

---

## **ERGONOMIE COGNITIVE DES DISPOSITIFS DE SUBSTITUTION SENSORIELLE.**

### **PROPOSITION D'UNE METHODE POUR EVALUER LEUR UTILISABILITE POUR L'AIDE A LA MOBILITE DES PERSONNES AVEUGLES.**

**Nicolas LOUVETON**

*Laboratoire de Psychologie et NeuroCognition (LPNC). CNRS UMR 5105  
Université Pierre Mendès France,  
BP 47, 38040 Grenoble Cedex 9 (France)  
e-mail : [Nicolas.Louveton@inrets.fr](mailto:Nicolas.Louveton@inrets.fr)*

**Barthélémy DURETTE**

*GIPSA-Lab Département Images-Signal (DIS). CNRS UMR 5216  
Institut National Polytechnique de Grenoble  
BP 46, 38402 GRENOBLE Cedex (France)  
e-mail : [Barthelemy.Durette@gipsa-lab.inpg.fr](mailto:Barthelemy.Durette@gipsa-lab.inpg.fr)*

**David ALLEYSSON**

*Laboratoire de Psychologie et NeuroCognition (LPNC). CNRS UMR 5105  
Université Pierre Mendès France,  
BP 47, 38040 Grenoble Cedex 9 (France)  
e-mail : [David.Alleysson@upmf-grenoble.fr](mailto:David.Alleysson@upmf-grenoble.fr)*

**Jeanny HERAULT**

*GIPSA-Lab Département Images-Signal (DIS). CNRS UMR 5216  
Institut National Polytechnique de Grenoble  
BP 46, 38402 GRENOBLE Cedex (France)  
e-mail : [jeanny.herault@gipsa-lab.inpg.fr](mailto:jeanny.herault@gipsa-lab.inpg.fr)*

---

## RESUME

*La déficience visuelle a un impact élevé sur la mobilité des personnes qui en sont affectées. Les nouvelles technologies, comme celles dites de substitution sensorielle, sont prometteuses pour porter assistance aux personnes aveugles dans cette activité quotidienne. Cependant, il existe peu de protocoles rapides et rationalisés pour évaluer leur réelle efficacité en situation écologique. Cette recherche a pour objectif de proposer une telle méthode d'évaluation. Nous chercherons tout d'abord à définir un cadre de travail conceptuel pour construire notre protocole, nous l'appliquerons ensuite sur le dispositif de substitution visuo-auditif TheVibe. Le protocole est fondé sur l'apprentissage et la perturbation de l'activité sensori-motrice permise par le dispositif afin de démontrer son utilisabilité. Cette expérience implique 20 participants aux yeux bandés qui devront apprendre un parcours avec le dispositif TheVibe. Après apprentissage, ils doivent restituer le parcours en condition normale ou perturbée. Leurs performances sont évaluées en termes d'erreurs de mobilité et de temps de parcours. Les résultats montrent que le dispositif joue sur les performances des participants seulement sur le nombre d'erreurs de mobilité. Ces résultats et les entretiens individuels nous mettent sur la voie d'une amélioration de la méthode d'apprentissage et du traitement du signal réalisé par le dispositif.*

## ABSTRACT

*Visual impairment has a high cost on mobility. Modern technologies such as sensory substitution devices are promising to give assistance to visually impaired persons in this crucial activity. The interest of these devices needs to be evaluated. However there are very few assessment tools to evaluate their help in vision-loss mobility situations. This research aims to propose a simple and fast procedure. Our main goals are to define a conceptual framework to specify such an assessment procedure and to apply it on the visual to auditory substitution system: TheVibe. The procedure is based on the learning and the puzzling of the sensori-motor activity learned by users of the device in order to demonstrate its usability. This experiment implied 20 blind-folded participants, who have to learn a mobility course with TheVibe and to reproduce it in normal and disturbed conditions. The performances are assessed in term of mobility errors and travel time. Results show a significant effect of the device only on the errors of mobility performance indicator. These results and those obtained by interview lead us to improve the learning phase of our procedure and signal processing computed by the device.*

## 1 Introduction

Nous connaissons tous la nécessité quotidienne de nous déplacer d'un lieu à un autre dans des espaces plus ou moins vastes. Cette activité de mobilité est essentielle dans la vie humaine. La source d'informations que représente la vision est cruciale dans sa réalisation. La cécité ou la perte partielle de la vision ont, en effet, un impact élevé sur les capacités de mobilité (Hatwell, 2003). Concevoir un système artificiel permettant une mobilité autonome et sans risque pour les personnes déficientes visuelles constitue donc un enjeu humain et social évident. De nos jours, les nouvelles technologies ouvrent des pistes prometteuses et innovatrices pour l'aide à la mobilité (Simonnet, Guinard, & Tisseau, 2006; Gill, 1997; Zrenner,

