. ISSN : 18745393. DOI : 10.3233/PRM-2010-0129.
- [24] James S. WALTER et al. « Indications for a home standing program for individuals with spinal cord injury ». In : *Journal of Spinal Cord Medicine* 22.3 (1999), p. 152-158. ISSN : 10790268. DOI : 10.1080/10790268.1999.11719564.
- [25] J J WYNDAELE. « Does regular standing improve bowel function in people with spinal cord injury ? ». In : *Spinal Cord* 53.1 (2015), p. 1. ISSN : 14765624. DOI : 10.1038/sc.2014.236.
- [26] Bjorg GUDJONSDOTTIR et Vicki STEMMONS MERCER. « Effects of a dynamic versus a static prone stander on bone mineral density and behavior in four children with severe cerebral palsy ». In : *Pediatric Physical Therapy* (2002), p. 38-46.
- [27] Ulrika UDDENFELDT WORT et al. « Fractures in children with cerebral palsy : A total population study ». In : *Developmental Medicine and Child Neurology* 55.9 (2013), p. 821-826. ISSN : 00121622. DOI : 10.1111/dmcn.12178.
- [28] Lora GIANGREGORIO et Neil MCCARTNEY. « Bone loss and muscle atrophy in spinal cord injury : epidemiology, fracture prediction, and rehabilitation strategies. ». In : *The journal of spinal cord medicine* 29.5 (2006), p. 489-500. ISSN : 10790268. DOI : 10.1080/10790268.2006.11753898.
- [29] F. BIERING-SØRENSEN, B. HANSEN et B. S.B. LEE. « Non-pharmacological treatment and prevention of bone loss after spinal cord injury : A systematic review ». In : *Spinal Cord* 47.7 (2009), p. 508-518. ISSN : 13624393. DOI : 10.1038/sc.2008.177.
- [30] L. MAÏMOUN et al. « Bone loss in spinal cord-injured patients : From physiopathology to therapy ». In : *Spinal Cord* 44.4 (2006), p. 203-210. ISSN : 13624393. DOI : 10.1038/sj.sc.3101832.
- [31] Fernando SALIERNO et al. « Physiotherapeutic Procedures for the Treatment of Contractures in Subjects with Traumatic Brain Injury (TBI) ». In : *Traumatic Brain Injury* (2014). DOI : 10.5772/57310.
- [32] K. H. TSAI et al. « Effects of a single session of prolonged muscle stretch on spastic muscle of stroke patients. ». In : *Proceedings of the National Science Council, Republic of China. Part B, Life sciences* 25.2 (2001), p. 76-81. ISSN : 02556596.
- [33] Marsha BEN et al. « Does 12 weeks of regular standing prevent loss of ankle mobility and bone mineral density in people with recent spinal cord injuries ? ». In : *Australian Journal of Physiotherapy* 51.4 (2005), p. 251-256. ISSN : 00049514. DOI : 10.1016/S0004-9514(05)70006-4. URL : [http://dx.doi.org/10.1016/S0004-9514\(05\)70006-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0004-9514(05)70006-4).
- [34] Karen BAKER, Elizabeth CASSIDY et Shari RONE-ADAMS. « Therapeutic standing for people with multiple sclerosis : Efficacy and feasibility ». In :

- International Journal of Therapy and Rehabilitation* 14.3 (2007), p. 104-109. ISSN : 1759779X. DOI : 10.12968/ijtr.2007.14.3.23523.
- [35] Melanie M. ADAMS et Audrey L. HICKS. « Comparison of the effects of body-weight-supported treadmill training and tilt-table standing on spasticity in individuals with chronic spinal cord injury ». In : *Journal of Spinal Cord Medicine* 34.5 (2011), p. 488-494. ISSN : 10790268. DOI : 10.1179/2045772311Y.0000000028.
- [36] M. M. ADAMS et A. L. HICKS. « Spasticity after spinal cord injury ». In : *Spinal Cord* 43.10 (2005), p. 577-586. ISSN : 13624393. DOI : 10.1038/sj.sc.3101757.
- [37] Stephen SPRIGLE, Christine MAURER et Sharon E. SORENBLUM. « Load redistribution in variable position wheelchairs in people with spinal cord injury ». In : *Journal of Spinal Cord Medicine* 33.1 (2010), p. 58-64. ISSN : 10790268. DOI : 10.1080/10790268.2010.11689674.
- [38] Peter WEGNER. « Interaction is more powerful than algorithms ». In : *Communication of the ACM* 40.5 (1997), p. 80-91.
- [39] Bernard SENACH. *Evaluation ergonomique des interfaces homme-machine : une revue de la littérature*. Rapp. tech. March. 1990, p. 83. URL : <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/cbdv.200490137/abstract>.
- [40] Jakob NIELSEN. *Usability engineering*. 1993. ISBN : 9788578110796. arXiv : arXiv:1011.1669v3.
- [41] ALICE ISEN et Barbara MEANS. « The influence of positive affect on decision-making strategy ». In : *Journal of Consumer Psychology* 11.2 (2001), p. 75-85.
