Dispositif de contrôle d'un fauteuil roulant électrique par oculométrie, interface cerveau-machine et système hybride.

Damien Depannemaecker

▶ **To cite this version:**

Damien Depannemaecker. Dispositif de contrôle d'un fauteuil roulant électrique par oculométrie, interface cerveau-machine et système hybride.. Systèmes et contrôle [cs.SY]. 2017. hal-01557586

HAL Id: hal-01557586
https://ephe.hal.science/hal-01557586

Submitted on 6 Jul 2017

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.

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE

ÉCOLE PRATIQUE DES HAUTES ÉTUDES

Sciences de la Vie et de la Terre

MÉMOIRE

présenté

par

DAMIEN DEPANNEMAECKER

pour l'obtention du Diplôme de l'École Pratique des Hautes Études

TITRE : Dispositif de contrôle d'un fauteuil roulant électrique par oculométrie, interface cerveau-machine et système hybride.

soutenu le 28 février 2017, devant le jury suivant :

Stockholm Daniel	– Président
Ferreira de Abreu Jean Faber	– Tuteur scientifique
Jouen François	– Tuteur pédagogique
Marsala Christophe	– Rapporteur
Kouider Sid	– Examinateur

Mémoire préparé sous la direction de :

Jean Faber Feirreira de Abreu
Laboratoire de : neuro-ingénierie de l'université fédérale de São Paulo (UNIFESP)
et de
François Jouen
Laboratoire de : CHART
EPHE (Sciences de la Vie et de la Terre)

Remerciement

Je tiens à remercier, bien sûr, mes tuteurs scientifique et pédagogique, Jean Faber et François Jouen. Mais également toutes les personnes ayant contribué à ce projet : la communauté des forums http://stackoverflow.com/, l'ensemble des personnes contribuant à un accès libre et gratuit à la connaissance via le site http://sci-hub.bz/, tous les étudiants de l'unifesp ayant contribué, Ke Liang pour ses travaux sur le projet ONE à l'EPHE et son aide précieuse, et Katy Visentin pour ses multiples relectures et corrections et à qui je dédie ce travail. J'ai une pensée particulière pour Elidiane Piltelckow qui a su avec patience supporter mes moments de doute et difficulté lors de la rédaction de ce mémoire.

SOMMAIRE

Remerciement....3
SOMMAIRE....4
INTRODUCTION....7
LE CONTEXTE....7
Introduction....7
Handicap....7
Autonomie....9
Interface Homme-Machine....9
Interactivité....10
Oculométrie....11
L'œil....11
Les mouvements de l'œil....12
Les dispositifs d'oculométrie....13
Oculométrie comme moyen de contrôle....14
Les interfaces cerveau machine....14
Introduction....14
Origine des signaux d'EEG....14
Potentiel Évoqué en régime permanent....16
Apprentissage automatique et classification....17
Conclusion....18
PILOTER LE FAUTEUIL PAR L'OCULOMÉTRIE....18
Introduction....18
Communication avec le fauteuil....19
Le fauteuil....19
Interface de commande....20
Spécificités des moteurs....21
Pilotage par Modulation de largeur d'impulsion....21
Les systèmes d'oculométrie mis en œuvre dans ce projet....22
Système Pupil-Matlab....22
Le système d'Eye-Tracking de Ke Liang....25
Système de séquences....26
Conclusion....28
INTERFACE CERVEAU MACHINE,....28
ET DISPOSITIFS HYBRIDES....28
Introduction....28
Dispositifs Hybrides....28
Interface cerveau machine....30
La méthode et le matériel choisis....30
Acquisition des signaux....30
Stimulateur visuel....30
Extraction des caractéristiques....31
Classification....32
Introduction....32
Analyse en composante principale, régression des moindres carrés partiels comme méthode de classification....32
Classification naïve bayésienne....35
Résultats....37
Conclusion....39

CONCLUSION.....39
RÉFÉRENCES.....41
ANNEXES.....42
Annexe 1.....42
Annexe 2.....42

INTRODUCTION

Ce projet a pour but de développer un système de commande pour un fauteuil roulant électrique permettant de trouver une alternative au traditionnel joystick, en se basant sur l'oculométrie et sur des techniques d'interface cerveau machine (ICM), dans l'optique d'élaborer un système hybride alliant ces techniques. L'objectif est d'obtenir un système qui soit réellement ergonomique et utilisable par tous et chacun avec ses spécificités. Ce projet développé entre l'Université Fédérale de São Paulo (UNIFESP) et l'École Pratique des Hautes Études (EPHE) est un projet interdisciplinaire faisant appel à différents domaines de connaissance. C'est pourquoi le contexte du projet et les différentes notions nécessaires à sa réalisation seront tout d'abord présentés dans une première partie. La mise en œuvre du contrôle par l'oculométrie sera traitée dans un deuxième temps et enfin les travaux sur la technique d'ICM et les possibilités de système hybride seront exposés dans une dernière partie.

LE CONTEXTE

Introduction

Ce premier chapitre doit permettre de mieux comprendre les différents enjeux, problématiques, concepts mis en jeu dans ce projet. En effet, de nombreuses notions sont nécessaires pour comprendre le contexte de ce projet, mais aussi les outils qui servent à sa réalisation.

Handicap

Le terme « handicap » regroupe des déficiences physiques et psychiques très variées. Ce travail s'intéresse ici plus particulièrement au handicap moteur. La dernière grande étude menée en

France en 1999 par L'INSEE révèle que 7,7 millions de personnes présentent un handicap moteur. Mais cette catégorie de handicap recouvre elle-même des situations très différentes. Un rapport réalisé du CTNERHI, *Le Handicap en Chiffres,* (Brouard 2004) fait une synthèse des différentes études publiées. Il met en relief une pluralité des handicaps et des spécificités propres à chaque individu, qui rend difficile l'établissement d'une catégorisation fine des handicaps. Aujourd'hui, de nombreuses personnes souffrent d'une limitation de mobilité importante, présente dès la naissance ou bien survenue au cours de la vie, dont les impacts sur la vie quotidienne et les causes peuvent être variées (différentes maladies, traumatisme, …). Les personnes dans ces situations apprennent des stratégies et s'adaptent à leur environnement, au prix d'efforts et de patience, mais leur environnement doit donc lui aussi s'adapter pour permettre une autonomie et un confort de vie les meilleurs possibles. Le développement d'aides techniques qui s'adaptent à chaque personne, à des handicaps différents et à des besoins fonctionnels spécifiques, apparaît alors comme un enjeu très important de l'amélioration de la qualité de vie des personnes handicapées moteur. Selon ce même rapport « les ouvriers courent nettement plus que les cadres le risque d' être en situation de handicap », tous types de handicap confondus. La France est dotée d'un système publique, basé sur la sécurité sociale et les maisons départementales du handicap (MDPH), permettant une aide à chaque personne, et à chaque contexte socio-économique. Étant donné les coûts actuels des solutions de technologies d'assistance médicales, cela représente une lourde charge financière. De plus, dans de nombreux pays ces dispositifs n'existent pas. C'est pourquoi, étant donné la disponibilité des technologies électroniques et numériques, il semble aujourd'hui essentiel de développer des dispositifs robustes, simples à mettre en œuvre et de faible coût, afin de les rendre accessibles au plus grand nombre. Car malheureusement sur notre planète, le handicap est souvent synonyme de pauvreté. Ce projet s'est concentré plus spécifiquement sur le handicap moteur, et plus particulièrement sur des pathologies qui limitent considérablement la mobilité (lock-in syndrome, tétraplégie haut niveau, maladies neurodégénératives).

Autonomie

L'environnement modifié ou créé par l'homme répond toujours aux contraintes des limites physiques de l'être humain. Les objets créés par l'homme sont utilisables par ceux répondant à des critères physiques proches de la moyenne. Par exemple la majorité des poignées de porte est adaptée pour des êtres humains adultes, en capacité de se tenir debout, de mouvoir de manière volontaire et contrôlée au moins un de leurs membres supérieurs, et mesurant entre 1,40m et 1,90 m. Pour qui ne rentre pas dans ces critères, les poignées de porte « classiques » ne seront pas forcement la solution la mieux adaptée pour remplir leur fonction. En effet, pour qui s'éloigne de la moyenne, les usages quotidiens peuvent devenir difficiles voire impossibles. Pour pallier ces difficultés deux approches sont possibles : modifier les capacités, les habilités de la personne, via des solutions souvent médicales (chirurgie, rééducation, etc...) ou bien adapter l'environnement de la personne pour que celui-ci s'adapte à ses capacités. La combinaison des deux permet souvent une meilleure autonomie au quotidien. Une personne en situation de handicap doit pouvoir trouver son équilibre, en fonction de ses activités et de son mode de vie.

Interface Homme-Machine

Les systèmes d'interface entre humain et machine (IHM) remontent aux premières machines mécaniques. Les interactions ayant lieu de manière mécanique entre l'utilisateur et la machine (par exemple les leviers et volants sur une machine à vapeur ou les touches d'une machine à écrire). Puis le développement de l'électronique et de l'information ont permis de séparer les liaisons mécaniques entre le système de contrôle et la machine à contrôler. Cependant, beaucoup d'habitudes ont été conservées (les claviers d'aujourd'hui sont les mêmes que ceux des machines à écrire à ruban). La majorité des contrôles des dispositifs sont réalisés via des actions manuelles. L'apprentissage moteur permet, chez les humains valides, une rapidité et une précision du mouvement des mains sans égales [Robert 1999]. Toutes les technologies ont donc été en grande majorité développées

dans ce sens. Afin d'augmenter le nombre de contrôles réalisés en parallèle, certains dispositifs (par exemple les véhicules automobiles) sont en partie contrôlés par les pieds. Les membres du corps humain sont donc principalement mis en jeu dans le contrôle des technologies nous environnant. Les personnes ayant quelque handicap atteignant les membres doivent trouver des adaptations propres à leur aptitude physique. Dans le cas d'atteintes aux quatre membres, d'autres types de contrôles doivent être mis en place. Il existe des dispositifs s'actionnant par des mouvements du visage ou du menton ou de la langue, d'autres par le souffle, (Umeshkumar 2015, Georgia 2009), via des électromyogrammes, ou encore le mouvement des yeux (eye-tracking, EyeT), ou l'activité cérébrale (interface cerveau machine, ICM). Ces dispositifs peuvent également être utilisés pour augmenter des modes de commandes différents même chez des personnes valides (comme l'utilisation d'ICM dans les jeux vidéo). Les systèmes d'interface humain machine développés aujourd'hui cherchent à limiter les efforts autant physiques que cognitifs.

Interactivité

Les systèmes interactifs se caractérisent par un certain nombre d'entrées, qui vont contrôler un certain nombre de sorties. Une étape importante est le « mapping », qui correspond à la liaison entre les entrées et les sorties, comme schématisé par la figure 1.

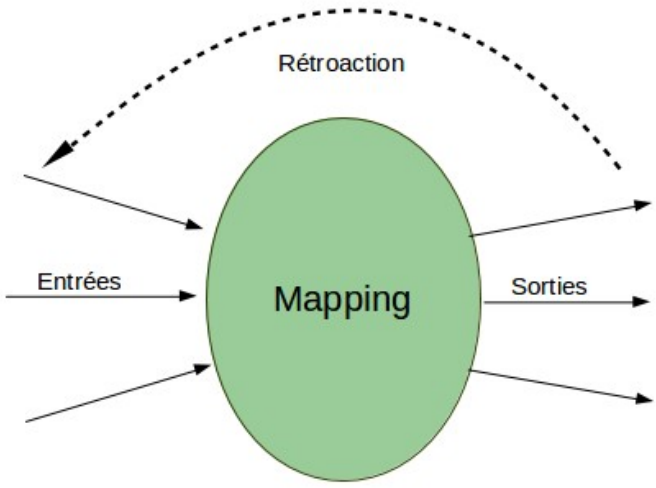


Figure 1: Schéma d'un système interactif.

Ces liaisons peuvent être linéaires et directes, ou prendre en compte des fonctions de transferts. Une sortie peut dépendre de combinaisons d'une ou de plusieurs entrées, et prendre en compte des paramètres temporels. La réflexion sur cet aspect est primordiale dans tout type de dispositif interactif. En effet, la réussite d'un dispositif interactif dépend souvent de cette étape. Les entrées étant souvent contraintes pour des raisons physique et technique, et les sorties étant déterminées à l'avance comme objectifs à atteindre. Il est donc important d'avoir une pensée globale sur ces étapes liant les sorties aux entrées, en établissant un cahier des charges ou un schéma clair permettant de déterminer quelles sont les solutions les plus appropriées.