2002). Les dispositifs de substitution sensorielle font partie des systèmes artificiels qui ont déjà montré leur intérêt dans certaines situations (Bach-y-Rita & Kercel, 2003; Meijer, 2003). Cependant la question de leur apport réel dans le contexte de la mobilité reste sans réponse. Il existe en effet peu de méthodes d'évaluation et aucun protocole standardisé. De plus, le cadre conceptuel utilisé lors du cycle de conception-évaluation des prothèses visuelles n'est souvent pas explicité. Ainsi, l'objectif de cette étude sera double : d'une part de mettre en place un cadre théorique d'ergonomie cognitive permettant de rationaliser le processus de conception-évaluation ; et d'autre part, de proposer un protocole générique permettant l'évaluation de prothèses visuelles dans le contexte de mobilité. Dans cet article nous soumettrons à notre protocole le dispositif de substitution sensorielle visuo-auditive TheVibe.

## 1.1 Mobilité et handicap visuel

La mobilité peut sembler ordinaire et transparente pour la plupart d'entre nous. Il n'en demeure pas moins que c'est une activité cognitive complexe impliquant la coopération des processus perceptifs, mnésiques et de planification de l'action (Espinosa, Ungar, Ochaíta, Blades, & Spencer, 1998). Plus précisément, elle est définie selon Foulke (1982) par la capacité de se déplacer d'un lieu à un autre « de façon habile, sûre, confortable et indépendante ». Selon Rieser, Ashmead, Talor, et Youngquist (1990) le développement de la mobilité se ferait par l'apprentissage des corrélations entre les actes locomoteurs et les variations géométriques perçues (distances et orientations) qui en sont la conséquence. Enfin, selon Jansson (1986) cette activité nécessite quatre habilités cognitives et motrices : la capacité (1) à s'aligner à son environnement, (2) à s'orienter en direction d'un but, (3) à planifier des mouvements finalisés et enfin (4) à produire une locomotion sans perte d'équilibre.

Dans l'espèce humaine, le canal d'information visuel est un élément privilégié pour la réalisation d'une mobilité efficace. Ainsi, la cécité ou la perte partielle de la vision rendent difficile sa réalisation. L'absence d'informations visuelles pose d'évidents problèmes d'identification et d'évitement d'obstacle. De plus, la marche des personnes aveugles est caractérisée par le phénomène de « veering ». Ce phénomène consiste en une dérive progressive du marcheur lorsqu'il tente d'effectuer une trajectoire rectiligne. Il s'évalue par l'intermédiaire d'une tâche de marche droit devant soi. Cette tâche consiste à demander aux participants de marcher droit devant eux à partir d'un point de départ et d'une orientation initiale. Les déviations mesurées peuvent être de l'ordre un mètre et demi au bout de 10 mètres de marche (Kallie, Schrater, & Legge, 2007) ou encore de 10 mètres au bout de 30 mètres de marche (Hatwell, 2003). En outre, Kallie et al. (2007) et Cratty et Williams (1966) ont montré que le veering était associé à l'absence de conscience de la dérive, même si cette dérive est importante (jusqu'à 10 mètres de rayon). Enfin, il semblerait que l'importance du veering augmente quand la marche ralentit (Klatzky et al., 1990), or la locomotion des personnes aveugles est lente : ceci est dû à la fois à la petite amplitude des pas et à leur longue durée (Clark-Carter, Heyes, & Howarth, 1986). Ce phénomène de dérive pose d'évidents problèmes d'orientation et constitue un danger en milieu urbain.

La déficience visuelle partielle peut également rendre difficile la mobilité. L'atteinte spécifique de certaines composantes de la vision est, à cet égard, particulièrement informative sur les éléments du système visuel jouant un rôle crucial dans la mobilité.

En effet, les performances de mobilité sont particulièrement affectées par la perte de la sensibilité au contraste et à celle de la vision périphérique notamment en bas du champ visuel (Leat & Lovie-Kitchin, 2006; Kuyk, Elliott, & Fuhr, 1998; West et al., 2002).

