
COMMANDE PAR LE REGARD ET HANDICAP PRINCIPES ET PERFORMANCES

XIème congrès national de la SOFMEER
(Société Française de Médecine de Réadaptation).
Limoges, 14 septembre 1996

Jacques R. CHARLIER
jacques.charlier@metrovision.fr

SOMMAIRE

- [INTRODUCTION](#)
- [PRINCIPES DE LA COMMANDE](#)
- [TECHNIQUES DE MESURE DE LA DIRECTION
DU REGARD](#)
- [TECHNIQUES DE DESIGNATION](#)
- [CONCLUSIONS](#)
- [REFERENCES](#)

INTRODUCTION

L'idée d'utiliser le regard comme moyen de commande pour les patients présentant des perturbations motrices a suscité de nombreux projets de recherche dans le monde entier. Aux Etats Unis, on estime à 150 000 le nombre de patients susceptibles de bénéficier d'un système de commande par le regard (Whiteneck, 1980). Cependant, le nombre de patients équipés de systèmes de ce type ne doit pas aujourd'hui dépasser 200, ce qui indique que l'adaptation de ces nouvelles technologies aux problèmes spécifiques du handicap pose encore de nombreux problèmes.

L'objectif de cet article est de présenter les différentes solutions technologiques permettant, chez des sujets handicapés moteurs, de mesurer la direction du regard et d'utiliser le regard comme moyen de commande. Il est également de fournir une estimation des performances que l'on peut aujourd'hui attendre des différentes techniques existantes.

PRINCIPES DE LA COMMANDE PAR LE REGARD

La sélection d'un objet d'intérêt par le regard est un acte on en peut plus naturel car la vision des détails nécessite le déplacement de l'oeil (saccade) pour amener la zone de haute résolution de la rétine - la fovéa - en co ncidence avec l'objet regardé. Si l'on place plusieurs objets dans le champ du regard, on pourra déterminer quel est l'objet regardé à condition que les objets soient suffisamment distants l'un de l'autre.

Pour réaliser un dispositif de commande par le regard, il faut donc disposer d'un tableau d'objets cibles placé devant le sujet (écran de désignation) et d'un capteur de mouvements oculaire qui permet de déterminer quel est l'objet regardé. Il faut également un moyen de validation de la désignation effectuée : durée de la fixation du regard, clignement des paupières ou contacteur externe. Enfin, il faut un moyen permettant à l'utilisateur de savoir que sa commande a été prise en compte correctement.

L'information qui est produite par un tel dispositif est tout à fait similaire à celle fournie par un clavier informatique. Chaque commande (désignation par le regard dans le cas d'un système de commande par le regard ou appui sur une touche dans le cas d'un clavier informatique) déclenche une action telle que l'affichage d'un caractère sur l'écran, la commande d'un relais électrique (commande d'environnement), etc...

TECHNIQUES DE MESURE DE LA DIRECTION DU REGARD

De nombreuses techniques ont été proposées pour mesurer les mouvements oculaires. Elles ont déjà fait l'objet de plusieurs articles de synthèse (Young & Sheena 1974). Notre but se limitera ici à présenter les techniques susceptibles de répondre aux contraintes posées par les sujets handicapés. Dans ce contexte, un capteur idéal devrait être "non envahissant", facile à mettre en oeuvre, facile à calibrer, fiable et d'un prix accessible. Une caractéristique importante est le référentiel de mesure. Dans un système de désignation par le regard, il est très important que les objets visuels à désigner et le capteur de mouvements oculaires se trouvent dans le même référentiel. Par exemple, si le capteur est monté sur la tête, les objets visuels à désigner doivent également être placés sur un support fixe par rapport à la tête. Si ce n'est pas le cas, les mesures ne seront plus concordantes après un mouvement de la tête. En fait il existe bien quelques pathologies où la tête est immobile, mais elles ne représentent qu'un faible pourcentage des patients susceptibles de bénéficier d'un système de communication par le regard.

Une autre caractéristique importante est la précision des mesures. Plus le système est précis et plus le nombre désignations possibles est élevé. Si le dispositif permet moins de 26 désignations, la sélection d'une lettre de l'alphabet demande plusieurs désignations

successives, ce qui, compte tenu des risques d'erreur, ralentit considérablement les performances de vitesse.