Oculométrie

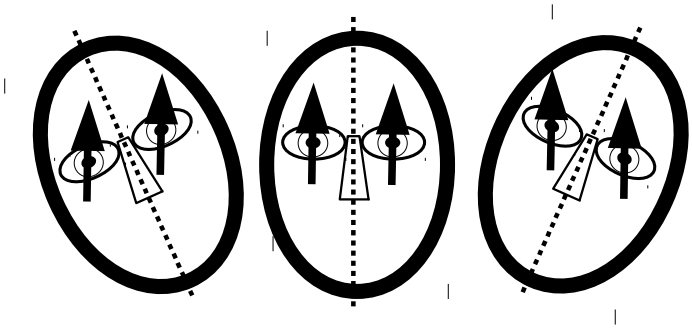
L’œil

L’œil a pour fonction de transformer en influx nerveux les longueurs d'onde électromagnétique de la bande 400 nm à 750 nm environ, soit la lumière visible. Le globe oculaire est d'un diamètre d'environ 2,5 cm, d'une masse d'environ 7 grammes et d'un volume de 6,5 cm3. Afin de permettre le mouvement de l’œil, sept muscles dits striés assurent pour six d'entre eux la fixation et le mouvement du globe oculaire, le septième commande la paupière supérieure.
Les mouvements oculaires sont associés, le déplacement d'un œil, entraîne automatiquement le même mouvement pour l'autre. C'est cette conjugaison des deux yeux qui permet la vision binoculaire et qui donne la possibilité de voir en relief. La partie visible de l’œil est composée : de la couche externe, la sclérotique, qui donne la couleur blanche et rend l’œil rigide, de la cornée et du cristallin, qui sont les lentilles de l’œil, de l'iris coloré par la mélanine. L'iris est un muscle, un diaphragme dont l'ouverture varie pour contrôler la quantité de lumière qui rentre dans l’œil et va atteindre la rétine. L'iris est percé en son centre de la pupille. La pupille varie donc de diamètre en fonction de la luminosité. Cependant elle correspond à l'entrée de lumière dans l’œil, donc son orientation correspond à la direction du regard de l'individu. De plus, elle présente une

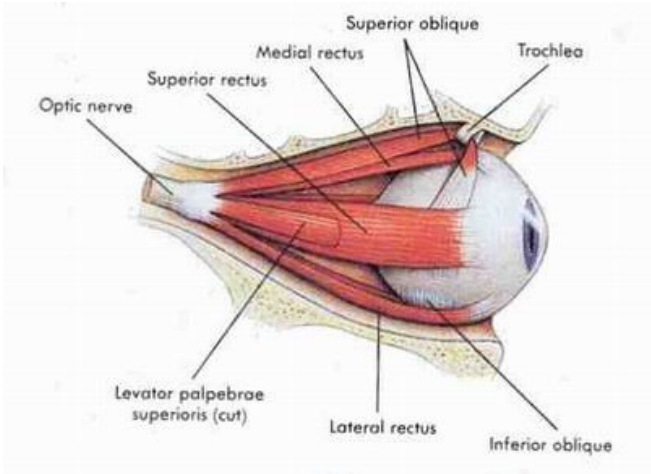
caractéristique importante pour l'oculométrie : elle apparaît de couleur noire chez tous les êtres humains. Ces particularités font qu'elle est à la base de nombreuses méthodes d'oculométrie.

Les mouvements de l’œil

Les différents mouvements d'un œil sont appelés ductions. Ils correspondent aux rotations autour des trois axes de l'espace. La rotation autour de l'axe vertical : adduction si la pupille se déplace vers le nez, et, abduction si elle se déplace vers la tempe. La rotation autour de l'axe horizontal : supraduction ou élévation si elle se déplace vers le haut, et, infraduction ou abaissement si elle se déplace vers le bas. La rotation autour de l'axe antéro-postérieur : intorsion ou giration en dedans, le haut du méridien vertical de la cornée tourne vers le nez, et, extorsion ou giration en dehors, le haut du méridien vertical de la cornée tourne vers la tempe.



(A)



(B)

Figure 2 : (A) Rotation des globes oculaires en fonction de l'inclinaison de la tête (B) Schéma de l'anatomie de l’œil.

Il existe trois types de mouvement de l’œil. Les saccades (environ 3 ou 4 fois par seconde), qui sont des mouvements extrêmement rapides (de 400 à 800 degrés par seconde) et durent entre 20 et 40 ms. La poursuite lisse (le mouvement « visible » et volontaire de nos yeux) a une vitesse d'environ 30 degrés par seconde. Et enfin, la fixation de 80 à 600 ms, mais l’œil n'est jamais vraiment immobile, il y a toujours des petits mouvements, des tremblements. Tout une série de réflexes influencent les mouvements oculaires. Les mieux étudiés sont ceux dont l'origine est dans le labyrinthe et les muscles du cou. Par exemple les yeux vont pouvoir avoir des mouvements de torsion en fonction de l'inclinaison de la tête.

Les dispositifs d'oculométrie

Les systèmes de mesures d'oculométrie ont commencé à se développer à la fin du dix-neuvième siècle. Les travaux de Louis-Emiles Javal, ayant mis en avant l'ophtalmologie, montrent l'existence des saccades oculaires. Les premières machines mécaniques permettant d'enregistrer le mouvement des yeux furent inventées par Delabarre et Huey [Wade 2010]. La méthode mécanique fut reprise par Alfred Iarbus dans les années 1960. Pour se défaire des méthodes invasives et donc pouvant perturber le mouvement naturel de l’œil, Dodge and Cline ont mis en œuvre une méthode photographique au début du vingtième siècle. Les premières utilisations de ces outils ont été réalisées pour comprendre par exemple la manière dont nous lisons un texte [Huey 1908]. Il fallut ensuite attendre les années soixante-dix pour avoir de nouvelles avancées avec l’avènement de l'électronique et des technologies numériques [Wade 2010]. Comme décrit ci-avant, l’œil a différents types de mouvements, ayant des caractéristiques de vitesse angulaire différentes. Il est donc possible d'étudier différents mouvements en fonction de la résolution spatiale et temporelle du dispositif d'eye tracking. En effet une fréquence d’échantillonnage suffisante est nécessaire pour

pouvoir mesurer les saccades oculaires (résolution temporelle) et une résolution spatiale suffisante pour voir, par exemple, les tremblements de l'œil. Chaque système utilisé doit donc être adapté au problème posé.

Oculométrie comme moyen de contrôle

L'oculométrie comme moyen de contrôle de dispositif a déjà été mise en œuvre, cependant, outre l'avantage de ne nécessiter que le contrôle des muscles oculaires, il présente certaines contraintes comme la fatigue qu'il peut entraîner ou la nécessité de penser des systèmes permettant à l'utilisateur de rester libre de ses mouvements oculaires sans entraîner des interactions indésirées.

Les interfaces cerveau machine

Introduction

Une interface cerveau-machine (ICM) est un système permettant d'établir une liaison entre l'activité cérébrale et un ordinateur. Ceci permet à un individu d'effectuer des tâches sans passer par l'action des nerfs périphériques et des muscles, c'est donc un système de contrôle n'impliquant pas de mouvement physique. Ce type de dispositif permet de contrôler par l'activité neuroélectrique volontaire ou non, un ordinateur, une prothèse ou tout autre système automatisé de contrôle de l'environnement. Les premiers articles sur le sujet remontent aux années 1970 et les premiers essais chez l'homme datent du milieu des années 90. Différents types de dispositifs permettant l'acquisition de signaux liés à l'activité cérébrale ont été mis en œuvre à ce jour. Il existe des dispositifs invasifs, avec des électrodes implantées afin de capter l'électro-cortico-gramme (ECoG) [Leuthardt 2004].

Origine des signaux d'EEG

L'activité neuroélectrique du cerveau a été découverte pour la première fois par Richard Caton, un médecin britannique qui a placé pour la première fois, en 1875, une électrode d'un

galvanomètre directement au contact du cerveau d'animaux. Il montre ainsi l'existence d'une correspondance entre l'activité fonctionnelle et l'activité électrique du cortex. Mais ce n'est qu'en 1924, que le neurologue allemand Hans Berger (figure 3), enregistre ces signaux, créant ainsi l'électroencéphalographie, mais il ne publiera ses travaux qu'en 1929 [Berger 1929]. Lors de l'excitation d'un neurone par les activités synaptiques, l'ouverture de canaux ioniques a lieu au niveau de la membrane. La composition ionique étant différente à l'intérieur et à l'extérieur des cellules, l'ouverture des canaux engendre un mouvement de particules chargées dans le milieu intra- et extracellulaire.

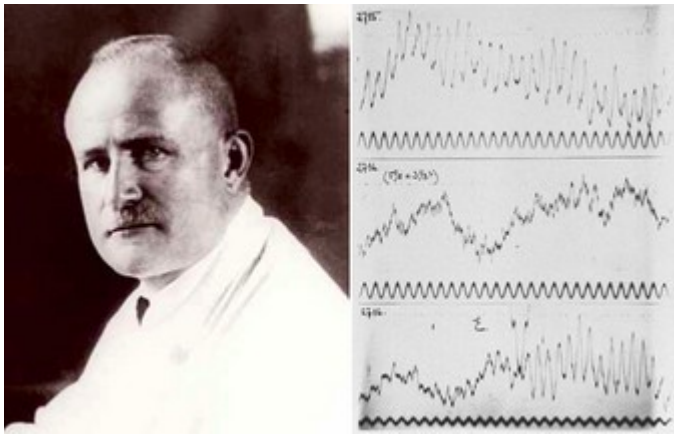


Figure 3 : Hans Berger et des tracés électroencéphalogrammes de son époque.

Ce sont les courants post-synaptiques engendrés dans les dendrites des cellules qui sont captés majoritairement sur le scalp. Les potentiels d'action se propageant le long des axones des cellules nerveuses génèrent deux courants de sens opposés et donc un champ électromagnétique quadripolaire, qui s'atténue très vite avec la profondeur. Les potentiels d'action sont donc peu détectables à l'extérieur du crâne [Lewine and Orrison, 1995]. Ces courants dits primaires engendrent ensuite des courants dits secondaires appelés aussi courants volumiques, de façon à maintenir la conservation de la charge. Les différences de potentiel mesurées entre deux électrodes

en EEG sont essentiellement dues aux lignes de courant circulant à la surface du scalp, et donc principalement aux courants extracellulaires et volumiques. L'ensemble des différents types de mouvement charge contribue donc à la variation du champ local de potentiel (en anglais : *local field potential* ou LFP)

Les électrodes d'EEG sont sensibles aux variations de champ électrique. La mesure d'EEG est une mesure de variation de tension entre une électrode de mesure à la surface du scalp et une électrode de référence située sur le sujet, qui peut être placée sur le nasion, au niveau de l'oreille ou être une électrode voisine sur le scalp. Une variation locale du champ électrique entraînera donc une variation de tension entre les deux électrodes, c'est cette variation qui constitue le signal d'EEG. Le signal, S(t) enregistré est donc la différence des potentiels de chaque électrode :

$$\mathbf{S(t)=V_{electrode}\,(t) - V_{référence}\,(t)}$$

L'électrode de référence se trouvant sur le sujet, une partie des perturbations électromagnétiques, le bruit, se trouvera annulée grâce à la mesure. Si chaque potentiel est perturbé par le même bruit Br(t), alors :

$$\mathbf{S(t)=(V_{electrode}\,(t) + Br(t)) - (V_{référence}\,(t) + Br(t)) = V_{electrode}\,(t) - V_{référence}\,(t)}$$

Le signal est ensuite amplifié puis désormais numérisé par des convertisseurs analogiques numériques ayant une fréquence d'échantillonnage pouvant aller généralement jusqu'à 10 kHz.

Potentiel Évoqué en régime permanent

Une des méthodes permettant d'avoir une interface cerveau machine consiste à utiliser les potentiels évoqués en régimes permanent ou en anglais Steady State Visually Evoked Potentials (SSVEP) [Setare 2013]. Cette méthode est utilisé aussi à des fin de recherche [Norcia 2015]. Les signaux enregistrés par électroencéphalographie sont des réponses naturelles à une stimulation visuelle à des fréquences spécifiques. Lorsque la rétine est excitée par un stimulus visuel allant généralement de 3,5 Hz à 75 Hz, le cerveau génère l'activité électrique à des multiples de la

fréquence du stimulus visuel. En effet, si l'utilisateur regarde une source clignotant à une certaine fréquence, les réponses produites au niveau du cortex visuel vont avoir lieu à la même fréquence que la stimulation. C'est cette réponse qui est détectée dans les signaux enregistrés par EEG.

Apprentissage automatique et classification

L'apprentissage automatique permet à une machine qui reçoit des données en entrée de créer un modèle et de prendre des décisions. Ce type d'algorithme a aujourd'hui de nombreuses applications, en recherche (en bio-informatique, en chimio-informatique, etc...) mais aussi pour le traitement des données d'internet (moteur de recherche, reconnaissance d'image, etc.), dans les analyses financières, la détection de fraude bancaire, la reconnaissance de forme automatique, mais aussi les interfaces cerveau-machine. Il existe différents types d'apprentissage automatique. L'apprentissage peut être supervisé (les différentes classes sont connues et déterminées à l'avance) ou non supervisé (les classe n'ont pas été déterminées à l'avance). Les algorithmes d'apprentissage supervisés nécessitent un ensemble d'exemples. Lorsque les données sont utilisées pour prédire une catégorie, l'apprentissage automatique est également appelé classification. Les catégories sont appelées classe. Lorsqu'il n'y a que deux classes on appelle cela la classification binomiale. Lorsqu'il existe plusieurs catégories, il s'agit de classification à classes multiples. Chaque élément d'un jeu de données est appelé échantillon. À chaque échantillon peut être associé un label, c'est la classe à laquelle il appartient.