## **1.2 Aides électroniques : différentes approches**

Les nouvelles technologies ouvrent un ensemble de possibilités pour pallier au handicap visuel. Il existe une diversité de prothèses électroniques pour la mobilité que nous présentons en distinguant deux approches : celle de suppléance informationnelle et celle de suppléance sensorielle. La première consiste à apporter les informations pertinentes pour une activité de mobilité par un canal sensoriel autre que celui de la vision. L'information est codée dans un système sémantique directement utilisable par l'utilisateur. Cette approche regroupe les systèmes d'aide à la mobilité urbaine comme Talking Signs utilisé à San Francisco (Rhodes & Rutenberg, 1999) qui permet la transmission d'informations verbales concernant l'utilisation des systèmes de transports. Le projet Mobility of Blind and Elderly People Interacting with Computers (MOBIC) financé par l'Union Européenne a pour vocation d'être un système de description vocale d'itinéraire (Gill, 1997). Il existe également un projet de cartes tactiles maritimes pour les non-voyants (Simonnet et al., 2006).

La seconde optique est celle de la suppléance sensorielle. Dans ce cas, le dispositif opère au niveau des signaux physiques. Il existe deux catégories d'outils de suppléance sensorielle. D'une part, les implants qui poursuivent un objectif de restitution fonctionnelle du système visuel (Zrenner, 2002) et d'autre part, les outils de substitution sensorielle. La première approche consiste à implanter directement sur les voies visuelles un dispositif électronique permettant de convertir une entrée vidéo en impulsions électriques intégrables par le système nerveux. Les implants peuvent être placés à différents niveaux du système visuel : soit en périphérie au niveau de la rétine ou du nerf optique, soit au niveau des aires cérébrales visuelles. Cette approche ambitieuse est coûteuse et invasive. Les résultats obtenus pour l'instant sont limités à la perception de phosphènes (i.e. des petites tâches lumineuses). Quant à eux, les outils de substitution sensorielle ont pour objectif de convertir un signal physique pertinent pour l'utilisateur en un signal perceptible par l'utilisateur. Le dispositif le plus emblématique d'aide à la mobilité pour les personnes aveugles suit ce principe : la longue canne convertit les variations de relief du terrain en vibrations mécaniques perceptibles au niveau proprioceptif. Bach-y-Rita (Bach-y-Rita, Collins, Saunders, White, & Scadden, 1969) est le premier à avoir proposé un dispositif électronique de substitution sensorielle, le Tactile Vision Substitution System (TVSS) qui convertissait une entrée vidéo digitalisée en un motif de vibrations mécaniques appliqué sur le dos de l'utilisateur. L'objectif était de rendre la vision aux personnes aveugles en s'appuyant sur la plasticité cérébrale et les recouvrements possibles entre les différentes modalités sensorielles. Les objectifs de la substitution sensorielle visent plutôt aujourd'hui l'ouverture d'une nouvelle modalité perceptive plutôt qu'une restauration de celle qui a été perdue (Lenay, Gapenne, Hanneton, Marque, & Genouëlle, 2000).

## **1.3 Evaluer les dispositifs de suppléance sensorielle**

Toutefois, la richesse des possibilités techniques contraste avec la pauvreté des méthodes d'évaluation. Dans cette recherche, nous ne nous intéressons qu'à l'évaluation des prothèses de suppléance sensorielle et plus précisément des outils

de substitution sensorielle. Ces derniers ont fait leurs preuves dans diverses études de laboratoire sur la localisation de cibles, la reconnaissance de motifs plus ou moins complexes ou la perception de la profondeur (Bach-y-Rita et al., 1969; Arno et al., 2001; Lenay, 2003; Auvray, 2004; Renier et al., 2005; Durette, Gamond, Hanneton, Alleysson, & Héroult, 2007). La démonstration de leur intérêt en situation réelle reste à démontrer. Bach-y-Rita (1997) évoque par exemple le cas d'un aveugle travaillant grâce à un dispositif de substitution sensorielle sur une chaîne de montage dans une usine d'électronique. De telles capacités permises par un dispositif de substitution sensorielle sont rares et nécessiteraient en outre de très longues heures d'apprentissage. Au final, il demeure que la question de l'apport des prothèses visuelles en situation de mobilité reste sans réponse. Le protocole permettant d'apporter un élément de réponse à cette question devra donc impliquer une activité de mobilité en milieu écologique tout en respectant une contrainte de temps : c'est-à-dire que le protocole devra permettre une décision quant à la qualité du dispositif sans nécessiter une longue phase d'apprentissage. Pour construire un tel protocole, nous nous inspirons de deux recherches particulièrement pertinentes pour notre problématique.