La technique électro-oculographique (Marg 1951)

L'électro-oculographie est l'une des premières techniques utilisées en clinique pour enregistrer la motilité oculaire. Elle a fait l'objet de plusieurs applications dans le domaine du handicap (Kate & Van der Meer, 1984, Lacourse & Hludik, 1990, Kaczmarek, 1992). Son principe est de mesurer des différences de potentiel bioélectrique entre des électrodes en contact avec la peau à proximité du globe oculaire. Ces potentiels résultent du champ bioélectrique rétino-cornéen et sont modulés par les rotations de l'oeil dans son orbite. Cette solution est relativement peu onéreuse malgré les coûts de mise en conformité avec les normes de sécurité des appareils électro-médicaux (UTC, 1991).



le système Cyclope de l'université de Valenciennes
(Kaczmarek, 1992)

Un autre avantage est que l'enregistrement peut s'effectuer yeux fermés, ou semi ouverts (cas des patients présentant un ptôsis). Cependant, l'utilisation d'électrodes pose sur le long terme le problème du contact bioélectrique avec la peau.

Les dérives des potentiels d'électrode et les hétérogénéités du champ électrique empêchent la réalisation de mesures absolues et rendent peu fiables la mesure des mouvements verticaux.

Les mesures, faites par rapport à la tête, ne donnent pas une indication précise de la direction du regard lorsque cette dernière ne peut être maintenue immobile.

la technique du limbe (Torok *et al.* 1951)

Le limbe est la séparation entre la sclère (blanc de l'oeil) et l'iris (partie sombre). Si on éclaire cette région de l'oeil, la quantité de lumière réfléchiée dépend des surfaces relatives de la sclère et de l'iris dans le champ de mesure et donc de la position de l'oeil. Cette technique a fait l'objet de plusieurs applications dans le domaine du handicap (Frietman, 1984, Yamada & Fukuda, 1985, Gauthier, 1987, Thomson, 1993, système Vision Key de Eye Can, 1996). Elle est peu coûteuse car il suffit d'une simple source de lumière couplée à un détecteur élémentaire, l'ensemble pouvant être fixé sur une monture de lunettes. Cependant, l'alignement du capteur par rapport au globe oculaire n'est pas toujours facile (il n'y a pas

d'image de l'oeil pour se repérer). Les mesures sont facilement perturbées par les mouvements de tête et elles sont limitées aux mouvements horizontaux car le limbe est souvent masqué par les paupières supérieures.

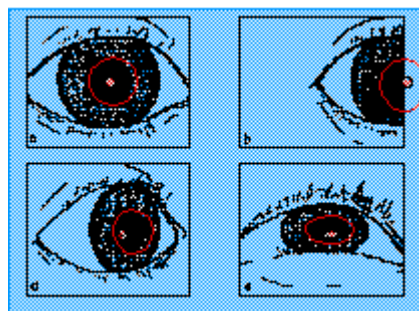


le système Vision Key (Eye Can, Canada)

les techniques basées sur le principe de Hirschberg (Hirschberg 1885)

Hirschberg, strabologue de la fin du 19^{ème} siècle, a montré que l'on peut déterminer précisément l'orientation du regard en repérant la position du reflet d'une source de lumière sur la cornée de l'oeil (reflet cornéen) par rapport à la pupille. Cette méthode permet ainsi des mesures absolues et indépendantes des mouvements de la tête.

L'introduction des capteurs d'image optoélectroniques et des techniques de traitement numérique ont permis la réalisation de systèmes de mesure automatiques d'abord pour des applications de recherche et depuis peu pour certaines applications cliniques. Cette technique est sans aucun doute la plus précise parmi celles utilisables chez des sujets handicapés. On peut par exemple obtenir sans calibration des désignations fiables sur un tableau comprenant 6 cases. Avec une calibration simplifiée (5 points à fixer), faite une fois pour toutes (Buquet & Charlier, 1994), on peut obtenir des désignations fiables sur un écran de 30 cases, ce qui correspond à un clavier simplifié disposant de l'ensemble des lettres de l'alphabet.