Ainsi pour entraîner un algorithme de classification supervisé il faut des échantillons d'exemples labellisés. Ainsi peuvent être déterminées les limites entre chaque classe, pour que, par la suite quand arrive un échantillon « à classer » l'algorithme puisse déterminer à quelle classe il appartient, quel label lui associer. Et suivant les méthodes utilisées les résultats seront différents.

Dans la plupart des applications de l'apprentissage automatique les données brutes ne sont pas exploitables directement. En effet il faut extraire des caractéristiques, qui seront les variables qui seront exploitées par l'algorithme. La préparation des données et l'extraction des caractéristiques sont des éléments essentiels et les différents choix peuvent engendrer des résultats très différents. C'est une étape essentielle.

Conclusion

Grâce aux progrès récents des outils mathématiques et des technologies il est désormais envisageable de créer des dispositifs utilisant des techniques d'ICM ou d'oculométrie robustes et économiques.

Les notions essentielles du projet qui ont été présentées dans ce premier chapitre doivent permettre de mieux comprendre les choix mis en œuvre et les techniques appliquées à la réalisation des dispositifs décrits dans les chapitres suivants.

PILOTER LE FAUTEUIL PAR L'OCULOMÉTRIE

Introduction

Dans un premier temps l'objectif a été de pouvoir piloter le fauteuil roulant électrique grâce à l'oculométrie. Pour cela il a fallut réaliser une interface de communication entre la mesure du mouvement des yeux et la commande des moteurs. Deux dispositifs d'oculométrie ont pu être utilisés : un basé sur l'analyse des images par un script matlab développé à l'unifesp, des images obtenues par le système Pupil, le second développé à l'EPHE, qui utilise la caméra intégrée de l'ordinateur (ou peut utiliser une webcam classique).

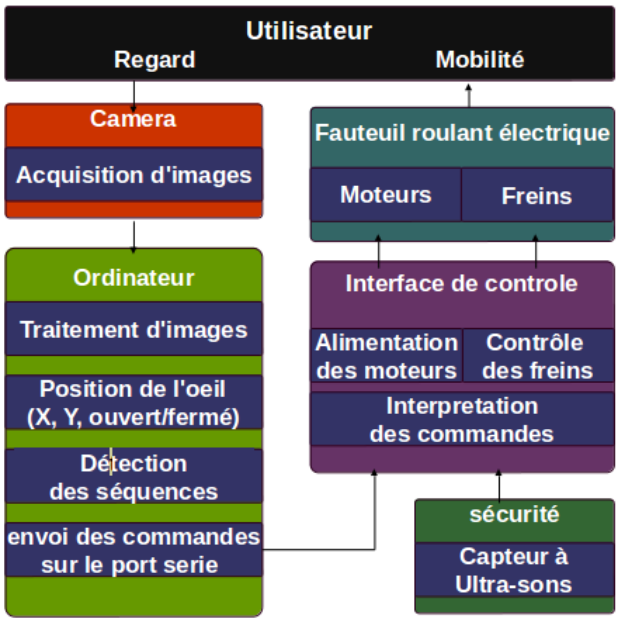


Figure 4 : Schéma général de fonctionnement du dispositif.

Ce projet, résumé par la figure 4, a donc nécessité l'utilisation d'un ordinateur portable capable d'exécuter l'analyse des images de l'œil et d'envoyer des informations de commande à un boîtier d'interface, basé sur un microcontrôleur Arduino capable de piloter les tensions envoyées aux moteurs. Ce dispositif étant un système interactif, les entrées de notre système sont les différentes positions des yeux et les sorties sont les mouvements du fauteuil grâce aux rotations des moteurs. Le dispositif doit pouvoir réagir dans une échelle de temps, permettant des déplacements fluides et surtout garantissant la sécurité de l'utilisateur.

Communication avec le fauteuil

Le fauteuil

Un fauteuil roulant électrique est constitué de deux moteurs, la direction et la vitesse relative de l'un par rapport à l'autre permettent d'avoir tous les mouvements possibles (avancée en ligne droite, courbe à gauche ou à droite, rotation sur place, etc.). Le sens de rotation du moteur dépend

du signe de la tension imposée à ses bornes, et la vitesse de la valeur de cette tension. La majorité de ce type de moteur, pour des raisons de sécurité, ne se débloque que si une tension est imposée aux bornes du système de frein.

Il est donc nécessaire d'avoir un système de pilotage des moteurs avec 4 sorties par moteur : deux pour piloter le moteur et deux pour débloquer le système de frein.

Les batteries de fauteuil sont généralement deux batteries 12 ou 24 Volt ayant la charge nécessaire (plusieurs dizaine d'Ah) pour permettre le mouvement de celui-ci avec le poids de l'usager pendant une durée d'au grand minimum une journée pour permettre l'autonomie de l'usager.

Interface de commande

L'interface de commande la plus commune est un joystick. Cependant de nombreux autres types de système de contrôle ont été développés, basés sur des mouvements plus fins (capteur de pression du souffle ou micro-joystick) ou au contraire des mouvements moins maîtrisés (bouton poussoir large pour des personnes présentant des distonies importantes). Le système de joystick a complètement été retiré du fauteuil pour être remplacé par un microcontrôleur (arduino uno) et un circuit d'amplification/contrôle permettant de transformer la commande en sortie du microcontrôleur (0-5V, quelques milliampères maximum) en un signal ayant la puissance nécessaire pour actionner les moteurs.

Figure 5 : Photo du dispositif utilisé avec le système *Pupil-MatLab.*

Spécificités des moteurs

Le type de moteur utilisé pour les fauteuils roulant permet un contrôle fin des déplacements grâce à des petits mouvements de rotations et à une vitesse maîtrisée. Ces moteurs sans balai (« brushless ») sont prévus pour de longues durées de fonctionnement. Ils permettent d'avoir un contrôle fin de la vitesse et sont sensibles à de faibles variations de tension. Il est donc possible de mettre en œuvre des courbes d'entrée et sortie pour la mise en route et l'arrêt des moteurs afin d'éviter les mouvements brusques et les à-coups.

Pilotage par Modulation de largeur d'impulsion

La vitesse des moteurs est contrôlée par Modulation de Largeur d'lmpulsion (MLI). Le principe de la MLI est basé sur un signal logique, de deux états (0 ou 1), variant à une fréquence fixe F_{MLI}, mais

dont le rapport cyclique varie. Le rapport cyclique α est dans le cas d'un phénomène périodique le rapport entre le temps que dure ce phénomène τ et la période T. La valeur moyenne du signal est donc directement proportionnelle au rapport cyclique. Si F_{MLI} est suffisamment élevée, en plaçant un filtre passe bas de fréquence de coupure inférieure à F_{MLI} en sortie, le signal obtenu est donc le signal moyen. Cette méthode permet donc d'obtenir depuis une sortie logique numérique, ne pouvant prendre que deux valeurs (0 ou 1), un nombre de valeurs beaucoup plus important dépendant du nombre de valeur accepté par le système numérique générant la MLI. Dans le cas de l'arduino, la MLI est pilotée sur 8 bits, il y a donc 256 valeurs possibles entre 0 et 5 Volts, soit des pas de 0,01953 Volts.

Un circuit d'amplification à transistors permet d'amplifier ce signal entre 0 et 24 Volts soit des pas de 0,09375 Volts ce qui est un pas largement acceptable pour les moteurs du fauteuil, qui avec leur propre inertie ne produirons pas d'à-coups à chaque changement de pas. Ainsi en faisant varier le rapport cyclique de la MLI envoyée aux moteurs il est possible de faire varier la vitesse. Grâce à cette technique il est possible d'avoir une courbe de démarrage des moteurs, évitant ainsi les sauts de tensions brutaux qui peuvent soit être très désagréables pour l'utilisateur soit tout simplement ne pas permettre le démarrage du moteur si ceux-ci sont trop brusques.

Les systèmes d'oculométrie mis en œuvre dans ce projet

Système Pupil-Matlab

Comme le montre la figure 5, ce projet a nécessité le développement d'un système d'oculométrie basé sur l'image acquise via le système *pupil*. Il s'agit d'une petite caméra infrarouge fixée sur des montures de lunettes permettant de filmer l'œil droit de l'utilisateur. Cette caméra est reliée à l'ordinateur portable par un port série universel (universal serial port ou usb). Grâce aux pilotes vidéo génériques déjà disponibles pour matlab, il est possible d'obtenir le flux vidéo directement dans Matlab.

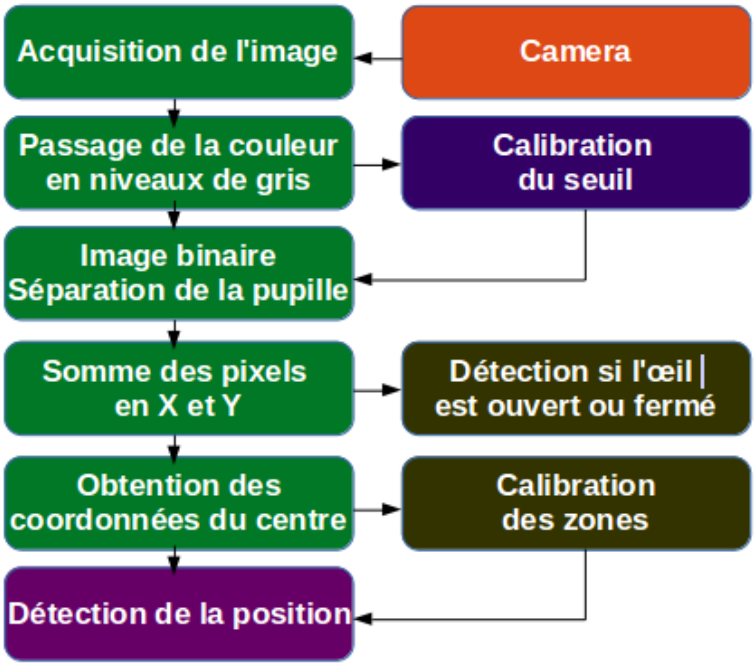


Figure 6 : Schéma de fonctionnement de l'algorithme de mesure d'oculométrie.

Une fonction « snapshot » permet de prélever une image à intervalle régulier du flux vidéo. Chaque image prélevée est donc une matrice de pixels en couleurs qui sont ensuite transformées en niveau de gris via la fonction déjà disponible dans Matlab : rgb2grey(). L'Image est ensuite binarisée, le seuil est calculé pour ne garder que la pupille dans l'image. En effet l'algorithme de détermination de seuil de binarisation (figure 7) fonctionne de la manière suivante : l'utilisateur maintient l'œil fermé et l'algorithme va décaler le seuil jusqu'à ce que le nombre de pixels à l'état 1 soit inférieur à une valeur seuil très inférieure au nombre de pixels occupés par l'image de la pupille. De cette manière les cils et les sourcils disparaissent de l'image binarisée. Lorsque le seuil est atteint un bip prévient l'utilisateur. Par la suite, quand l'utilisateur a l'œil ouvert seule la pupille apparaît sur l'image binarisée. C'est à partir de cette valeur que la position œil fermé est calibrée en prenant un seuil intermédiaire, très inférieur au nombre détecté de pixels correspondant à la pupille.

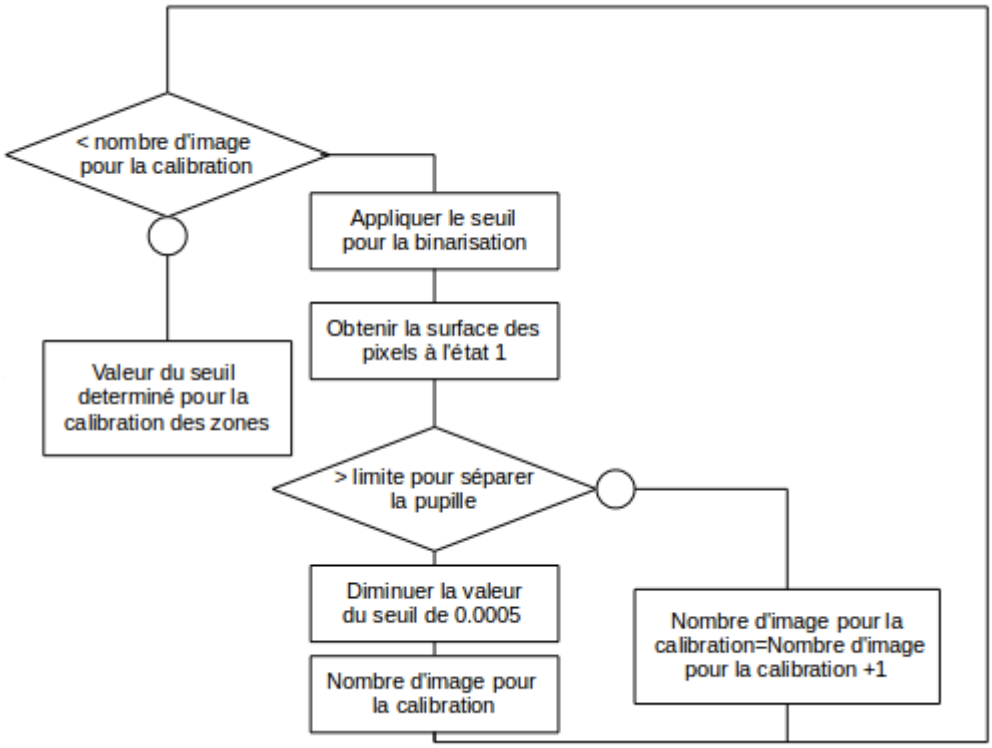


Figure 7: Algorigramme du détermination du seuil de binarisation (valeur 0 ou 1 pour chaque pixel) de l'image de l'œil acquis par le système *pupil*.