### **1.3.1 Evaluation du potentiel des implants rétinien**

Dowling et Maeder (2004) tentent d'évaluer l'apport des implants rétinien dans une situation de mobilité. Ils ont conçu à cet effet un dispositif portable permettant de simuler une vision basse résolution. Ils utilisent pour cela un logiciel exécuté sur un ordinateur de poche qui convertit la vidéo issue d'une caméra numérique en une vidéo appauvrie sous forme de phosphènes (résolution de 25x25 phosphènes). Le système peut éventuellement informer de la présence proche d'un obstacle en affichant des phosphènes roses dans la région concernée de l'image. La caméra et l'écran sur lequel sont affichés les phosphènes sont montés sur un casque placé sur la tête des utilisateurs.

En utilisant la vidéo issue de la conversion, les participants doivent réaliser deux tâches de parcours de mobilité en intérieur. Dans ce type de tâche, il s'agit de se déplacer d'un point à un autre d'un parcours en évitant les éventuels obstacles (Leat & Lovie-Kitchin, 2006). Durant la première tâche, les participants doivent simplement effectuer le parcours, tandis que dans la seconde ils doivent en plus récupérer des clés disposées sur une table située dans le parcours. Il y a deux essais pour chacune des tâches. Les participants sont affectés à trois conditions d'affichage : (1) huit niveaux de gris, filtre médian et alertes d'obstacles, (2) huit niveaux de gris et filtre médian et enfin (3) 256 niveaux de gris et filtre moyenné. Les auteurs ont mesuré la vitesse de marche et le nombre de contacts avec les obstacles du parcours. Les résultats montrent que la répétition de la tâche a un effet positif sur les performances de mobilité. En revanche aucun effet n'est démontré en fonction du type d'affichage.

Nous retiendrons de cette expérience l'utilisation d'un parcours de mobilité en intérieur avec une mesure de la vitesse de marche et du nombre d'erreurs de mobilité. Nous regrettons néanmoins que cette étude ne permette pas l'évaluation de l'apport du dispositif de façon directe mais seulement par l'intermédiaire de l'étude de différents types de traitement de l'image. En outre, il n'est pas possible d'isoler rigoureusement l'effet de la répétition de la tâche par rapport à celui des informations apportées par le dispositif.

### **1.3.2 Evaluation d'un dispositif de substitution sensorielle**

Nagel, Carl, Kringe, Martin, et König (2005) ont testé l'apport d'un dispositif de substitution sensorielle. Leur dispositif est une ceinture sensible au champ magnétique terrestre. Cette ceinture possède des vibrateurs sur sa face intérieure. Ces vibrateurs sont en contact avec la peau autour du bassin. Le dispositif a pour but de servir de boussole électronique. Dans cette étude, des sujets voyants aux yeux bandés sont soumis à une tâche de « homing ». Il s'agit d'une tâche dans laquelle le sujet effectue une série de parcours de petite taille ayant la forme de polygones tracés au sol. Le participant effectue le parcours avec l'expérimentateur du point de départ jusqu'au dernier sommet du polygone. La tâche consiste alors à retourner au point de départ seul et par le chemin le plus court (i.e. le dernier côté du polygone). Le participant s'arrête quand il pense être arrivé. L'expérimentateur mesure alors l'erreur en terme de distance et d'angle par rapport à la trajectoire idéale. Les participants suivent un apprentissage d'utilisation de la ceinture (six semaines). Cet entraînement se fait sous la forme d'un exercice de pointage de cible selon différentes orientations (30 minutes par session). Les participants sont classés en deux groupes : le groupe contrôle effectue les exercices d'entraînements en guise d'apprentissage et doit réaliser 90 minutes par jour d'activité avec la ceinture ; tandis que le groupe expérimental doit, en plus des exercices, porter la ceinture la journée durant tout l'apprentissage. La tâche est réalisée après apprentissage sur les deux groupes selon deux conditions : dans la première la ceinture est fonctionnelle alors que dans la seconde celle-ci est mise hors tension. Les résultats montrent un effet du dispositif lorsqu'il est fonctionnel pour le groupe expérimental et uniquement sur les angles d'erreurs mesurés. Ceci s'explique par la nature du dispositif qui n'est sensible qu'aux variations d'orientation.