- [42] Joseph P. FORGAS. « When sad is better than happy : Negative affect can improve the quality and effectiveness of persuasive messages and social influence strategies ». In : *Journal of Experimental Social Psychology* 43.4 (2007), p. 513-528. ISSN : 00221031. DOI : 10.1016/j.jesp.2006.05.006.
- [43] Katherine ISBISTER et al. « The sensual evaluation instrument : Developing a trans-cultural self-report measure of affect ». In : *International Journal of Human Computer Studies* 65.4 (2007), p. 315-328. ISSN : 10715819. DOI : 10.1016/j.ijhcs.2006.11.017.
- [44] Eric BRANGIER et Javier BARCENILLA. *Concevoir un produit facile à utiliser Adapter les technologies Adapter les technologies à l'homme*. June. 2003, p. 37-77. ISBN : 2708129007.
- [45] Gitte LINDGAARD et Cathy DUDEK. « What is this evasive beast we call user satisfaction? » In : *Interacting with Computers* 15 (2003), p. 429-452. ISSN : 09535438. DOI : 10.1016/S0953-5438(02)00063-2.
- [46] Fred DAVIS. « User acceptance of information technology : system characteristics, user perceptions and behavioral impacts ». In : *International Journal of Man-Machine Studies* 38 (1993), p. 475-487.
- [47] Guillaume LECŒUR. « Le stress : un objet d'étude pertinent pour les sciences sociales? » In : *Idées économiques et sociales* N° 164.2 (2011), p. 51. ISSN : 2257-5111. DOI : 10.3917/idee.164.0051.
- [48] R S LAZARUS. « Psychological stress and coping in adaptation and illness ». In : *International Journal of Psychiatry in Medicine* 5.4 (1974), p. 321-333. ISSN : 0033278X. DOI : 10.2190/t43t-84p3-qdur-7rtp.

- [49] Julie BIENERTOVA-VASKU, Peter LENART et Martin SCHERINGER. « Eustress and Distress : Neither Good Nor Bad, but Rather the Same? » In : *BioEssays* 42.7 (2020), p. 1-5. ISSN : 15211878. DOI : 10.1002/bies.201900238.
- [50] R. S. LAZARUS et Raymond LAUNIER. « Stress-Related Transactions between Person and Environment ». In : *Perspective in International Psychology*. 1978, p. 287-327. ISBN : 9780123819840. DOI : 10.1016/B978-0-12-381984-0.10014-1.
- [51] Robert M SAPOLSKY et al. « Why Stress Is Bad for Your Brain Find That Hanging Together Can Be Stimulating ». In : *Science* 273.August (1996).
- [52] Neil SCHNEIDERMAN, Gail IRONSON et Scott D. SIEGEL. « Stress and health : Psychological, behavioral, and biological determinants ». In : *Annual Review of Clinical Psychology* 1 (2005), p. 607-628. ISSN : 15485943. DOI : 10.1146/annurev.clinpsy.1.102803.144141.
- [53] Frances SIMON et Claire CORBETT. « Road traffic offending, stress, age, and accident history among male and female drivers ». In : *Ergonomics* 39.5 (1996), p. 757-780. ISSN : 13665847. DOI : 10.1080/00140139608964497.
- [54] Myriam WINANCE. « Mobilités en fauteuil roulant : Processus d'ajustement corporel et d'arrangements pratiques avec l'espace, physique et social ». In : *Politix* 23.90 (2010), p. 115-137. ISSN : 02952319. DOI : 10.3917/pox.090.0115.
- [55] Barbara Snell DOHRENWEND. « Social status and responsibility for stressful life events ». In : *Journal of Personality and social Psychology* 28.2 (1973), p. 225-235. ISSN : 01612840. DOI : 10.3109/01612848509009452.
- [56] Pinho COSTA et al. « Social Representations of the Wheelchair for People with ». In : *Revista Latino-Americana de Enfermagem* 18.4 (2010), p. 755-762.
- [57] Daniel J WILSON. *Living with Polio : The Epidemic and Its Survivors*. T. 26. 3. 2007, p. 300. ISBN : 0226901033.
- [58] Rémi RICHARD. « L'expérience sportive du corps en situation de handicap : vers une phénoménologie du fauteuil roulant ». In : *Staps* 98.4 (2012), p. 127. ISSN : 0247-106X. DOI : 10.3917/sta.098.0127.
- [59] Caryne TORKIA et al. « Power wheelchair driving challenges in the community : A users' perspective ». In : *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology* 10.3 (2015), p. 211-215. ISSN : 17483115. DOI : 10.3109/17483107.2014.898159.
- [60] Sajay ARTHANAT et al. « Measuring usability of assistive Technology from a multicontextual perspective : The case of power wheelchairs ». In : *American Journal of Occupational Therapy* 63.6 (2009), p. 751-764. ISSN : 02729490. DOI : 10.5014/ajot.63.6.751.
- [61] Anastasia PAMPOUCHIDOU et al. « Automatic Assessment of Depression Based on Visual Cues : A Systematic Review ». In : *IEEE Transactions on Affective Computing* (2017). ISSN : 19493045. DOI : 10.1109/TAFFC.2017.2724035.