Ensuite vient la calibration des quatre positions (haut, bas, droite, gauche). Pour cela l'utilisateur va suivre les instructions proposées par l'algorithme (figure 8) : mettre l'œil dans la position pour permettre au système de déterminer le centroid moyen des pixels occupés par la pupille dans l'image binarisée calibrée précédemment. Ensuite un bip sonore avertit l'utilisateur que la position a été calibrée et l'invite à regarder dans la position suivante. Une fois cette calibration terminée un dernier bip sonore fait savoir à l'utilisateur que la calibration est terminée et qu'il peut donc commencer à piloter le fauteuil.

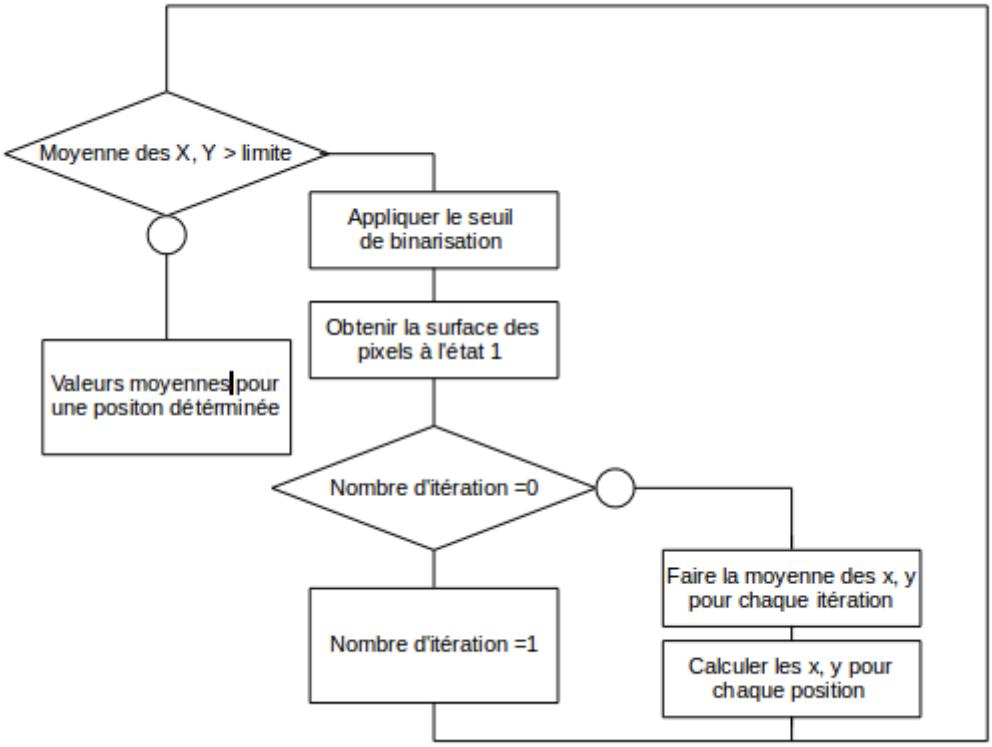


Figure 8: Algorigramme de la détermination de la valeur moyenne des quatre positions.

Le système d'Eye-Tracking de Ke Liang

Le système d'Eye-Tracking développé par Ke Liang (Oculométrie Numérique Economique -ONE-) [Liang 2015] permet d'utiliser directement la caméra embarquée de l'ordinateur, ou une simple webcam. En effet, grâce à un algorithme de reconnaissance faciale l'image est découpée pour obtenir l'image de l'œil de l'utilisateur. Par la suite grâce à un système de classification par apprentissage de variété le système peut déterminer les positions de l'œil.

Ce dispositif renvoie en sorties les données correspondant aux positions de l'œil calibrées initialement et qui seront appelées point 1, point 2, point 3, point 4, et pAilleurs. Grâce au système de tuyau (« pipe ») utilisable facilement sur les systèmes unix, les sorties du système ONE sont orientées vers les entrées d'un script d'interface écrit en python (interface python ou InPy). Cette

interface permet la communication via un port série (*universal serial bus -usb*) avec le microcontrôleur qui contrôle les moteurs du fauteuil roulant.

L'InPy reçoit donc en entrée la position du point fixé par l'utilisateur, ceci permettant de constituer les séquences pour le contrôle du dispositif. La sensibilité, correspondant au temps nécessaire pour que la position soit prise en compte, peut être réglée via ce script. Pour cela les données entrantes dans l'InPy sont stockées dans un buffer. Pour déterminer dans laquelle des 5 positions se trouve l'œil de l'utilisateur, le contenu du buffer est analysé, la position détectée majoritaire est considérée comme étant la position voulue par l'utilisateur. La taille de ce buffer détermine la sensibilité du système. Si le buffer est grand le temps nécessaire pour valider la détection est plus long mais il y a moins d'erreur, il faut donc calibrer la taille du buffer pour que le temps de détection soit adapté aux nécessités propres au pilotage d'un fauteuil roulant.

Système de séquences

Dans ce projet il a donc été considéré que la position des yeux pouvait être utilisée (4 positions distinctes), ainsi que la position « œil fermé » et le temps passé dans ces positions. CE qui permet donc d'obtenir comme paramètre d'entrée l'équivalent de cinq interrupteurs pour contrôler notre système et le temps passé dans chacune des positions « On/Off » de ces interrupteurs.

Il a donc été développé l'idée de séquences afin de contrôler le système, la longueur et le type de séquence dépendant de la nécessité de rapidité de réponse du système. Par exemple l'arrêt des moteurs pour des raisons de sécurité doit pouvoir se faire très rapidement et donc ne pas nécessiter une longue séquence (dans ce cas une position durant un temps court suffit à l'arrêt des moteurs). Au contraire le choix des réglages initiaux ne représente pas une situation critique et peut donc être contrôlé par des séquences plus longues. De plus une même séquence peut avoir plusieurs sens en fonction du contexte. Par exemple une séquence simple composée d'une position « œil fermé » peut contrôler l'arrêt des moteurs si ceux-ci sont en fonctionnement et contrôler la

diminution de la vitesse de base si l'utilisateur se trouve au moment de faire les réglages initiaux, quand les moteurs sont encore à l'arrêt. Ce qui permet ainsi de créer un dictionnaire basé sur notre alphabet à 5 lettres et dont le sens des mots dépend du contexte. En prenant en compte des séquences de 1, 2 ou 3 positions, il est donc possible d'obtenir : $5x2^{(3-1)} + 5x2^{(2-1)} + 5x2^{(1-1)} = 35$ combinaisons possibles. Toutes ne sont pas lisibles et toutes ne sont pas ergonomiques, seules quelques-unes sont utilisées par l'utilisateur.

Ces séquences doivent pouvoir être adaptées en fonction de l'utilisateur, de ses besoins et de ses spécificités. Cependant ont été déterminé certaines séquences pré-établies pour naviguer dans les différents modes d'utilisation. Un exemple de séquence possible est montré figure 9, il y a quatre positions de l'œil et la position 0 correspondant à l'œil fermé.

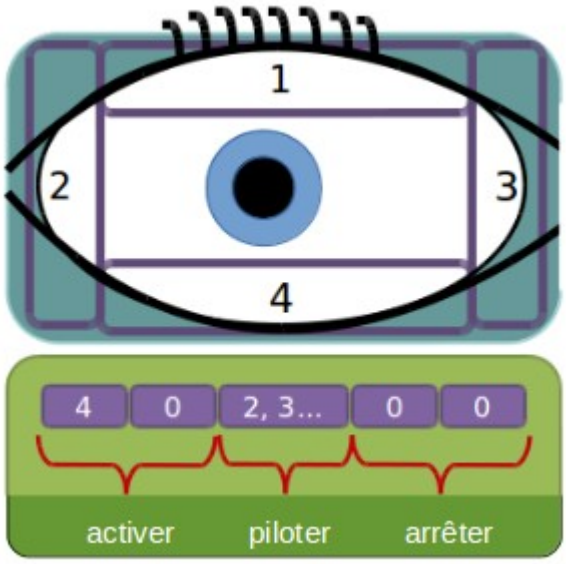


Figure 9: Schéma d'exemple avec la position de l'œil et les séquences possibles pour le contrôle du fauteuil roulant.

Conclusion

Il est donc possible de piloter le fauteuil roulant grâce à l'oculométrie. Le dispositif a été utilisé à l'occasion de différents événements (conférence, foire des technologies, etc.), il a été testé avec succès dans des lieux où la densité de personne est élevée.

INTERFACE CERVEAU MACHINE, ET DISPOSITIFS HYBRIDES

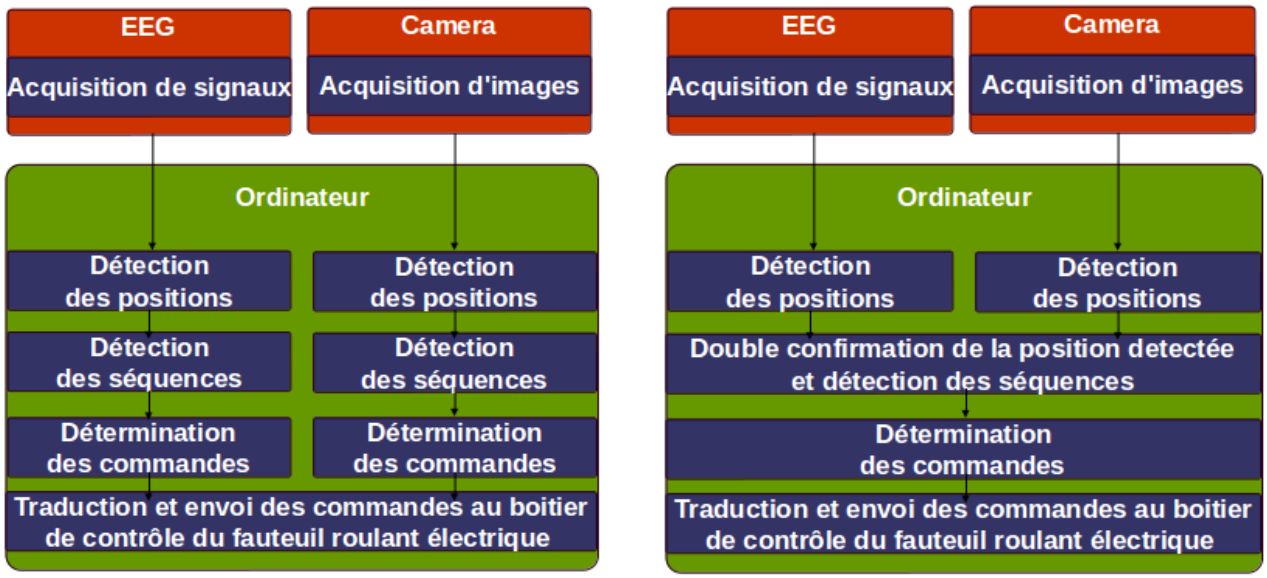
Introduction

Les interfaces cerveau machine (ICM) offrent de nombreuses perspectives pour les personnes en situation de handicap [Jouen 2011]. Grâce au progrès des technologies facilitant la l'enregistrement de signaux d'EEG il est désormais envisageable de construire des ICM plus facilement accessibles au grand public. Notamment avec des système tel qu'OpenBCI [OpenBCI]. Le développement des outils de classification et d'apprentissage machine permet aujourd'hui la mise en œuvre de tels dispositifs.

Dispositifs Hybrides

Un des aspects de ce projet est la réalisation d'un système hybride liant le dispositif d'oculométrie à une interface cerveau machine. Deux types d'hybridations sont possibles (figure 10). Une première, dont l'objectif est de rendre plus efficace les commandes à disposition de l'utilisateur, serait de doubler la détection d'une même commande. Le résultat espéré serait de limiter le temps de détection et de limiter des erreurs de classification en ayant plusieurs types de données d'entrée.

L'autre possibilité est d'utiliser ce second système indépendamment et donc ainsi d'augmenter le nombre de commandes possibles. L'alphabet de 5 lettres obtenu grâce à l'ET, se verrait augmenté du nombre de commande apporté par l'ICM. Grâce à la méthode choisie décrite par la suite l'alphabet passe donc de 5 à 10 lettres. Le système d'interface cerveau machine de ce projet est encore en cours de développement, les travaux réalisés dans ce sens seront décrits dans ce chapitre. Dans un premier temps l'objectif est d'obtenir une interface cerveau machine puis une fois que celle-ci sera fonctionnelle de l'associer au système d'oculométrie. L'approche hybride via une interface cerveau machine est intéressante mais peut néanmoins présenter des difficultés pour un usage régulier en raison des électrodes pour l'EEG, qui peuvent être non aisées à positionner et représenter une gène lors d'une utilisation sur de longues durées. Aujourd'hui des efforts sont faits dans ce sens par les concepteurs et fabricants de dispositifs d'EEG, notamment avec des électrodes sèches.