Cette étude apporte l'idée intéressante d'une comparaison en intra-sujet pour évaluer l'impact du dispositif. Toutefois, la tâche utilisée est peu écologique et très spécifique au dispositif. En outre, la comparaison du dispositif en mode fonctionnel contre le dispositif hors tension est problématique car elle ne permet pas une comparaison équitable au niveau de l'environnement dans lequel l'utilisateur est immergé. En effet, la quantité de stimulation, le stress et/ou les stratégies de perception de l'espace sont potentiellement modifiés par l'utilisation du dispositif. A cet égard, les mêmes auteurs ont réalisé une seconde étude utilisant une tâche d'orientation dans un parcours virtuel (moteur du jeu vidéo Quake III). Les participants doivent retrouver des cubes disséminés dans un environnement urbain simulé. Ils utilisent l'écran de l'ordinateur et la ceinture donne la direction du Nord dans l'environnement simulé. Ils sont affectés à trois conditions : (1) la ceinture fonctionne normalement, (2) la ceinture fonctionne mais donne des informations incorrectes, (3) la ceinture ne fonctionne pas. La performance mesurée est le temps de réalisation de la tâche. Cette étude avait pour but de tester l'intégration des informations délivrées par la ceinture avec celles de la vision. La condition (2) devait mettre en conflit les deux types d'informations et donc diminuer les performances. Aucune différence n'a été trouvée entre la condition (1) et (2).

L'objectif de cette étude n'était pas d'évaluer l'apport du dispositif dans une situation sans vision. Cependant, la comparaison d'une condition où le dispositif donne des informations congruentes par rapport aux actions du sujet à une condition où il donne des informations non congruentes est selon nous très pertinente. Elle permettrait d'évaluer l'apport du dispositif en fonctionnement tout en conservant un contexte immersif équivalent.

## 1.4 Définition de notre approche

Nous allons nous inspirer de ces méthodes pour établir un protocole d'évaluation des dispositifs de suppléance sensorielle. Pour mettre en place ce protocole, nous souhaitons développer une démarche d'ergonomie cognitive pour les prothèses électroniques d'aide à la mobilité. Nous avons choisi de fonder cette démarche sur le cadre de travail offert par la théorie sensori-motrice de la perception (O'Regan & Noë, 2001). Nous pensons que cette théorie rend particulièrement compte de l'utilisation des dispositifs de substitution sensorielle et de la nécessité de l'action pour utiliser de tels outils de perception (O'Regan & Noë, 2001; Lenay, 2003). Dans cette théorie, la conception de la perception s'oppose à celle du cognitivisme classique. Pour ce dernier, la perception est un calcul symbolique appliqué sur une entrée sensorielle brute. Le résultat doit aboutir à la création de représentations de haut niveau sur les objets visuels et l'espace (Marr, 1982). Ce serait ces représentations qui guideraient par la suite les actions par l'intermédiaire de traitements de haut niveau (Fodor, 1983). Au contraire, la théorie sensori-motrice de la perception propose que la perception, et notamment l'expérience qualitative de nos modalités sensorielles, soit en fait liée au couplage entre les flux d'entrées sensorielles et de sorties motrices. Percevoir est donc une activité circulaire d'actes moteurs (i.e. de déplacement des capteurs sensoriels) et de retours sensoriels sur ces actes moteurs. Ce cadre théorique s'inscrit dans la lignée des théories perception-action (Gibson, 1986; Uexküll, 1965). Par rapport aux travaux de ces derniers auteurs, ce cadre conceptuel permet à la fois un formalisme mathématique (Philipona, O'Regan, & Nadal, 2003; Lenay, 2003; Durette et al., 2007) et la définition d'étapes d'appropriation des dispositifs de substitution sensorielle (Auvray, 2004). Nous utiliserons donc les concepts fournis par cette théorie pour jeter les bases d'une ergonomie cognitive des dispositifs de suppléance sensorielle.

Dans notre étude, nous utiliserons principalement le concept de couplage sensori-moteur. Il sera notre indicateur de la qualité du dispositif évalué. En effet, le couplage sensori-moteur permis par un dispositif correspond à l'ensemble des corrélations qu'il permet entre les actes moteurs et les retours sensoriels qui en découlent. Tous les outils de suppléance sensorielle doivent offrir théoriquement un ensemble minimal de corrélations sensori-motrices. Dans ce cadre, la qualité d'un tel dispositif est sa capacité à fournir un couplage sensori-moteur qui pourra être appris et utilisé efficacement par un utilisateur réel.

Ce critère de qualité définira pour nous « l'utilisabilité » du dispositif. Ainsi, notre protocole n'aura pas pour but d'évaluer son utilité dans la vie quotidienne. Seule une évaluation écologique de longue durée le permettrait. En revanche, il s'agira de construire un outil d'évaluation heuristique pour évaluer l'usage possible d'une prothèse de suppléance sensorielle ou de ses paramétrages. Nous proposons donc un protocole qui est à la fois compact dans le temps et qui implique une situation similaire à la tâche réelle.