- [62] Chuang YU et Adriana TAPUS. « Interactive Robot Learning for Multimodal Emotion Recognition ». In : *International conference on social robotics*

- (*ICSR*). 2019, p. 633-642. ISBN : 9783030358877. DOI : 10.1007/978-3-030-35888-4_59.
- [63] Junko WATANABE et al. « Heart rate recovery immediately after treadmill exercise and left ventricular systolic dysfunction as predictors of mortality : The case of stress echocardiography ». In : *Circulation* 104.16 (2001), p. 1911-1916. ISSN : 00097322. DOI : 10.1161/circ.104.16.1911.
- [64] Ismail ABEER. « Interet de la variabilite du rythme cardiaque comme marqueur de risque. Medecine humaine et pathologie. » Thèse de doct. universite du droit et de la santé de Lille 2, 2013, p. 211.
- [65] Hye Geum KIM et al. *Stress and heart rate variability : A meta-analysis and review of the literature*. 2018. DOI : 10.30773/pi.2017.08.17.
- [66] Yingyue CHEN et al. « Short-term HRV in young adults for momentary assessment of acute mental stress ». In : *Biomedical Signal Processing and Control* 57 (2020). ISSN : 17468108. DOI : 10.1016/j.bspc.2019.101746. URL : <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2019.101746>.
- [67] Majd ALGHATRIF et Joseph LINDSAY. « A brief review : history to understand fundamentals of electrocardiography ». In : *Journal of Community Hospital Internal Medicine Perspectives* 2.1 (2012). DOI : 10.3402/jchimp.v2i1.14383.
- [68] Jorn BAKKER, Mykola PECHENIZKIY et Natalia SIDOROVA. « What's your current stress level? Detection of stress patterns from GSR sensor data ». In : *Proceedings - IEEE International Conference on Data Mining, ICDM 1* (2011), p. 573-580. ISSN : 15504786. DOI : 10.1109/ICDMW.2011.178.
- [69] Alberto DE SANTOS SIERRA et al. « A stress-detection system based on physiological signals and fuzzy logic ». In : *IEEE Transactions on Industrial Electronics* 58.10 (2011), p. 4857-4865. ISSN : 02780046. DOI : 10.1109/TIE.2010.2103538.
- [70] NEUMANN. *Neumann, E., & Blanton, R. (1970). The early history of electrodermal research. Psychophysiology, 6(4), 453-75..pdf*. 1970.
- [71] María Viqueira VILLAREJO, Begoña García ZAPIRAIN et Amaia Méndez ZORRILLA. « A Stress Sensor Based on Galvanic Skin Response (GSR) Controlled by ZigBee ». In : *Sensors* 12 (2012), p. 6075-6101. ISSN : 1424-8220. DOI : 10.3390/s120506075. URL : www.mdpi.com/journal/sensors.
- [72] S C MUKHOPADHYAY. « Wearable Sensors for Human Activity Monitoring : A Review ». In : *IEEE Sensors Journal* 15.3 (2015). ISSN : 1530-437X. DOI : 10.1109/JSEN.2014.2370945. URL : http://ieeexplore.ieee.org/ielx7/7361/6982245/06974987.pdf?tp={{&}}arnumber=6974987{{&}}isnumber=6982245{{&}}5Cnhttp://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs{{&}}_}}all.jsp?arnumber=6974987.
- [73] Jennifer A. HEALEY et Rosalind W. PICARD. « Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors ». In : *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems* 6.2 (2005). ISSN : 15249050. DOI : 10.1109/TITS.2005.848368.
- [74] Stephan MÜHLBACHER-KARRER et al. « A Driver State Detection System - Combining a Capacitive Hand Detection Sensor With Physiological Sen-

- sors ». In : *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 66.4 (2017), p. 624-636. ISSN : 00189456. DOI : 10.1109/TIM.2016.2640458.
- [75] Leslie WILLCOCKS et al. « Outsourcing and offshoring engineering projects : Understanding the value, sourcing models, and coordination practices ». In : *IEEE Transactions on Engineering Management* 58.4 (2011), p. 706-716. ISSN : 00189391. DOI : 10.1109/TEM.2011.2128873.
- [76] Maria RIMINI-DOERING et al. « Monitoring Driver Drowsiness and Stress in a Driving Simulator ». In : *Driving assessment conference*. August. 2001, p. 58-63.
- [77] Samantha JANSEN et al. « Detection of Drivers' Incidental and Integral Affect Using Physiological Measures ». In : *Proceedings of the 5th International Conference on Automotive User Interfaces and Interactive Vehicular Applications (AutomotiveUI '13)* (2013), p. 97-98. URL : http://www.researchgate.net/publication/257985342__Detection__of__Drivers'__Incidental__and__Integral__Affect__Using__Physiological__Measures/file/3deec528080a401cd0.pdf.