(A) (B)

Figure 10 : (A) Schéma de fonctionnement du système hybride avec les deux dispositifs en parallèle. **(B)** Schéma du système hybride avec double confirmation de commandes.

Interface cerveau machine

La méthode et le matériel choisis

Un système d'interface cerveau machine via la technique de potentiel évoqué en régime permanent est en cours de développement, ce type de méthode à déjà montré des résultat pour le contrôle d'un fauteuil roulant électrique [Cao 2014]. Deux dispositifs d’électroencéphalogramme (EEG) sont disponibles et utilisés pour développer cette interface cerveau machine : le système Cognonics et le système OpenBCI. Le premier ayant été sélectionné pour la qualité du signal que peut fournir ce système mais aussi pour le fait qu'il utilise des électrodes sèches. Le second a été choisi en raison de son plus faible coût permettant un accès à un plus large public.

Acquisition des signaux

Un des aspects importants est la gestion du temps de traitement afin que le dispositif puisse réagir suffisamment rapidement et dans une échelle de temps adaptée au pilotage d'un fauteuil roulant. Le traitement des signaux d'EEG se fait via l'environnement Matlab. Un serveur d'acquisition est utilisé afin d'obtenir les signaux dans cet environnement : le LabStreamLayer (LSL), développé au Swartz Center for Computational Neuroscience (SCCN).

Stimulateur visuel

Un système de stimulation visuelle à été développé. Le stimulateur permet de faire clignoter plusieurs Diode Electro Luminescente (DEL) à des fréquences différentes. Les fréquences sont modifiables de manière indépendante pour chaque DEL, mais sont judicieusement choisies pour qu'aucune ne corresponde aux harmoniques des autres. Ainsi il sera plus aisé de discriminer les différentes réponses mesurées au niveau de l'EEG. Le circuit du stimulateur est basé sur un microcontrôleur de type arduino. Il est basé sur la fonction d'horloge millis() disponible pour arduino. Il reçoit via le port série les commandes pour chaque fréquence de chaque stimulus, calcule

l'écart de temps pour chaque demi période et allume ou éteint les DELs à l'instant voulu. Cette méthode est intéressante car elle permet d'obtenir des stimulus n'ayant pas de rapport de proportionnalité entre eux (évitant ainsi les recouvrements harmoniques dans les signaux détectés) mais aussi de modifier facilement le rapport de cycle pour les stimulations. Il peut être alimenté via un des ports usb de l'ordinateur utilisé pour l'enregistrement de l'EEG ou via un transformateur ou batterie de manière indépendante. Il a été choisi de commencer avec quatre DEL de fréquences différentes pour avoir quatre types de stimulations différentes et donc quatre contrôleurs différents. Cependant à ce jour il n'a pas encore été évalué quelle est l'intensité minimale nécessaire des stimuli permettant d'obtenir une réponse détectable. Un paramètre pouvant influer est le rapport de cycle des stimuli [Cecotti 2010], [Huang 2012].

Extraction des caractéristiques

L'extraction des caractéristiques du signal est encore en développement. Le signal enregistré par le dispositif d'EEG est un signal échantillonné analogue aux variations de champ électrique au niveau de l'électrode. Afin de pouvoir déterminer à chaque instant si une stimulation a lieu, le signal est découpé en régions temporelles courtes (« epochs ») mais suffisamment longues pour permettre l'analyse. Chaque point de mesure correspond à l'analyse d'une de ces régions. Une première version basée sur une transformée de fourrier rapide à été développée sous matlab, elle permet d'obtenir les amplitudes relatives des fréquences d'intérêt (correspondant à celles du stimulateur) et de leurs harmoniques respectives. Afin d'obtenir des variables bien distinctes selon chacune des quatre stimulations possibles, il est donc nécessaire de choisir des fréquences de stimulation bien distinctes et n'ayant pas de rapport de proportionnalité pour éviter les recouvrements harmoniques. D'autres méthodes de traitement du signal permettant d'ajouter d'autres variables pourraient être envisagées [Friman 2007], pour améliorer la classification si nécessaire (analyse de phase par exemple). Ce sont donc ces points de mesure avec ces différentes variables qui seront les données d'entrée des algorithmes de classification.

Classification

Introduction

Deux types de classifieur ont été implémentés en *MatLab*, un premier basé sur l'analyse en composante principale (*Principal Component Analysis* -PCA-) et un second selon la méthode de classification naïve bayésienne (CNB). Ce sont des classifieurs supervisés multi-classes, qui permettent de séparer les cinq possibilités : les quatre types de stimulation, et la position nulle correspondant à aucune stimulation. Une calibration est donc nécessaire et doit avoir lieu avant chaque utilisation. Afin de tester ces algorithmes de classification a été utilisé des données enregistrés d'EEG de réponse à des SSVEP disponible sur internet [Bakardjian 2010].

Analyse en composante principale, régression des moindres carrés partiels comme méthode de classification

L'analyse en composante principale (ACP ou PCA en anglais) est une méthode de réduction de dimension lorsqu'on étudie de nombreuses variables quantitatives. En effet lorsqu'il y a plus de trois variables il devient impossible de représenter sur un graphique l'ensemble des variables, l'ACP permet de réduire ce nombre de dimensions en déformant le moins possible les données. L'ACP permet de mettre en évidence la relation de chaque échantillon aux variables. L'ACP donne donc deux informations essentielles : la contribution de chaque variable aux vecteurs définissant le nouvel espace de dimension réduite et la projection de chaque échantillon dans ce nouvel espace. L'ACP se calcule de la manière suivante : pour une matrice de données $\boldsymbol{X}$ il s'agit de diagonaliser la matrice pour obtenir $\boldsymbol{C}$ la matrice de corrélation, si les valeurs sont standardisées, ou la matrice de covariance, si les valeurs sont centrées selon leurs moyennes, où $\boldsymbol{X'}$ est la transposée de $\boldsymbol{X}$.

$$\boldsymbol{C=X'X}$$

$$\boldsymbol{C=U'\Delta U}$$

De cette matrice on calcule avec l'expression () les valeurs propres (contenu dans ***Δ)*** et les vecteurs propres, orthogonaux, qui vont permettre d'obtenir les composantes principales. Le vecteur propre associé à la valeur propre la plus grande correspondra à la variable « artificielle » qui restitue la majeure partie de la dispersion du nuage de points des données. Les vecteurs propres étant orthogonaux, il s'agit donc de projeter les données dans un repère constitué des vecteurs propres ayant les valeurs propres maximales pour obtenir la représentation ayant la dispersion maximale entre les points. Cette méthode permet d'obtenir une meilleure visualisation des données mais ne permet pas la classification et la prédiction de classe à elle seule. Cependant, la méthode peut être utilisée pour la classification « visuelle » ou « manuelle » car en réduisant les dimensions les échantillons les plus proches vont se retrouver regroupés. Si les échantillons sont préalablement marqués (« labellisés »), des groupes vont apparaître sur la projection en dimension réduite. Il est alors possible de déterminer manuellement les valeurs seuils qui séparent les différentes classes. Cette séparation pourrait aussi être réalisée par d'autres outils tels que la machine à vecteur de support (connue en anglais comme *Support Vector Machine*, SVM). Cette méthode peut donc être utilisée pour réduire le nombre de variables d'entrée pour l'utilisation d'un classifieur.

Une autre méthode utilisant les principes de l'analyse en composante principale associée à la régression linéaire multiple permet la classification et la prédiction de classe (Krishnan 2011). Il s'agit de la régression des moindres carrés partiels (communément appelée par son acronyme anglais PLSR pour *Partial Least Square Regression*). Alors que l'ACP maximise la dispersion, la PLSR va maximiser la covariance entre les variables indépendantes **X**, prédicteurs, et les variables dépendantes **Y**. En d'autres termes, on recherche quels sont les composantes de **X** qui prédisent le mieux **Y**. Le modèle est donc un modèle linéaire :

$$\mathbf{Y=BX+B_0}$$

Afin de mettre en œuvre le calcul d'une PLSR on calcule tout d'abord la matrice **C** des covariances (ou de corrélation si les données sont centrées et normalisées) entre **X** et **Y** de la manière suivante :

$$\mathbf{C=X'Y}$$

Il s'agit ensuite de décomposer cette matrice en valeurs singulières (*Singular Value Decomposition*, SVD), ce qui correspond à une généralisation de la décomposition en valeurs propres et peut être appliqué à des matrices rectangulaires. La définition est similaire à la décomposition en valeurs propres, et est décrite de manière claire et accessible dans l'excellente *Encyclopedia of Measurements and Statistics* [Salkind 2007].

$$\mathbf{C=W\Delta G'}$$

La matrice **W** (de colonne $\mathbf{w_n}$) fait correspondre les poids des variables **X** et **G** (de colonne $\mathbf{g_n}$) à ceux des variables **Y**. Les premières variables latentes $\mathbf{t_0}$ de **X** et $\mathbf{u_0}$ de **Y** correspondent donc à :

$$\mathbf{t_1 = Xw_1}$$

$$\mathbf{u_1 = Yg_1}$$

L'ensemble des variables latentes $\mathbf{t_n}$ formeront la matrice **T** et l'ensemble des variables latentes $\mathbf{u_n}$ formeront la matrice **U**. La projection de **X** sur les variables latentes correspond aux charges ou « *Loading* » et constitue la matrice **P** (de $\mathbf{p_n}$ vecteurs) et s'obtient ainsi :

$$\mathbf{p_1 = X'w_1}$$

L'estimation de **X**, $\boldsymbol{X_1}$ par la première variable latente est donc :

$$\boldsymbol{X_1} \mathbf{= t_1'p_1}$$

De même pour $\boldsymbol{Y_1}$ qui se calcule ainsi :

$$\boldsymbol{Y_1} \mathbf{= u_1c_1' = t_1b_1g_1'}$$

$$\mathbf{et \quad b_1=t_1'}\boldsymbol{u_1}$$

Il s'agit désormais de soustraire $\mathbf{X}$-$\boldsymbol{X_1}$ et $\mathbf{Y}$-$\boldsymbol{Y_1}$ et de recommencer l'opération avec les nouveaux X et Y ainsi obtenus jusqu'à ce que X soit entièrement décomposé. L'ensemble des $\mathbf{b_n}$ forme la matrice diagonale de régression **B** qui permettra donc d'avoir la prédiction de **Y**, appelé $\hat{\mathbf{Y}}$ de la manière suivante :

$$\hat{\mathbf{Y}}_1 = \mathbf{TBG'=XD}$$

$$\mathbf{avec\ D=P^{MP}BG'}$$

(MP correspond à la transformée pseudo-inverse de Moore-Penrose)

On comprend donc que si la matrice **Y** contient les informations séparant les classes la méthode PLSR devient une méthode de classification intéressante. La méthode est parfois appelée PLS-DA et consiste en une régression PLS classique où la variable de réponse contient les informations sur les classes (remplacée par l'ensemble de variables fictives décrivant les catégories) exprimant l'appartenance à une classe des unités statistiques. Par conséquent, PLS-DA ne permet pas d'autres variables de réponse que celle de la définition des groupes d'individus. En conséquence, toutes les variables mesurées jouent le même rôle par rapport à l'affectation de classe. En fait, les composants PLS sont construits en essayant de trouver un bon compromis entre deux objectifs: décrire l'ensemble des variables explicatives et prédire les réponses. Un certain nombre de bibliothèques et de fonctions déjà disponibles dans certains langages de programmation facilitent la mise en œuvre de ce type de classifieur par exemple les fonctions « plsregress », « princomp » pour matlab ou les bibliothèques SciKit-Learn pour Python.

Classification naïve bayésienne

La classification naïve bayésienne est une méthode de classification, assez intuitive, simple mais cependant efficace (Zhang 2004). Cette méthode est basée sur le théorème de Bayes, énoncé par Thomas Bayes, puis par la suite écrit ainsi :

$$P(c|x) = \frac{P(x|c)P(c)}{P(x)}$$

Et ce qui pourrait s'expliquer en langage courant comme :

$$Posterieur = \frac{Vraisemblance \times Anterieur}{Evidence}$$

Dans cette méthode chacune des variables est considérée indépendamment des autres, il n'est donc pas nécessaire de calculer la matrice des covariances. Cette méthode nécessite un apprentissage supervisé. Mais l'algorithme de ce type de classifieur peut être facilement rendu adaptatif en modifiant, pour chaque nouvel échantillon classé, les caractéristiques de la classe à laquelle il appartient. L'avantage de ce type de classifieur est que malgré l'a-priori de l'indépendance des variables les résultats sont excellents. Il requière des données d'apprentissage, et permet une utilisation multi-classe, et son faible coût de calcul en fait un excellent candidat pour les applications « temps réel ».