Il consistera en deux temps : une phase d'apprentissage et une phase de test. Durant la première phase, les participants devront apprendre à réaliser seuls un parcours simple en s'appuyant sur le couplage offert par le dispositif. Durant la phase de test les participants doivent réaliser le parcours seuls dans deux conditions : (1) avec un dispositif qui fonctionne selon le couplage sensori-moteur appris, (2) avec un dispositif qui fonctionne selon un couplage non appris. Les performances de mobilité en terme de vitesse de parcours et d'erreurs de mobilité sont enregistrées. L'hypothèse est que si le dispositif est utilisable alors l'utilisateur devrait apprendre à

se servir du couplage permis par le dispositif pour réaliser la tâche. Nous opérationnalisons cette logique par la comparaison des deux conditions de test sur les performances de mobilité. En effet, si le couplage est utilisable alors il devrait exister un différentiel de performance entre les deux conditions. De cette manière, l'environnement perçu par l'utilisateur (stimulations, stress, stratégies utilisables...) reste équivalent dans les deux conditions : seul le couplage sensori-moteur est manipulé.

Le dispositif de substitution sensorielle auquel nous allons appliquer notre protocole d'évaluation est le dispositif de substitution visuo-auditive TheVibe développé par Sylvain Hanneton au laboratoire de Neurophysique et Physiologie (Université Paris 5). Il s'agit d'un logiciel de substitution visuo-auditive. Il permet la conversion d'un flux vidéo numérisé (webcam, caméra) en une séquence de motifs sonores. Ce logiciel est pertinent pour servir de base à nos expérimentations car il permet un ajustement précis des paramètres de la conversion image/son et donc des modalités du couplage sensori-moteur.

## **2 Méthode**

### **2.1 Participants**

Vingt participants voyants ont pris part à cette expérimentation. Il y a autant d'hommes que de femmes. Leur âge varie de 22 à 38 ans ( $M = 25.9$ ,  $SD = 4.53$ ). Trois d'entre eux ont déjà utilisé le dispositif dans une expérience de pointage plusieurs mois auparavant. Les participants n'ont pas de problèmes auditifs connus. Seul un participant avait l'habitude de garer sa voiture le long du parcours.

### **2.2 Dispositif**

Pour notre système de mobilité nous utilisons le logiciel TheVibe qui permet de convertir un flux vidéo en un flux sonore. Le codage vidéo/son suit deux principes. Sur l'axe horizontale, le codage relie la position horizontal des sources lumineuses à la balance stéréo (i.e. une source lumineuse à gauche émet un son plus intense de ce côté et inversement). Le codage sur l'axe verticale relie la position vertical des sources lumineuses à la fréquence des sons émis (i.e. plus la source lumineuse est haute dans l'image et plus le son sera aigu et inversement). Ce codage est appliqué concrètement à un nombre limité de points sur l'image : la conversion image/son n'est réalisé qu'après ré-échantillonnage de l'image. Ce ré-échantillonnage peut être comparé à celui des cellules ganglionnaires dans la rétine qui mesurent à travers leurs champs récepteurs les réponses de plusieurs photorécepteurs. Par analogie, nous appelons la configuration de l'échantillonnage, une rétine. Une rétine comprend un ensemble de neurones de champs récepteurs qui possèdent chacun un certain nombre d'échantillons. Une source sonore est attribuée à chaque champ récepteur en fonction de sa position sur l'image en respectant le codage image/son. Les échantillons calculent une moyenne de l'intensité lumineuse dans le périmètre de leur champ récepteur. Si cette moyenne dépasse un certain seuil le champ récepteur est activé. Le son délivré correspond alors à celui de la source sonore attribué au champ récepteur activé. L'intensité du son est fonction de l'intensité lumineuse échantillonnée au niveau du champ récepteur. Toutes les sources sonores peuvent être actives en même temps et forment ainsi un motif sonore.

La version que nous utilisons (TheVibe 3) a été modifiée par le laboratoire Grenoble Images Parole Signaux et Automatique (GIPSA). Cette version se distingue des précédentes par le codage du son. Dans cette version, l'échelle d'intensité du son est codée en décibel (échelle logarithmique) au lieu d'utiliser un codage linéaire. Le codage logarithmique est plus cohérent avec le codage du son dans le système auditif humain. Il doit permettre une meilleure discrimination des intensités sonores notamment entre les deux oreilles. Les fréquences sonores sont codées avec une échelle en Bark qui améliore la discrimination entre différentes fréquences. Une revue de ces échelles psychophysiques est trouvée dans Hartmann (1997).