- [78] Thi DANG et Adriana TAPUS. « Physiological Signals in Driving Scenario - How Heart Rate and Skin Conductance Reveal Different Aspects of Driver's Cognitive Load ». In : *Proceedings of the International Conference on Physiological Computing Systems*. ENSTA-Paris. 2014. ISBN : 978-989-758-006-2. DOI : 10.5220/0004901203780384. URL : <http://www.scitepress.org/DigitalLibrary/Link.aspx?doi=10.5220/0004901203780384>.
- [79] Roberto ZANGRÓNIZ et al. « Estimation of mental distress from photoplethysmography ». In : *Applied Sciences* 8.1 (2018). ISSN : 20763417. DOI : 10.3390/app8010069.
- [80] Anum ASIF, Muhammad MAJID et Syed Muhammad ANWAR. « Human stress classification using EEG signals in response to music tracks ». In : *Computers in Biology and Medicine* 107. February (2019), p. 182-196. ISSN : 18790534. DOI : 10.1016/j.combiomed.2019.02.015. URL : <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2019.02.015>.
- [81] Likun XIA, Aamir Saeed MALIK et Ahmad Rauf SUBHANI. « A physiological signal-based method for early mental-stress detection ». In : *Biomedical Signal Processing and Control* 46 (2018), p. 18-32. ISSN : 17468108. DOI : 10.1016/j.bspc.2018.06.004. URL : <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2018.06.004>.
- [82] Kimihiro YAMANAKA et Mitsuyuki KAWAKAMI. « Convenient evaluation of mental stress with pupil diameter ». In : *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 15.4 (2009), p. 447-450. ISSN : 10803548. DOI : 10.1080/10803548.2009.11076824.
- [83] Veronika ENGERT et al. « Exploring the use of thermal infrared imaging in human stress research ». In : *PLoS ONE* 9.3 (2014), p. 1-11. ISSN : 19326203. DOI : 10.1371/journal.pone.0090782.
- [84] CHOUBEILA MAAOUI, FREDERIC BOUSEFSAF et ALAIN PRUSKI. « Automatic human stress detection based on webcam photoplethysmography signals ». In : *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 16.04 (2015). ISSN : 0219-5194. DOI : 10.1142/s0219519416500391.

- [85] C CHEN, R JAFARI et N KEHTARNAVAZ. « Improving Human Action Recognition Using Fusion of Depth Camera and Inertial Sensors ». In : *Ieee Transactions on Human-Machine Systems* 45.1 (2015), p. 51-61. ISSN : 2168-2291. DOI : Doi10.1109/Thms.2014.2362520.
- [86] Sofiane BOUCENNA, Philippe GAUSSIER et Laurence HAFEMEISTER. « Development of first social referencing skills : Emotional interaction as a way to regulate robot behavior ». In : *IEEE Transactions on Autonomous Mental Development* 6.1 (2014), p. 42-55. ISSN : 19430604. DOI : 10.1109/TAMD.2013.2284065.
- [87] Yoann BAVEYE et al. « Affective video content analysis : A multidisciplinary insight ». In : *IEEE Transactions on Affective Computing* 9.4 (2018), p. 396-409. ISSN : 19493045. DOI : 10.1109/TAFFC.2017.2661284.
- [88] Gaonkar P. ADITYA et al. « Robust real-time pulse rate estimation from facial video using sparse spectral peak tracking ». In : *International Conference on Signal Processing and Communications*. 2016. ISBN : 9781509017461. DOI : 10.1109/SPCOM.2016.7746619.
- [89] Daniel J MCDUFF, Rosalind W Picard NON et Citable LINK. « Accessed Non-contact , automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation ». In : *Optics Express* 13 (2018).
- [90] Chihiro TAKANO et Yuji OHTA. « Heart rate measurement based on a time-lapse image ». In : *medical engineering & physics* 29 (2006), p. 853-857. DOI : 10.1016/j.medengphy.2006.09.006.
- [91] Wim VERKRUYSSSE, Lars O SVAASAND et J Stuart NELSON. « Remote plethysmographic imaging using ambient light ». In : *Optical Society of America* 16.26 (2008).
- [92] FRÉDÉRIC BOUSEFSAF. « Non-contact measurement of cardiac activity by analysis of the video flow from a digital camera extraction of physiological parameters and application to the estimation of stress ». Thèse de doct. University of Lorraine, 2014. URL : <https://hal.archives-ouvertes.fr/tel-01115793/document>.
- [93] Daniel MCDUFF, Sarah GONTAREK et Rosalind PICARD. « Remote Measurement of Cognitive Stress via Heart Rate Variability ». In : *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2014.
- [94] Jin-soo PARK. « A Study on the Stress-Index Estimation Using Face Image ». In : *International Conference on Information and Communication Technology Convergence (ICTC)*. 2016, p. 45-47. ISBN : 9781509013258.
- [95] Balvinder KAUR et al. « Remote Stress Detection using a Visible Spectrum Camera ». In : *SPIE* (2015), p. 1-13. DOI : 10.1117/12.2177159.
- [96] Jermana L MORAES et al. « Advances in photoplethysmography signal analysis for biomedical applications ». In : *Sensors* 18.6 (2018), p. 1-26. ISSN : 14248220. DOI : 10.3390/s18061894.