La mise en œuvre s'effectue de la manière suivante : en ayant un jeu de données **X**, les prédicteurs, décrits par les **n** variables $\mathbf{v_i}$. Les échantillons sont associés aux **m** classes $\mathbf{c_j}$. Pour chaque variable, il est possible de définir la probabilité d'appartenir à cette classe, en fonction des valeurs prises par cette variable. Pour cela il faut calculer l'espérance et l'écart type pour chaque variable pour chaque classe. (Il est donc considéré ici une loi normale, certaines bibliothèques comme Sci-Kit-Learn, disponible pour le langage python, proposent également une loi multi-nominale ou une loi de Bernouilli.) À partir de ces distributions de probabilité il est donc possible de calculer pour un nouvel échantillon **x** la probabilité de prendre cette valeur pour chaque variable et pour chaque classe, ce qui correspond à la vraisemblance: $\mathbf{P(v_i|c_j)}$. Si l'appartenance à chaque classe est équiprobable alors $\mathbf{P(c_j)}$ est égal à 1 divisé par le nombre de classe. Sinon $\mathbf{P(c_j)}$ peut être déterminé par la fréquence d'apparition de chaque classe dans les données d'apprentissage par exemple.

L'évidence sera dans ce cas une constante et peut donc être ignorée pour la classification. L'évidence P(V) est donc :

$$P(V) = \sum_{1}^{j=m} \prod_{1}^{i=n} P(c_j)P(v_i|c_j)$$

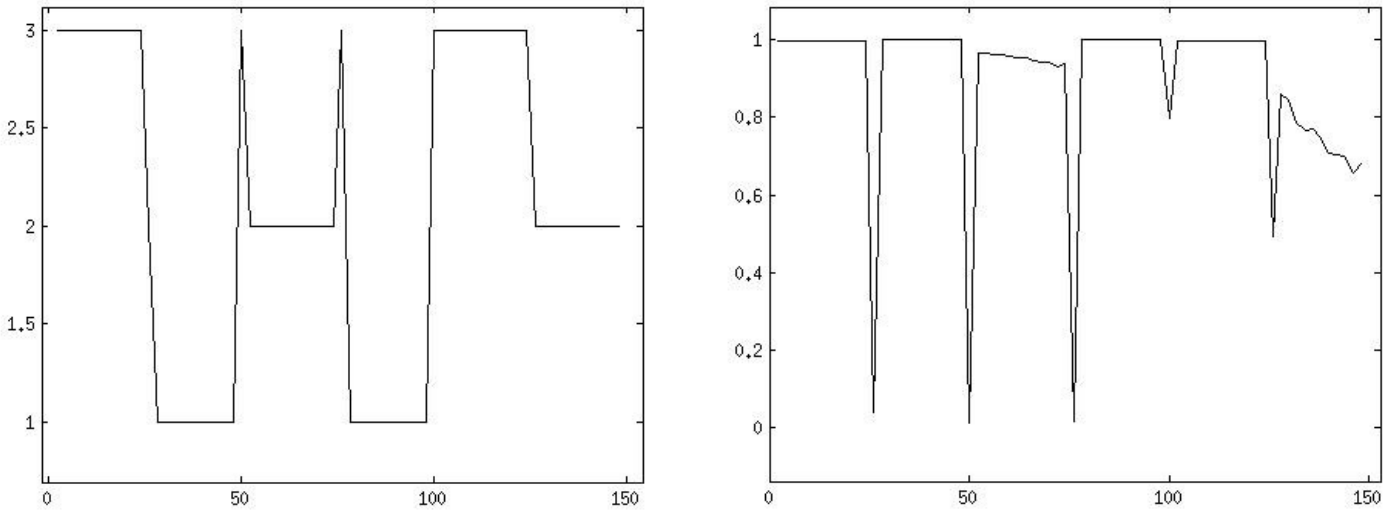
Il est donc possible de déterminer facilement le numérateur $\mathbf{P^n(c_j|v_i)}$ du calcul des postérieurs pour chaque classe :

$$P(c_j|v_i) = \prod_{1}^{i=n} P(c_j)P(v_i|c_j)$$

Il s'agira alors de rechercher quelle est la probabilité maximale parmi toutes les probabilités des classes connaissant les $\mathbf{v_i}$ correspondant à **x** : $\mathbf{argmax(P^n(c_j|v_i))}$. Le **c** correspondant sera donc la classe la plus probable et sera associée à l'échantillon **x**.

Résultats

À partir des données rendues disponibles par Hovagim Bakardjian [Bakardjian 2010], il a été possible de tester la mise en œuvre de cette dernière méthode de classification dont les résultats sont présentés ici. Les données disponibles ont été enregistré par le système d'EEG : BIOSEMI 128 électrodes, le fréquence d'échantillonnage est de 256 Hz et la stimulation a été faite grace à un écran d'ordinateur ayant une vistesse de rafraichissement de 170 Hz et placé à environs 90 cmdu sujet. Le jeu de données présente différents essais (5 essais) pour différents utilisateurs (4 personnes différentes) pour trois différentes fréquences de stimulation : 8Hz, 14Hz, 28Hz qui correspondent ici respectivement aux classes 1, 2, 3. Chaque fichier de chaque essais dure 25 secondes, 5 secondes sans stimulation, 15 secondes de stimulation puis de nouveau 5 secondes de stimulation. Les résultats présentés ici ont été obtenus avec les données d'une seule personne. Les trois essais aux trois fréquences ont été utilisés. Le premier essai a servi à l'apprentissage du classifieur et un fichier « artificiel » a été créé en joignant différents fichiers pour différentes fréquences et en laissant des intervalles sans stimulation.



(A) (B)

Figure 11 : (A) Détections des trois types de stimulation (1, 2 ou 3).

(B) Valeur de confiance de la détection.

Ce fichier de 149 secondes se compose de fichiers de stimulation à 28 Hz puis 8 Hz puis 14 Hz puis 8 Hz puis 28 Hz, puis 14 Hz entrecoupés de périodes sans stimulation et provenant de deux séries d'essais différents de celui ayant servi à l'apprentissage du classifieur. Les résultats de la sortie du classifieur sont présentés dans la figure 11(A). Elle présente donc de bons résultats sauf pour les périodes correspondant à la non stimulation. C'est pourquoi il a été calculé une valeur de la confiance de la classification présenté figure (B). Ce calcul correspond à argmax(Pn(cj|vi) divisé par la somme de distance à l'espérance pour chaque classe. On comprend donc que si le point considéré se trouve très éloigné de toutes les classes, y compris celle qui aura été déterminée par le classifieur alors la valeur de confiance de la classification sera très basse. Dans la pratique il est possible d'envisager de déterminer un seuil pour prendre en compte ou non la détection d'une classe spécifique. La figure X présente les résultats, sur le même graphique, des classes réelles connues du fichier initial, les classes détectées et les valeurs de confiance.

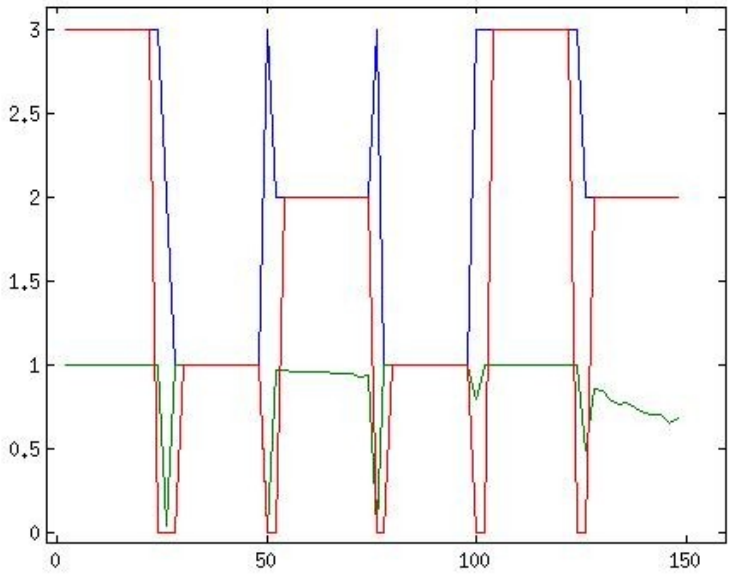


Figure 12 : Résultats de la classification :
en rouge les classes réelles, en bleu la sortie du classifieur, en vert la valeur de confiance.

Ces résultats peuvent être améliorés, et le classifieur mais em œuvre doit être testé sur les signaux enregistré à partir des dispositif de ce projet. Le temps d'execution n'a pas été mesuré ici. Mais le fenétrage de l'analyse du signal (ici de 512 échantillons) peut être réduit et optimisé pour obtenir des ordre de grandeur de temps compatible avec notre application.

Conclusion

Il est donc possible de mettre en œuvre une ICM, basée sur les SSVEPs en utilisant des outils de classification [Cao 2014], [Friman 2007], [Setare 2013]. Un aspect important qui n'a pas été traité ici est la gestion du temps d'exécution pour qu'il corresponde au besoin de notre application. Les travaux préliminaires menés ici sont encourageants pour conduire à une interface cerveau machine puis à un système hybride.

CONCLUSION

Ce projet a permis de mettre en œuvre un dispositif de pilotage d'un fauteuil roulant électrique grâce à des dispositifs d'oculométrie. Un système basé sur les mesures d'EEG est en cours de développement. Les résultats sont positifs et encourageants. Ce projet interdisciplinaire est l'occasion de mettre en œuvre des techniques mêlant l'électrotechnique aux systèmes embarqués et à la programmation. Il est donc possible de piloter un fauteuil roulant par l'oculométrie, le dispositif a été testé dans différents environnements et les essais se sont montrés concluants en terme d'ergonomie. Deux communications orales de ce projet ont été présentées dans des conférences nationales au Brésil et se trouvent en annexes.

RÉFÉRENCES

Bakardjian H, Tanaka T, Cichocki A, Optimization of SSVEP brain responses with application to eight-command Brain–Computer Interface, Neurosci Lett, 2010, 469(1):34-38.

Berger H. (1929) *Über das Elektroenkephalogramm des Menschen*. Archiv.für Psychiatrie und Nervenkrankheiten 87,527-570

Brouard C. 2004 *Le handicap em chiffre*. http://www.ctnerhi.com.fr

Cao L, Li J, Ji H, Jiang C. «A Hybrid Brain Computer Interface System Based on the Neurophysiological Protocol and Brain-actuated Switch for Wheelchair Control.» J Neurosci Methods. 2014 Apr 5;

Cecotti Hubert. E ect of the Stimulus Duty Cycle on Steady-State Visual Evoked Potential detection. 5th French Conference on Computational Neuroscience (Neurocomp 2010), Oct 2010, Lyon, France. pp. 205-209, 2010.

Friman, O., Volosyak, I., Graser, A.: Multiple Channel Detection of Steady-State Visual Evoked Potentials for Brain-Computer Interfaces. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on 54 (2007) 742-750

Georgia Institute of Technology. "Quadriplegics Can Operate Powered Wheelchair With Tongue Drive System." ScienceDaily. ScienceDaily, 8 July 2009.

Huang, Gan, Lin Yao, Dingguo Zhang, and Xiangyang Zhu. “Effect of Duty Cycle in Different Frequency Domains on SSVEP Based BCI: A Preliminary Study.” *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference* 2012 (2012): 5923–26. doi:10.1109/EMBC.2012.6347342.

Huey E. (originally published 1908) *The Psychology and Pedagogy of Reading.* Reprint : MIT Press 1968

Jouen, F., M. Molina, and D. Ejenes. “Interface Cerveau-Machine : Perspectives Pour Les Personnes Handicapées Ou Dépendantes.” *ResearchGate* 54 (October 1, 2011). doi:10.1016/j.rehab.2011.07.306.

Krishnan A, Williams LJ, McIntosh AR, Abdi H. Partial Least Squares (PLS) methods for neuroimaging: a tutorial and review. Neuroimage. 2011 May 15;56(2):455-75. doi: 10.1016/j.neuroimage.2010.07.034. Epub 2010 Jul 23. Review. PubMed PMID: 20656037.

Leuthardt EC, Schalk G, Wolpaw JR, Ojemann JG, Moran D. A brain-computer interface using electrocorticographic signals in humans. J Neural Eng. 2004 ;1(2):63-71.

Lewine J D, Orrison W W, (1995) Clinical Electroencephalography and Event Related Potentials, in Functional Brain Imaging by Orrison, Lewine, Sanders, Hartshorne, Eds Mosby, Chapter 8, 327-368

Liang Ke, Thèse : Oculométrie Numérique Economique : modèle d'apparence et apprentissage par variétés (2015)

Norcia AM, Appelbaum LG, Ales JM, Cottereau BR, Rossion B. The steady-state visual evoked potential in vision research: A review. *Journal of Vision*. 2015;15(6):4. doi:10.1167/15.6.4.