Notre installation comprend une caméra frontale BlackEye2 portée au niveau du front (cf. figure 1). L'angle de vue de la caméra est de 92°. Les contours de l'image sont renforcés : le contraste est augmenté et la luminosité diminuée par rapport aux réglages d'usine. L'image capturée par cette caméra est transmise à un ordinateur PC portable DELL par un tuner TV usb PINNACLE. L'ordinateur est équipé d'un processeur INTEL Core 2 cadencé à 2 GHz et de 2 Go de mémoire vive. Il est placé dans un sac à dos ainsi que le matériel annexe (batteries et tuner vidéo). Le logiciel TheVibe transcoded la capture vidéo en signal sonore. Le son est fourni au sujet par l'intermédiaire d'un casque audio Sennheiser HD280Pro.



**Figure 1** — *Illustration de notre système de mobilité.*

Toutes les rétines utilisées dans cette étude sont dotées de 200 champs récepteurs distribués aléatoirement dans un cadre de 320x240 pixels. La répartition des champs récepteurs sur l'image suit une loi de probabilité uniforme. Un algorithme de Kohonen assure leur répartition équitable au sein de ce cadre. Les champs récepteurs sont séparés les uns des autres avec une distance moyenne de 21 pixels. Chaque champ récepteur possède 10 échantillons. Ils sont placés aléatoirement, selon une loi gaussienne, dans un périmètre de 6 pixels autour du champ récepteur.

Le centre net de l'image capturée par la caméra est situé sur la gauche par rapport au centre réel de la capture. De plus, l'image subit une distorsion due au grand angle de la caméra. La disposition des champs récepteurs est corrigée pour tenir compte des distorsions géométriques de la caméra.

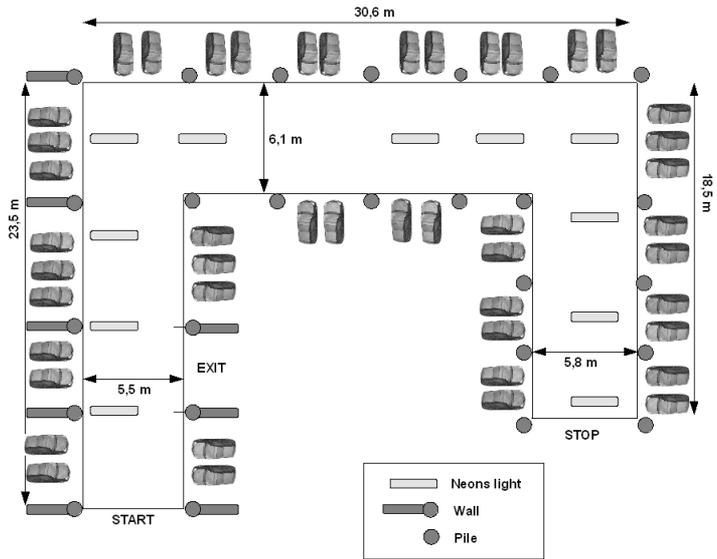
Une rétine d'apprentissage est créée et attribuée à chaque participant. En condition de test, ces rétines seront appelées rétines « Normales ». A partir de celles-ci, une seconde série de rétines dites « Inversées » est créée. Ces rétines sont identiques à leur version « Normale » mis à part l'attribution des sources sonores des champs récepteurs qui est inversée par rapport à l'axe vertical. La position des champs récepteurs reste identique. Utiliser les rétines inversées est donc équivalent à exécuter le logiciel TheVibe sur une image inversée en miroir.

### **2.3 Environnement perceptif**

Les sujets ont les yeux bandés par un masque. Ils doivent parcourir un trajet pédestre à l'intérieur du parking souterrain du laboratoire. Ce type d'environnement présente l'avantage d'être composé de plages lumineuses très contrastées. En outre, sans filtrage particulier de l'image TheVibe est très sensible à la lumière du soleil qui peut donc interférer. Enfin, il permet de définir un parcours bien délimité et qui laisse de l'aisance aux participants dans leurs déplacements.

Le parcours est identique pour tous les sujets et durant toute l'expérimentation : il consiste à suivre trois segments de couloirs consécutifs avec deux virages à droite (cf. figure 2). Il est balisé par une ligne de départ et une ligne d'arrivée. L'environnement est éclairé par une série de néons. Des voitures sont stationnées sur les côtés du parcours. Elles présentent différents degrés de réflexion de la lumière. Ce paramètre est laissé libre.