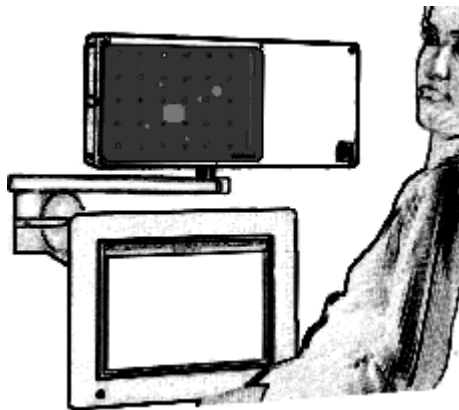
Influence des mouvements de translation et de rotation de l'oeil sur la position relative du centre de la pupille et du reflet cornéen

- a- regard droit devant : le reflet cornéen apparaît au centre de la pupille.
- b- regard droit devant après translation de la tête : le reflet est toujours au centre de la pupille.

- c- regard vers le haut : le reflet se déplace verticalement par rapport au centre de la pupille.
- d- regard vers la droite : le reflet se déplace horizontalement par rapport au centre de la pupille

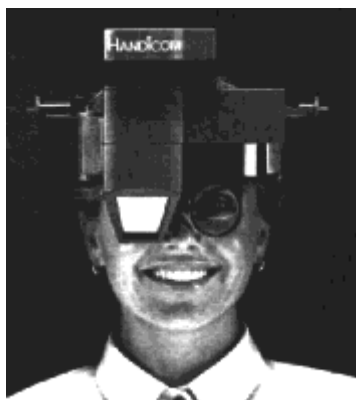
Cette technique a fait l'objet récemment de nombreux développements dans le domaine du handicap. On ne dénombre pas moins d'une petite dizaine de produits ou projets basés sur ce même principe : Eye Tracker Communication System (Friedman & al, 1981), Eye Typer de SST (USA), Eye Gaze de LC Technologies (USA), Eye Command de Handicom (Suède) et Visioboard, développé par notre laboratoire en collaboration avec la société Metrovision et l'association Delta 7 (projet DeltaVision).

Qu'est ce qui différencie ces différents produits ? Une première différence fondamentale est le référentiel de mesure. La plupart des appareils utilisent un référentiel "extérieur" : l'écran de désignation et le capteur de mouvements oculaires sont solidaires et simplement placés devant le patient. Cette solution impose le maintien de l'oeil dans le champ de la caméra qui recueille son image (20 mm au plus). Il faut donc que la tête soit maintenue immobile (cas de l'Eye Tracker Communication System, de l'Eye Type et de l'Eye Gaze) ou que l'appareil dispose d'un système de recherche et de suivi des mouvements de la tête (cas du Visioboard).



le système Visioboard de Metrovision

Le système Eye Command utilise un référentiel "tête" : le capteur et l'écran de désignation sont portés sur un casque. Le poids de l'ensemble porté par la tête n'est pas mentionné, mais le résultat qui ressemble assez aux systèmes de visualisation "tête haute" utilisés dans l'aviation militaire paraît difficilement acceptable. Par contre, le système Eye Access utilise un référentiel tête pour le capteur de mouvements et un référentiel "extérieur" pour l'écran. Son utilisation devrait donc imposer l'immobilité de la tête.



Le système Eye Command
(Handicom, Suède)

A noter que tous ces appareils reposent sur l'analyse d'une image. Celle-ci doit être de bonne qualité : nette, sans masquage par les cils ou les paupières ou la sortie de l'œil du champ de la caméra. On peut s'attendre à des difficultés lors de mouvements céphaliques ou corporels non contrôlés ou en cas de ptôsis ou d'œil sec, même si certains systèmes sont un peu moins sensibles que d'autres à ces problèmes (Charlier & al, 1985). En règle générale, toutes les techniques imposent une utilisation à poste fixe et en environnement contrôlé (attention par exemple aux sources de lumières pouvant générer des reflets parasites sur la cornée). D'autres complications de nature neuro-ophtalmologique amènent des contraintes supplémentaires : pour les sujets porteurs de correction optique, il faut éviter la formation de reflets parasites sur les verres correcteurs, pour les yeux secs, il est nécessaire d'appliquer régulièrement des larmes artificielles, chez certains sujets, il est important de placer le capteur sur l'œil directeur, etc. .. Il est important que les personnes amenées à prescrire et à adapter ces appareils soient formées pour pouvoir identifier ces différents obstacles et mettre en œuvre les solutions quand elles existent.