- [97] F TENG et Y ZHANG. « The effect of contacting force on photoplethysmographic signals ». In : *Physiological measurement* 25.5 (2004). ISSN : 1530-437X. DOI : 10.1109/JSEN.2014.2370945. URL : <http://ieeexplore.ieee.org/ielx7/7361/6982245/06974987.pdf?tp={\&}arnumber=6974987{\&>

- }isnumber=6982245{\%}5Cnhttp://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs{_}all.jsp?arnumber=6974987.
- [98] Saime AKDEMIR AKAR et al. « Spectral analysis of photoplethysmographic signals : The importance of preprocessing ». In : *Biomedical Signal Processing and Control* 8.1 (2013), p. 16-22. ISSN : 17468094. DOI : 10.1016/j.bspc.2012.04.002.
- [99] M A HASSAN et al. « Heart rate estimation using facial video : A review ». In : *Biomedical Signal Processing and Control* 38 (2017), p. 346-360. ISSN : 1746-8094. DOI : 10.1016/j.bspc.2017.07.004. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.bspc.2017.07.004>.
- [100] Ming-zher POH, Daniel J MCDUFF et Rosalind W PICARD. « Non-contact , automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation . » In : 18.10 (2010), p. 795-805.
- [101] Paul VIOLA et Michael JONES. « Rapid object detection using a boosted cascade of simple features ». In : *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition* 1.July 2014 (2001), p. 511-518. ISSN : 10636919. DOI : 10.1109/cvpr.2001.990517.
- [102] Xiaobai LI et al. « Remote heart rate measurement from face videos under realistic situations ». In : *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*. 2014. ISBN : 9781479951178. DOI : 10.1109/CVPR.2014.543.
- [103] Sakthi KUMAR, Arul PRAKASH et Conrad S.TUCKER. « Bounded Kalman filter method for motion- robust , non-contact heart rate estimation ». In : *biomedical optics express* 9.2 (2018).
- [104] Nataliya BOYKO, Oleg BASYSTIUK et Nataliya SHAKHOVSKA. « Performance Evaluation and Comparison of Software for Face Recognition, Based on Dlib and Opencv Library ». In : *Proceedings of the 2018 IEEE 2nd International Conference on Data Stream Mining and Processing, DSMP 2018*. 2018, p. 478-482. ISBN : 9781538628744. DOI : 10.1109/DSMP.2018.8478556.
- [105] Emine CENGIL, Ahmet ÇINAR et Erdal ÖZBAY. « Image classification with caffe deep learning framework ». In : *2nd International Conference on Computer Science and Engineering, UBMK 2017* February 2018 (2017), p. 440-444. DOI : 10.1109/UBMK.2017.8093433.
- [106] Karim ALGHOUL et al. « Heart Rate Variability Extraction from Videos Signals : ICA vs. EVM Comparison ». In : *IEEE Access*. T. 5. 8. 2017. DOI : 10.1109/ACCESS.2017.2678521.
- [107] Daniel J. PLEWS et al. « Comparison of heart-rate-variability recording with smartphone photoplethysmography, polar H7 chest strap, and electrocardiography ». In : *International Journal of Sports Physiology and Performance* 12.10 (2017). ISSN : 15550265. DOI : 10.1123/ijsp.2016-0668.
- [108] Ahyoung CHOI et Hangsik SHIN. « Reply to 'Comment on Photoplethysmography sampling frequency : Pilot assessment of how low can we go to analyze pulse rate variability with reliability?' » In : *Physiological Measurement* 38.12 (2017), p. 2252-2256. ISSN : 13616579. DOI : 10.1088/1361-6579/aa930b.
- [109] Ping SHI, Sijung HU et Yisheng ZHU. « A preliminary attempt to understand compatibility of photoplethysmographic pulse rate variability with electro-

- cardiogramic heart rate variability ». In : *Journal of Medical and Biological Engineering* 28.4 (2008), p. 173-180. ISSN : 16090985.
- [110] Christoph Hoog ANTINK et al. « Beat-to-beat heart rate estimation fusing multimodal video and sensor data ». In : *biomedical optics express* 1.8 (2015). DOI : 10.1364/BOE.6.002895.
- [111] Hao Yu JAN et al. « Evaluation of Coherence Between ECG and PPG Derived Parameters on Heart Rate Variability and Respiration in Healthy Volunteers With/Without Controlled Breathing ». In : *Journal of Medical and Biological Engineering* 39.5 (2019), p. 783-795. ISSN : 21994757. DOI : 10.1007/s40846-019-00468-9. URL : <https://doi.org/10.1007/s40846-019-00468-9>.
- [112] U Rajendra ACHARYA et al. « Heart rate variability : A review ». In : *Medical and Biological Engineering and Computing* 44.12 (2006), p. 1031-1051. ISSN : 01400118. DOI : 10.1007/s11517-006-0119-0.
- [113] A. MALLIANI et al. « Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain ». In : *Circulation* 84.2 (1991), p. 482-492. ISSN : 00097322. DOI : 10.1161/01.CIR.84.2.482.