OpenBCI : http://openbci.com/

Robert A. Wilson, Frank Keil 1999- The MIT Encyclopedia of the Cognitive Sciences-MIT Press ISBN 0-262-73124-X

Salkind, Neil. *Encyclopedia of Measurement and Statistics*. Sage Publications, Inc., 2007. *DOI:* http://dx.doi.org/10.4135/9781412952644 *Print ISBN:* 9781412916110 *Online ISBN:* 9781412952644

Setare Amiri, Ahmed Rabbi, Leila Azinfar and Reza Fazel-Rezai (2013). A Review of P300, SSVEP, and Hybrid P300/SSVEP Brain- Computer Interface Systems, Brain-Computer Interface Systems - Recent Progress and Future Prospects, Dr. Reza Fazel-Rezai (Ed.), InTech, DOI: 10.5772/56135.

Umeshkumar Jaiswar Sanjna S. Repal, A Reviewon Real Time Breath Processing Based Embedded Wheelchair for Quadriplegic People International Journal of Innovative Research in Science, Engineering and Technology Vol. 4, Issue 7, July 2015 DOI:10.15680/IJIRSET.2015.04071015575

Wade NJ. *Pioneers of eye movement research*. i-Perception. 2010;1(2):33-68. doi:10.1068/i0389.

Wnek, G. E., and G. L. Bowlin. *Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering* -. Taylor & Francis, 2004.

Zhang H. "The Optimality of Naive Bayes." *AA* 1, no. 2 (2004): 3.

ANNEXES

Annexe 1

Article CBB 2015

SISTEMA DE NAVEGAÇÃO PARA CADEIRAS DE RODAS USANDO RASTREAMENTO DE MOVIMENTO OCULAR (*EYE-TRACKING*)

[1]Damien T. Depannemaecker, [1]Alfredo S. F. Silva, [1]Henrique A. de Amorim, [1]Jean Faber,
[1] Núcleo de Neuroengenharia e Computação/Engenharia Biomédica.
Universidade Federal de São Paulo - Instituto de Ciência e Tecnologia (UNIFESP-ICT).
São José dos Campos, SP, Brasil.
E-mails: ddepann@gmail.com / jean.faber@unifesp.br

INTRODUÇÃO

Tecnologias Assistivas (T.A.) têm como principal objetivo o desenvolvimento de métodos e dispositivos (mecânicos, eletrônicos e *softwares*) que possibilitem a reintegração e melhoria da qualidade de vida de pessoas acometidas com alguma limitação, física ou mental. Uma das possíveis soluções em T.A. é o desenvolvimento de instrumentos que sejam capazes de oferecer alguma recuperação da mobilidade de pessoas com restrições de movimento.

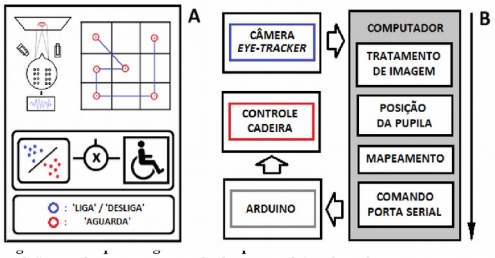
Esse projeto visa a integração de diferentes métodos, propondo um novo paradigma de mobilidade para cadeirantes. O objetivo final é o desenvolvimento de um sistema de controle e navegação para cadeiras de rodas tendo como plataforma básica o rastreamento do movimento ocular por imagem (*eye-tracking*) associado a um sistema de interface-cérebro máquina (ICM) não-invasivo a partir de sinais eletroencefalográficos (EEG), Figura 1-A [1]. Nesta primeira etapa efetuamos o controle da cadeira utilizando características das imagens capturadas no rastreamento dos movimentos oculares (*eye-tracking*) [2] [3] [4].

MATERIAIS E MÉTODOS

Para capturar as imagens dos movimentos oculares, dois sistemas estão sendo utilizados: *pupil*® e *theeyetribe*®. Foi desenvolvido um algoritmo em Matlab® para extração das características das imagens capturadas pelo *eye-tracker* que são enviadas em tempo-real para um microcontrolador *arduino uno*®, Figura 1-B. Um algoritmo, em fase de finalização, efetua um controle direcional com 5 comandos básicos: F (frente), R (ré), D (direita) e E (esquerda) e X ('liga', 'desliga'). Com esse sistema inserimos uma independência ao controle da cadeira com movimentos oculares naturais. Os controles da cadeira são acionados apenas quando for ativado esse sistema de direcionamento. As coordenadas em 2-D, do baricentro da movimentação pupilar, são capturadas pela imagem da câmera do *eye-tracker* e, dependendo do quadrante na tela, em que o baricentro se encontra, é ativado uma das opções: F, R, D, E. O acionamento para 'ligar' ou 'desligar', X, ocorre mediante duas piscadas sequenciais. Será ainda acoplado um sistema embarcado para inserir maior autonomia e robustez às trajetórias da cadeira.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Efetuamos o controle da cadeira de rodas utilizando somente sinais gerados pelo processamento das imagens do rastreamento ocular (*eye-tracking*). Foi construído dois interfaceamentos para (*i*) envio dos sinais decodificados pela captura de imagens do *eye-tracker* e para (*ii*) envio de sinais ao sistema de controle dos motores da cadeira, via *arduino uno*®.



padrões oculares para controle de uma cadeira de rodas.

Dois algoritmos foram desenvolvidos, em Matlab e C para *arduino uno*®. Respectivamente, esses algoritmos processam e mapeiam as coordenadas das imagens dos movimentos oculares e controlam os valores a serem enviados como entradas no controle dos motores da cadeira.

CONCLUSÕES

Foi construído um protótipo com uma plataforma de controle e navegação para uma cadeira rodas utilizando imagens da movimentação ocular. O princípio de controle de navegação da cadeira mostrou-se eficaz e o protótipo mostra-se inteiramente promissor. Novos testes estão em andamento e novos algoritmos de correção e estabilização estão sendo desenvolvidos. Nos próximos meses está previsto o acoplamento desse sistema de navegação à um critério de classificação de padrões dos sinais de EEG para controle em primeiro nível.

AGRADECIMENTOS

Esta pesquisa é financiada pelo projeto MCTI-SECIS/CNPq - TECNOLOGIA ASSISTIVA, chamada Nº 84/2013, Processo 458855/2013-8.

REFERÊNCIAS

1. Lei Cao, Jie Li, Hongfei Ji, Changjun Jiang. A hybrid brain computer interface system based on the neurophysiological protocol and brain-actuated switch for wheelchair control. Journal of Neuroscience Methods, vol. 229, 33-43. (2014).

2. Iñaki Iturrate, Javier M. Antelis, Andrea Kübler, Javier Minguez. A Noninvasive Brain-Actuated Wheelchair Based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation. IEEE Transactions on Robotics, vol. 25, no. 3, (2009).

4. Gunda Gautam, Gunda Sumanth, Karthikeyan K C, Shyam Sundar, D.Venkataraman. Eye Movement Based Electronic Wheel Chair for Physically Challenged Persons. International Journal of Scientific & Technology Research, vol. 3, no. 2, (2014).

Annexe 2

Article CBEB 2016

SISTEMA DE NAVEGAÇÃO PARA CADEIRANTES ATRAVÉS DO RASTREAMENTO DO MOVIMENTO OCULAR (EYE-TRACKING)

DEPANNEMAECKER, D. T.*[1,2,3]; AGRA, A. L.*[1]; SALLES, B. A.[1]; FRANCO, M. S.[1]; JOUEN, F.[3], AMORIM; H. A.[1], FABER, J.[1,2].

[1] Instituto de Ciência e Tecnologia (ICT) - Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), Núcleo de Neuroengenharia e Computação/ Engenharia Biomédica, São José dos Campos, Brasil.
[2] Escola Paulista de Medicina (EPM) – Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), Depto de Neurologia e Neurocirurgia / Laboratório de Neurofisiologia, São Paulo, Brasil.
[3] École Pratique des Hautes Études – PSL Research University, Paris, França.

E-mail: alexandre.loos@unifesp.br

Resumo: Deficiências motoras estão entre as maiores causas de cuidados a longo prazo no mundo todo. Para minimizar este questão, diferentes iniciativas vêm sendo propostas nas últimas décadas, incentivando o desenvolvimento de novos protocolos, terapias e tecnologias assistivas. Uma das possíveis soluções para pessoas acometidas por disfunções motoras ou danos cerebrais é o desenvolvimento de instrumentos que sejam capazes de oferecer alguma recuperação da mobilidade. Neste trabalho foi desenvolvido um protótipo funcional de navegação, para controlar uma cadeira de rodas motorizada a partir da identificação do movimento da pupila. Este sistema registra, em tempo real, imagens de um dos olhos do paciente e calcula as coordenadas da posição da pupila, bem como verifica se o olho registrado se encontra aberto ou fechado. Essas coordenadas são enviadas a um microcontrolador que aciona os motores da cadeira de acordo com as instruções desejadas. Este protótipo mostrou-se efetivamente utilizável, de baixo custo e com fácil adaptação para diferentes usuários e tipos de cadeiras de rodas.

Palavras-chave: Tecnologias assistivas, *Eye-tracking*, Cadeira de rodas motorizada, Controle em tempo-real.

Abstract. Motor disabilities are one of the major causes of long-term care worldwide. In order, to minimize this point, different initiatives are been proposed in recent decades, encouraging the development of new protocols, therapies and assistive technologies. One of the possible solutions for people affected by motor dysfunction or brain damage is the development of instruments that allow some recovery of mobility. In this work, it was developed a functional prototype of navigation, in order to control a motorized wheelchair by means of the identification of the pupil movements. This system records, in real time, images of the patient eye and calculates the position coordinates of the pupil, and verify whether the recorded eye is open or closed. These coordinates are sent to a microcontroller that drives the motors of the wheelchair according to the desired directions. This prototype has shown to be effectively usable, low cost and with easy adaptation to different users and wheelchairs models.

Keywords: Assistive Technologies, Eye-tracking, Electric wheelchair, Real-time control.

Introdução

As Tecnologias Assistivas (TAs) vêm ganhando grande avanço por propiciarem uma mudança na qualidade de vida de pessoas que se encontram acometidas com alguma dificuldade motora e/ou neuro-cognitiva. Esse avanço permite a criação de dispositivos cada vez mais específicos, com menor custo e com maior facilidade de adaptação pelo usuário, sem desconsiderar as necessidades pessoais de cada indivíduo. Desde a sua criação, as cadeiras de rodas motorizadas evoluíram consideravelmente e atualmente há diversos modelos e modos de controlá-las. Porém, os modos mais populares exigem a utilização dos braços e/ou das mãos [1] [2]. Deste modo, se faz necessária a criação de um sistema no qual o indivíduo acometido por alguma deficiência motora grave possa controlar este tipo de dispositivo. Neste trabalho apresentamos um protótipo para navegação autônoma de uma cadeira de rodas motorizada, a partir da captura de imagens do posicionamento da pupila do usuário. O registro das imagens da pupila é realizado através de um dispositivo de rastreamento do movimento ocular (*Eye-Tracking* - EyeT). Com a utilização de algoritmos de processamento de imagem adequados, infere-se as coordenadas da posição da pupila que, por sua vez, são utilizadas para ativar os motores da cadeira de rodas, analogamente a um controle joystick.

Para desenvolver o projeto com uma melhor arquitetura, considerando as diferentes situações do dia a dia, propusemos dois diferentes protocolos de mobilidade: (i) o primeiro foi projetado para ser utilizado em ambientes internos, onde os movimentos da cadeira são realizados com pequena amplitude e velocidade reduzida; (ii) o segundo foi projetado para ser utilizado em ambientes externos, possibilitando maior velocidade e fluidez de movimentação, rápida resposta em manobras e menor demanda de comandos do usuário. A implementação desses dois protocolos proporciona um maior desempenho nos controles, efetividade nos controles, muito mais conforto e estabilidade durante a navegação.

** Os dois primeiros autores contribuíram igualmente para a conclusão desse trabalho.*

Material e Métodos

Neste projeto, utilizamos uma cadeira motorizada comercial modelo Zenith WL4025, produzida pela companhia Ortomix™. Visando atender os requisitos do projeto, o joystick foi substituído por nova estrutura que inclui: O sistema EyeT, um notebook i5, um microcontrolador (Arduino Uno™) e circuitos amplificadores. Além disso, um sistema de proteção baseado em sensores ultrassônicos foi construído. A Figura 1 mostra o esquema geral da construção do projeto. O sistema trabalha primariamente com a utilização de dois algoritmos em paralelo: um escrito na linguagem do microcontrolador Arduino e outro escrito no software Matlab™.

Figura 1: Protótipo do sistema desenvolvido. Cadeira de rodas motorizada controlada pelo rastreamento do movimento da pupila do usuário.

Sistema de rastreamento da pupila – Para capturar as coordenadas da pupila, utilizamos o dispositivo "Pupil Pro", produzido pela Pupil Labs™ que possui duas câmeras fixadas em uma armação que se acopla ao rosto do usuário; uma das câmeras é direcionada a um dos olhos, permitindo registros de imagens da pupila sem a interferência dos movimentos do pescoço e cabeça, enquanto a segunda câmera é direcionada para o ambiente à frente do usuário. Na arquitetura utilizada neste projeto utilizou-se apenas a primeira câmera, uma vez que a o controle de navegação é baseado apenas na posição da pupila. Esta estratégia permite um considerável ganho de processamento computacional e baixo custo, uma vez que o aparato de captura não requer qualquer especificação da câmera de captação de imagens da pupila.