TECHNIQUES DE DESIGNATION PAR LE REGARD

Comme nous l'avons mentionné précédemment, la désignation par le regard suppose également un dispositif de validation de la sélection par l'utilisateur et un moyen de retour vers ce dernier du choix pris en compte. Une étude récente (Charbonnier, 1995) a comparé différents modes de validation et de retour d'information. Dans le mode "**bouton poussoir**", la sélection par le regard est validée par l'appui sur un bouton poussoir. Dans le mode "**fixation**", c'est la durée de fixation qui, au-delà d'un certain seuil, déclenche la prise en compte de la sélection. Dans le mode "**clignement**", un clignement d'œil valide la sélection. Les modes "bouton poussoir" et "fixation" s'avèrent, chez des sujets de laboratoire plus rapides que le mode "clignement". Les cadences atteintes sont proches d'une désignation par seconde, ce qui est un peu plus rapide que la désignation à l'aide d'une souris informatique "classique" et environ deux fois plus lent que la frappe au clavier avec un seul doigt. Nous n'avons malheureusement pas de données de ce type portant sur des sujets handicapés. D'après notre

expérience, le mode "fixation" semble donner des résultats satisfaisants dans la plupart des cas.

CONCLUSIONS

La commande par le regard est très certainement une technique d'avenir. Elle est cependant encore loin d'avoir atteint l'optimum des performances souhaitable pour répondre aux contraintes multiples et variées des handicaps susceptibles d'en bénéficier. De toute évidence, les difficultés ne sont pas au niveau des applications dont le champ tend à s'élargir rapidement grâce au développement de la micro informatique, mais bien au niveau du capteur lui même. Déjà, certaines techniques peuvent apporter une aide appréciable dans certains cas particuliers. Cependant, il importe de connaître leurs performances et leurs contraintes de façon à identifier les cas de patients susceptibles de les utiliser.

REMERCIEMENTS

Ce travail a bénéficié du support financier du Ministère de la Recherche et de la Technologie, de la société METROVISION, de l'association DELTA7 et de la Fondation des Mutuelles du Mans.

REFERENCES

- Buquet C, Charlier J Quantitative assessment of the static properties of the oculomotor system with the photo-oculographic technique. *Med Biol Eng Comp*, 1994, 32, 197-204.
- Charlier J, Bariseau JL, Paris V, Dispositif de traitement du signal pour l'analyse d'images de l'oeil. Brevet France 8513911, extension aux pays européens.
- Friedman MB, Kiliany G, Dzmura M, Anderson D The eyetracker communication system. *Proc John Hopkins 1st national search for applications of personal computing to aid the handicapped* 1981.
- Frietman EEE The detection of eyeball movements with the eye-sistant. *Theoretical and applied aspects of eye movement research*. Gale & Johnson eds Elsevier Science Pub 1984
- Gauthier GM Bientôt des ordinateurs commandés par le regard. *Science & Vie Micro* 1987, 45, 109-111.
- Hirschberg J Uber die Messung des Schieldgrades und die Dosierung der Schieloperation. *Zentrabl Prakt Augenheild*. 1885, 8, 325.
- Kaczmarek R Commande oculaire pour l'aide à la communication et au contrôle de l'environnement par l'handicapé moteur. *Motricité Cérébrale* 1992, 13, pp.24-30.
- Kate JH, VanderMeer P An electro-ocular switch for communication of the speechless. *Med Prog Technol* 1984, 10, 135-141
- Lacourse JR, Hludik FC An eye movement communication-control system for the disabled. *IEEE Trans BME* 1990, 37, 12, 1215-1220.

- Thomson Système d'aide à la communication pour personnes handicapées. Questionnaire 1993.
- UTC Règles générales de sécurité des appareils électromédicaux. Norme Européenne, CEI601-1. 1991.
- Whiteneck GG A collaborative study of high quadriplegia. National Institute of Handicapped Research, 1980
- Yamada M, Fukuda T Eye movement control technique in word processor speeds communication for profoundly handicapped. JEE 1985, 74-77.