- [114] JEAN MARSAC. « Variabilité de la fréquence cardiaque : un marqueur de risque cardiométabolique en Santé Publique - Académie nationale de médecine | Une institution dans son temps ». In : *Bull. Acad. Natle Méd* 197 (2013), p. 175-186.
- [115] Tafsut TAGNITHAMMOU et al. « Stress detection of human using heart rate variability analysis based on low cost camera ». In : *The Twelfth International Conference on Advances in Computer-Human Interactions*. T. 10. April. 2019.
- [116] Bo ZHANG et al. « Reaction time and physiological signals for stress recognition ». In : *Biomedical Signal Processing and Control* (2017). ISSN : 17468108. DOI : 10.1016/j.bspc.2017.05.003. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.bspc.2017.05.003>.
- [117] Federica SCARPINA et Sofia TAGINI. « The stroop color and word test ». In : *Frontiers in Psychology* 8.APR (2017). ISSN : 16641078. DOI : 10.3389/fpsyg.2017.00557.
- [118] VAPNIK et V. N. *The Nature of Statistical Learning*. 1995. URL : <https://ci.nii.ac.jp/naid/10020951890>.
- [119] Nefy Puteri NOVANI et al. « Heart Rate Variability Frequency Domain for Detection of Mental Stress Using Support Vector Machine ». In : *International Conference on Information Technology Systems and Innovation, ICITSI 2018 - Proceedings* (2018), p. 520-525. DOI : 10.1109/ICITSI.2018.8695938.
- [120] Nermine MUNLA, Mohamad KHALIL et Ahmad SHAHIN. « Driver Stress Level Detection Using HRV Analysis ». In : *international conference on advances in biomedical engineering (ICABME)*. 2015. ISBN : 9781467365161.
- [121] Zhaoyi QIN et Min LI. « Stress Level Evaluation Using BP Neural Network Based on Time-Frequency Analysis of HRV ». In : *International conference on mechatronics and automation*. 2017, p. 1-6. ISBN : 9781509067596.
- [122] Rajiv Ranjan SINGH, Sailesh CONJETI et Rahul BANERJEE. « A comparative evaluation of neural network classifiers for stress level analysis of automotive drivers using physiological signals ». In : *Biomedical Signal Processing and*

- Control* 8 (2013). ISSN : 17468094. DOI : 10.1016/j.bspc.2013.06.014. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.bspc.2013.06.014>.
- [123] Yoav FREUND. *Boosting a weak learning algorithm by majority*. 1995. DOI : 10.1006/inco.1995.1136.
- [124] Izabela REJER et Robert BURDUK. « Classifier selection for motor imagery brain computer interface ». In : *IFIP International Conference on Computer Information Systems and Industrial Management* (2017), p. 122-130. ISSN : 16113349. DOI : 10.1007/978-3-319-59105-6_11.
- [125] Isao HAYASHI et al. « A proposal for applying pdi-Boosting to brain-computer interfaces ». In : *IEEE International Conference on Fuzzy Systems* (2012), p. 10-15. ISSN : 10987584. DOI : 10.1109/FUZZ-IEEE.2012.6251152.
- [126] YOAV FREUND et ROBERT E. SCHAPIRE. « A Decision-Theoretic Generalization of On-Line Learning and an Application to Boosting ». In : *journal of computer and system sciences* 55 (1997), p. 119-139. DOI : 10.1145/2818346.2823306.
- [127] Alexey NATEKIN et Alois KNOLL. « Gradient boosting machines, a tutorial ». In : *Frontiers in Neurorobotics* 7 (2013). ISSN : 16625218. DOI : 10.3389/fnbot.2013.00021.
- [128] Tianqi CHEN et Carlos GUESTRIN. « XGBoost : A Scalable Tree Boosting System ». In : *International Conference on Knowledge Discovery and Data Mining*. 2016, p. 785-794.
- [129] Christopher KRAUSS, Xuan Anh DO et Nicolas HUCK. « Deep neural networks, gradient-boosted trees, random forests : Statistical arbitrage on the S&P 500 ». In : *European Journal of Operational Research* 259.2 (2017), p. 689-702. ISSN : 03772217. DOI : 10.1016/j.ejor.2016.10.031. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejor.2016.10.031>.
- [130] Geethanjali BALASUBRAMANIAN et al. « Music induced emotion using wavelet packet decomposition—An EEG study ». In : *Biomedical Signal Processing and Control* 42 (2018). ISSN : 17468108. DOI : 10.1016/j.bspc.2018.01.015.
- [131] Karel ČAPEK. *R.U.R. (Rossum's Universal Robots) / A Fantastic Melodrama in Three Acts and an Epilogue*. URL : <https://www.gutenberg.org/files/59112/59112-h/59112-h.htm>.
- [132] Mehdi MOUAD et al. « Architecture Controlling Multi-Robot System using Multi-Agent based Coordination Approach ». In : *8th International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics* (2011). URL : <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01714858>.