As imagens da pupila são capturadas a uma taxa de aproximadamente 30Hz, onde cada imagem é processada em tempo real pelo software comercial Matlab™, de acordo com os seguintes passos: (i) a imagem é convertida para a escala de cinza (8-bits), por um esquema de compressão RGB com a função já disponibilizada no Matlab (*im2bw(.)*). Além disso, um filtro mediano é aplicado na imagem pré-segmentada, reduzindo o ruído da aquisição; (ii) a seguir a imagem é convertida a uma matriz binária (imagem em preto (0) e branco (1)), considerando o limiar obtido automaticamente a partir da intensidade de escala de cinzas produzida no estado de 'olhos fechados' pelo usuário.

Para de definição deste limiar, há uma etapa específica. Com os olhos fechados, a cada loop o limiar vai diminuindo recursivamente, até que a imagem apresente uma quantidade de pixels pretos mínima, eliminando assim o contraste dos cílios na imagem. A figura 2, abaixo, representa o esquema geral da etapa de definição do limiar de binarização das imagens.

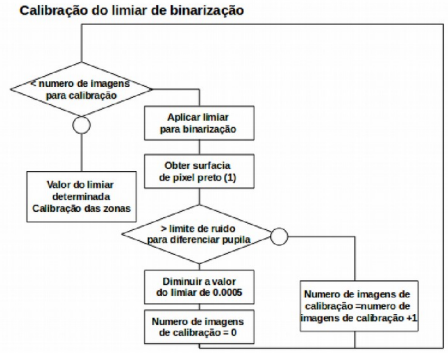


Figura 2: Etapas do algoritmo de tratamento da imagem e definição do limiar de binarização.

Deste modo, quando o usuário está com os olhos abertos, efetua-se uma binarização da imagem, onde somente pixels com valores acima do limiar determinado são computados como "1" e entram na contagem para o posicionamento da pupila.

A coordenada do centro da pupila é definida pela média das posições dos pixels representados pelo *bit* 1, para ambos os eixos x e y. O centroide informa ao sistema a intenção de movimento do usuário. Adicionalmente, o algoritmo é capaz de identificar piscadas (condição sem informação da pupila – na soma dos pixels "1"). As Figuras 3 e 4 mostram os estágios de tratamento da imagem e binarização, bem como da identificação

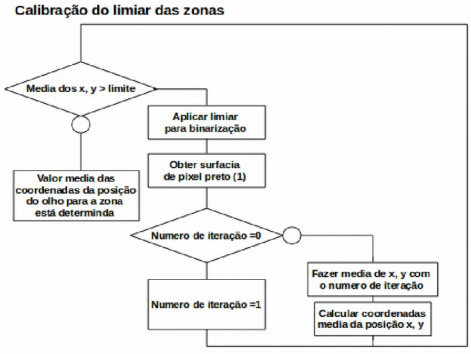


Figura 3: Etapas da definição da coordenada cartesiana do centro da pupila.

Adicionalmente, o algoritmo é capaz de identificar piscadas (condição sem informação da pupila – na soma dos pixels "1"). A Figura 4(A) mostra os estágios de tratamento da imagem, binarização e identificação da posição do centroide da pupila.

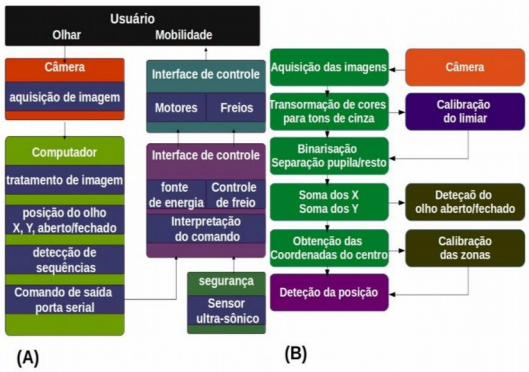


Figura 4: Protocolo Geral do acionamento da cadeira (4.A) e do processsamento das imagens da pupila (4.B).

Sistema de controle e modos de utilização – Um dos aspectos mais importantes deste projeto é a ergonomia e estabilidade no controle, principalmente, da velocidade e direção da cadeira. O protocolo de navegação utiliza sequências de posicionamento da pupila e piscadas para navegar.

O algoritmo desenvolvido em Matlab envia, através da função *serial(.)*, um conjunto de caracteres e valores numéricos ao microcontrolador Arduino. Nesse conjunto de informações, são contidas os comandos de direção (frente, trás, esquerda, direita) e de velocidade. O algoritmo desenvolvido no ambiente de programação do Arduino interpreta e envia comandos para uma saída digital (0-5V), modulados por largura de pulso (Pulse Width Modulation - PWM) [3]. Essa saída está ligada a um circuito de amplificação, conectado às baterias da cadeira (0-24V) alimentando assim o acionamento dos motores. Para produzir um movimento suave, tanto em velocidade como aceleração (e parada), os motores da cadeira de rodas são ativados seguindo uma curva linear de resposta. Essa curva foi implementada no Arduino para controlar e modificar o tempo e a taxa de acionamento da PWM (ciclo de trabalho); e com isso, controlar a evolução do nível médio de tensão enviado aos motores.

Neste protocolo, foram definidas quatro posições de ação, que estão representadas na Figura 3: 1 – "acima", 2 – "direita", 3 – "esquerda" e 4 – "abaixo". Essas posições estão calibradas seguindo o processo da figura 3. Há ainda a posição virtual denominada de posição "zero", que corresponde aos olhos fechados (ou a ausência de pupila na imagem).

Cada uma dessas posições corresponde a um comando em potencial. O usuário precisa olhar para baixo e piscar por um segundo para ativar o controle correspondente à direção "para frente". Para parar o movimento, basta piscar novamente por 500 milissegundos ou mais. Cada um dos lados das demais posições, 2 e 3, acionam os comandos de giro em torno do próprio eixo, respectivamente.

Para o modo de navegação em ambiente externo, foram desenvolvidas instruções que permitem realizar curvas com a cadeira em movimento. O usuário olha para uma das posições de ação, 2 ou 3, e a rotação no motor correspondente àquele lado diminui, fazendo com que a cadeira faça curvas suaves. A figura 5, abaixo, exemplifica a forma sequencial de ativação do sistema.

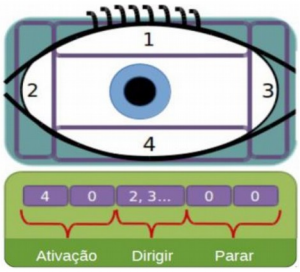


Figura 5: Esquema sobre o sistema de detecção da posição da pupila um exemplo das sequências de comando enviadas para o microcontrolador.

Para o modo de navegação em ambiente interno não há ativação do movimento por piscadas, pois estas podem comprometer a precisão dos movimentos. Neste modo, para maximizar a precisão de controle, o movimento intencionado é acionado de forma gradual enquanto o usuário estiver com a pupila na posição de ação. Desta forma, é possível realizar movimentos muito mais precisos, pois a aceleração da cadeira é gradual e com uma curva de inclinação pouco acentuada.

Para otimizar o sistema de navegação e auxiliar no desvio de possíveis obstáculos, foi também implementado um sistema de segurança. Esse mecanismo previne colisões e indica a presença de riscos em potencial nas proximidades da cadeira através de um *feedback* vibro-tátil. Através de sensores ultrassônicos, posicionados ao suporte dos pés do usuário, é possível medir a distância entre a cadeira e algum obstáculo potencial. Pequenos atuadores, representados por mini-motores de vibração, são fixados ao pescoço do usuário, gerando estímulos táteis em tempo real, de acordo com a posição do obstáculo. O controle desse sistema é realizado por um micro-controlador independente. A figura 4(B), abaixo, apresenta o esquema completo do sistema desenvolvido.

Exitem outros sitemas de controle para cadeiras motorizadas com dispositivos EyeT [4, 5], no entento, em nenhum outro existe a modulação do controle para tipos de ambientes diferentes, o mesmo procedimento de

identificação da imagem da pupila, tão pouco o sistema de detecção de obstáculo por *feedback* tátil.

Resultados

O sistema de navegação da cadeira de rodas motorizada, utilizando eye-tracking, é funcional e bastante adaptável. A ergonomia do sistema surge com a facilidade de uso e com o baixíssimo tempo de calibração do sistema para o usuário (em média de 25 segundos). O tempo de detecções e ativação para as ordens de direções, dados pelas piscadas, são em média de 2 segundos. Restam alguns refinamentos nas técnicas empregadas no processamento de sinais e imagens, porém o protótipo é um testável e totalmente funcional [6].

As avaliações até o momento mostraram um efetivo desempenho na avaliação do processamento e manufatura de hardware/software; nos algoritmos de processamento de imagens e de interfaceamento com os motores da cadeira.

Discussão

O sistema aqui desenvolvido pode ser facilmente adaptado para outras cadeiras motorizadas apenas trocando o sistema original de controle. O sistema opera independentemente do tipo de bateria e das características elétricas dos motores, uma vez que o movimento é controlado por um PWM que utiliza a bateria da própria cadeira como fonte de energia. A sensibilidade do sistema de resposta também pode ser facilmente modulada em função das necessidades das pessoas ou preferências de cada usuário.

Um aspecto importante deste método é que não há limitação permanente dos olhos do usuário em função do controle da cadeira. No modo de controle para ambiente externo, o usuário pode mover os olhos sem perder o controle da cadeira, graças ao sistema de ativação de curvas inserido no código. Tecnologias Assistivas que requerem treino a priori exibem uma dificuldade inicial na aprendizagem dos procedimentos de controles. Porém, uma vez aprendido os procedimentos, é possível ter um controle mais refinado com alta estabilidade durante a operação; gerando maior confiança, precisão e eficiência.

Conclusão

Este projeto apresentou um protótipo de navegação automática para cadeirantes com mobililidade extremamente reduzida. Esse protótipo foi construído a partir da integração de uma cadeira de rodas motorizada com um sistema de rastreamento de pupila (eye-tracking), em tempo real. O sistema de navegação ainda possui um sistema de detecção automático de obstáculos.

O movimento da cadeira mostrou-se eficiente, estável e ergonômico para dois módulos de navegação: em ambiente externo e ambiente interno. Em testes preliminares, voluntários operaram o protótipo sem treinamento prévio e em ambientes com grande concentração de pessoas, alta taxa de ruído e obstáculos.

Agradecimentos

Projeto financiado pelo CNPq: CHAMADA Nº 84/2013 MCTI-SECIS/CNPq - TECNOLOGIA ASSISTIVA. Núcleos Nascentes. Processo 458855/2013-8.

Referências

[1] Z. Zenn Bien, D. Stefanov. Advances in Rehabilitation Robotics: Human-friendly Technologies on Movement Assistance and Restoration for People with Disabilities (Lecture Notes in Control and Information Sciences). Springer, Ed. 1, vol. 306, 2014.

[2] Dolan M. J., Henderson G. I. Control devices for electrically powered wheelchairs: prevalence, defining characteristics and user perspectives. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, vol. 19, p. 1-7, 2016.

[3] J. Huang, K. Padmanabhan, O. M. Collins. The sampling theorem with constant amplitude variable width pulses, IEEE transactions on Circuits and Systems, vol. 58, p. 1178-1190, 2011.

[4] P. S. Gajwani1, S. A. Chhabria. Eye motion tracking for wheelchair control. International Journal of Information Technology and Knowledge Management, vol. 2, no. 2, p. 185-187, 2010.

[5] Ke Liang, Youssef Chahir, Michèle Molina, Charles Tijus, François Jouen. Appearance-based Eye Control System by Manifold Learning. 9th International Joint Conference on Computer Vision, Imaging and Computer Graphics Theory and Applications IEEE, vol 3, p. 148-155, 2014.

[6] https://www.youtube.com/watch?v=K3SYtimBhP4.

ÉCOLE PRATIQUE DES HAUTES ÉTUDES

SCIENCES DE LA VIE ET DE LA TERRE

TITRE : Dispositif de contrôle d'un fauteuil roulant électrique par oculométrie, interface cerveau-machine et système hybride.

DEPANNEMAECKER DAMIEN

Date de soutenance

RÉSUMÉ

Le projet présenté a pour but de développer un système de commande pour un fauteuil roulant électrique permettant de trouver une alternative au traditionnel joystick et il se base sur l'oculométrie et sur des techniques d'interface cerveau machine. L'objectif est d'obtenir un système qui soit réellement ergonomique et utilisable par tous et chacun avec ses spécificités. Un système d'oculométrie a été développé, ainsi qu'un boîtier d'interface basé sur un microcontrôleur permettant le contrôle des moteurs par des commandes envoyées via le port série d'un ordinateur. Ce boîtier permet l'interface avec différents moyens de contrôle, d'autres systèmes d'oculométrie, comme le système ONE développé par Ke Liang à l'EPHE. Ce mémoire présente également les travaux en cours sur le contrôle par une interface cerveau machine basé sur les potentiels évoqués en régime permanent et les possibilités de systèmes hybrides.

MOTS-CLÉS : système embarqué, oculométrie, interface cerveau-machine, fauteuil roulant électrique, classifieurs.