- [133] M. K. SENEHI et Thomas R. KRAMER. « A framework for control architectures ». In : *International Journal of Computer Integrated Manufacturing* 11.4 (1998), p. 347-363. ISSN : 13623052. DOI : 10.1080/095119298130688.
- [134] Xiaoyuan TU et Demetri TERZOPOULOS. « Artificial fishes : Physics, locomotion, perception, behavior ». In : *Proceedings of the 21st Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, SIGGRAPH 1994* (1994), p. 43-50. DOI : 10.1145/192161.192170.
- [135] Paulo S.C. ALENCAR et Carlos J.P. DE LUCENA. « A logical framework for evolving software systems ». In : *Formal Aspects of Computing* 8.1 (1996),

- p. 3-46. ISSN : 09345043. DOI : 10.1007/BF01211049. URL : <https://link.springer.com/article/10.1007/BF01211049>.
- [136] Yoram KOREN, S. Jack HU et Thomas W. WEBER. « Impact of manufacturing system configuration on performance ». In : *CIRP Annals - Manufacturing Technology* 47.1 (1998), p. 369-372. ISSN : 00078506. DOI : 10.1016/S0007-8506(07)62853-4.
- [137] D. M. DILTS, N. P. BOYD et H. H. WHORMS. « The evolution of control architectures for automated manufacturing systems ». In : *Journal of Manufacturing Systems* 10.1 (1991), p. 79-93. ISSN : 02786125. DOI : 10.1016/0278-6125(91)90049-8.
- [138] John DEBENHAM et Ante PRODAN. « The 'two-hop principle' : stability of MAS in communications networks ». In : *Lecture Notes In Computer Science* 8062 (2013), p. 281-292. ISSN : 03029743. DOI : 10.1007/978-3-642-40090-25.
- [139] Damien TRENTESAUX. « Les systèmes de pilotage hétérarchiques : innovations réelles ou modèles stériles ? ». In : *Journal Européen des Systèmes Automatisés (JESA)* 41.9-10 (2007), p. 1165-1202.
- [140] George CHRYSSOLOURIS et al. « Flexibility and complexity : Is it a trade-off ? ». In : *International Journal of Production Research* 51.23-24 (2013), p. 6788-6802. ISSN : 00207543. DOI : 10.1080/00207543.2012.761362.
- [141] Azzedine BEKKAR et al. « An Iterative Greedy Insertion Technique for Flexible Job Shop Scheduling Problem ». In : *IFAC-PapersOnLine* 49.12 (2016), p. 1956-1961. ISSN : 24058963. DOI : 10.1016/j.ifacol.2016.07.917.
- [142] Sridharan CHANDRASEKARAN et G. Suresh KUMAR. « Drilling efficiency improvement and rate of penetration optimization by machine learning and data analytics ». In : *International Journal of Mathematical, Engineering and Management Sciences* 5.3 (2020), p. 381-394. ISSN : 24557749. DOI : 10.33889/IJMMS.2020.5.3.032.
- [143] Shuo YANG et al. « Towards a hybrid software architecture and multi-agent approach for autonomous robot software ». In : *International Journal of Advanced Robotic Systems* 14.4 (2017), p. 1-15. ISSN : 17298814. DOI : 10.1177/1729881417716088.
- [144] Woraya NEUNGMATCHA et al. « Adaptive genetic algorithm for solving sugarcane loading stations with multi-facility services problem ». In : *Computers and Electronics in Agriculture* 98 (2013), p. 85-99. ISSN : 01681699. DOI : 10.1016/j.compag.2013.07.016.
- [145] Cyrille PACH et al. « ORCA-FMS : A dynamic architecture for the optimized and reactive control of flexible manufacturing scheduling ». In : *Computers in Industry* 65.4 (2014), p. 706-720. ISSN : 01663615. DOI : 10.1016/j.compind.2014.02.005.
- [146] Gabriel ZAMBRANO REY et al. « Solving the flexible job-shop just-in-time scheduling problem with quadratic earliness and tardiness costs ». In : *International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 81.9-12 (2015), p. 1871-1891. ISSN : 14333015. DOI : 10.1007/s00170-015-7347-0. URL : <https://link.springer.com/article/10.1007/s00170-015-7347-0>.

- [147] Olivier CARDIN et al. « Coupling predictive scheduling and reactive control in manufacturing hybrid control architectures : state of the art and future challenges ». In : *Journal of Intelligent Manufacturing* 28.7 (2017), p. 1503-1517. ISSN : 15728145. DOI : 10.1007/s10845-015-1139-0.
- [148] Ehsan ASADI et Seyed Jafar SADJADI. « Optimization methods applied to renewable and sustainable energy : A review ». In : *Uncertain Supply Chain Management* 5.1 (2017), p. 1-26. ISSN : 22916830. DOI : 10.5267/j.uscm.2016.6.002.
- [149] Gabriel ZAMBRANO REY et al. « Coupling a genetic algorithm with the distributed arrival-time control for the JIT dynamic scheduling of flexible job-shops ». In : *International Journal of Production Research* 52.12 (2014), p. 3688-3709. ISSN : 1366588X. DOI : 10.1080/00207543.2014.881575. URL : <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00207543.2014.881575>.
- [150] Yunfei CHU, Fengqi YOU et John M. WASSICK. « Hybrid method integrating agent-based modeling and heuristic tree search for scheduling of complex batch processes ». In : *Computers and Chemical Engineering* 60 (2014), p. 277-296. ISSN : 00981354. DOI : 10.1016/j.compchemeng.2013.09.004.
- [151] José BARBOSA, Paulo LEITÃO et Ana I. PEREIRA. « Combining adaptation and optimization in bio-inspired multi-agent manufacturing systems ». In : *Proceedings - ISIE 2011 : 2011 IEEE International Symposium on Industrial Electronics*. 2011, p. 1773-1778. ISBN : 9781424493128. DOI : 10.1109/ISIE.2011.5984425.
- [152] Sanjeev K. BORDOLOI, William W. COOPER et Hirofumi MATSUO. « Flexibility, adaptability, and efficiency in manufacturing systems ». In : *Production and Operations Management* 8.2 (2009), p. 133-150. ISSN : 10591478. DOI : 10.1111/j.1937-5956.1999.tb00366.x. URL : <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1937-5956.1999.tb00366.x>.
- [153] Lorena SILVA BELISÁRIO et Henri PIERREVAL. « A conceptual framework for analyzing adaptable and reconfigurable manufacturing systems ». In : *Proceedings of 2013 International Conference on Industrial Engineering and Systems Management, IEEE - IESM 2013* (2013).
- [154] C. SOHIER, B. DENIS et J.-J. LESAGE. « Eco-Problem Solving for the Adaptive Control of Production Systems : The Casper Project ». In : *IFAC Proceedings Volumes* 31.15 (1998), p. 607-612. ISSN : 14746670. DOI : 10.1016/S1474-6670(17)40618-5. URL : [http://dx.doi.org/10.1016/S1474-6670\(17\)40618-5](http://dx.doi.org/10.1016/S1474-6670(17)40618-5).
- [155] Rodney BROOKS et Anita FLYNN. « Fast, cheap and out of control : A robot invasion of the solar system ». In : *Journal of The British Interplanetary Society* 42 (1989), p. 478-485. ISSN : 10897801. DOI : 10.1109/MIC.1997.585182.
- [156] Youmin ZHANG et Jin JIANG. « Bibliographical review on reconfigurable fault-tolerant control systems ». In : *Annual Reviews in Control* 32.2 (2008), p. 229-252. ISSN : 13675788. DOI : 10.1016/j.arcontrol.2008.03.008.
- [157] Cong LIU et al. « Product architecture design of multi-modal products ». In : *Research in Engineering Design* 27.4 (2016), p. 331-346. ISSN : 14356066.

- DOI : 10.1007/s00163-016-0221-8. URL : <https://link.springer.com/article/10.1007/s00163-016-0221-8>.
- [158] Yu SUN et al. « Calibration of multi-axis MEMS force sensors using the shape from motion method ». In : *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*. T. 2006. May. 2006, p. 269-274. ISBN : 0780395069. DOI : 10.1109/ROBOT.2006.1641723.
- [159] Bodil Y OUDSHOORN et al. « Pressure Sensor Calibration for Measuring Stud-player Impacts ». In : *Procedia Engineering* 147 (2016). ISSN : 18777058. DOI : 10.1016/j.proeng.2016.06.273. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2016.06.273>.
- [160] Sumant PUSHUP et al. « A cognitively enhanced collaborative control architecture for an intelligent wheelchair : Formalization, implementation and evaluation ». In : *Cognitive Systems Research* 49 (2018), p. 114-127. ISSN : 13890417. DOI : 10.1016/j.cogsys.2017.12.004.
- [161] Gianluca BARDARO et al. « MPC-based control architecture of an autonomous wheelchair for indoor environments ». In : *Control Engineering Practice* 78. July (2018), p. 160-174. ISSN : 09670661. DOI : 10.1016/j.conengprac.2018.06.020. URL : <https://doi.org/10.1016/j.conengprac.2018.06.020>.
- [162] Md Fahim ANSARI et al. « Brain-Computer Interface for wheelchair control operations : An approach based on Fast Fourier Transform and On-Line Sequential Extreme Learning Machine ». In : *Clinical Epidemiology and Global Health* 7.3 (2019), p. 274-278. ISSN : 22133984. DOI : 10.1016/j.cegh.2018.10.007. URL : <https://doi.org/10.1016/j.cegh.2018.10.007>.
- [163] Tafsut TAGNITHAMMOU et al. « Emotional state detection on mobility vehicle using camera : Feasibility and evaluation study ». In : *Biomedical Signal Processing and Control* 66. June 2020 (2021). ISSN : 17468108. DOI : 10.1016/j.bspc.2021.102419.
- [164] Marian SWEENEY et Andrew DILLON. *Methodologies Employed in the Psychological Evaluation of H.C.I.* T. 87. IFIP, 1987, p. 367-373. DOI : 10.1016/b978-0-444-70304-0.50065-0. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-444-70304-0.50065-0>.