Titre article



**Figure 2** — Plan et environnement.

*En haut : Plan du parcours avec emplacement des néons (rectangles clairs), des murs (rectangles sombres) et des pilonnes (cercles sombres). Le départ se fait au niveau de « START » et l'arrivée au niveau de « STOP ». En bas : Illustration de l'environnement.*

Durant l'expérience les participants ne perçoivent de cet environnement visuel que son « substitut » sonore délivré par TheVibe. Le son est réglé à un volume confortable pour chaque sujet de façon à ce que chacun perçoive facilement les variations de sons issues du dispositif ainsi que les paroles de l'expérimentateur. Les sons se répartissent sur une gamme de fréquences de 300 Hz à 3000 Hz. Les variations sonores sont liées aux variations de l'image que la caméra capture.

## 2.4 Procédure

Les participants sont conduits sur le lieu du parcours. Il est expliqué aux participants qu'il s'agit d'une expérience de mobilité sans vision, assistée par un dispositif « transformant les images de la caméra en sons » et que le but de l'expérience « est d'évaluer leur capacité d'apprentissage et de restitution d'un parcours pédestre avec le dispositif ». Ni les conditions expérimentales, ni le fonctionnement du dispositif ne sont expliqués aux participants.

Durant toute l'expérience, le participant a les yeux bandés et est équipé du dispositif TheVibe. Celui-ci est alors mis en fonctionnement. Au début de chaque réalisation du parcours, le participant est placé au centre de la ligne de départ. Le parcours se termine après qu'il ait traversé la ligne d'arrivée.

L'expérience est composée de quatre sessions. Les trois premières sont des sessions d'apprentissage tandis que la dernière est une session de test. Toutes les sessions sont constituées de trois phases. La première est une phase guidée durant laquelle le participant effectue avec l'aide de l'expérimentateur le parcours de mobilité dans le sens de l'aller et du retour. L'expérimentateur tient le participant par le bras et fait en sorte de suivre la vitesse de marche la plus confortable pour le sujet.

Cette phase est suivie de deux phases d'essai. Durant ces deux phases le participant doit réaliser seul le parcours dans le sens de l'aller. Le retour est accompagné de l'expérimentateur. Dans les sessions d'apprentissage TheVibe est configuré avec la rétine d'apprentissage attribuée à chaque sujet.

Durant la session de test, la phase guidée se déroule avec la rétine d'apprentissage comme dans les autres sessions. Les deux phases d'essai qui suivent correspondent à deux conditions expérimentales. L'une des deux phases est réalisée en utilisant une rétine « Inversée » et l'autre est réalisée en utilisant la rétine « Normale » attribuée aux participants. L'ordre des conditions est contrebalancé entre les sujets et inconnu de l'expérimentateur. Il n'est pas expliqué aux participants que les deux sessions d'essai sont différentes.

Durant toutes les phases d'essai deux indicateurs de performance sont mesurés : le temps de réalisation du parcours et le nombre d'erreurs de mobilité. Le temps mis pour la réalisation du parcours est chronométré du départ jusqu'au dépassement de la ligne d'arrivée. De plus, quand le sujet sort du couloir formé par les allées du parking et/ou se dirige vers un obstacle (pilonnes ou voitures stationnées sur les côtés), l'expérimentateur donne une indication verbale « à gauche » ou « à droite » pour permettre au participant de retourner dans une zone dégagée du couloir. La sortie du parcours puis le retour dans une zone dégagée après intervention de l'expérimentateur constitue une erreur de mobilité.

A la fin de l'expérience, nous avons proposé un questionnaire d'évaluation du protocole et du dispositif. Au travers de neuf questions, il traite de la qualité de l'apprentissage, de la compréhension du dispositif et de l'expérience vécue avec celui-ci. Ce questionnaire n'a été créé qu'à la suite des premières observations, ainsi n'a-t-il été soumis qu'aux sept derniers utilisateurs du dispositif.

### 3 Résultats

#### 3.1 Session de test

Pour tester l'hypothèse d'une différence entre les conditions de couplage normal et inversé, nous avons normalisé les performances mesurées dans les deux conditions. Nous rapportons la performance de chaque participant sur une condition à la moyenne de ses performances sur les deux conditions. Ceci permet de contrôler la variabilité interindividuelle liée aux performances globales de chaque sujet. La standardisation se calcule comme suit sur les deux indicateurs de performances de mobilité. :

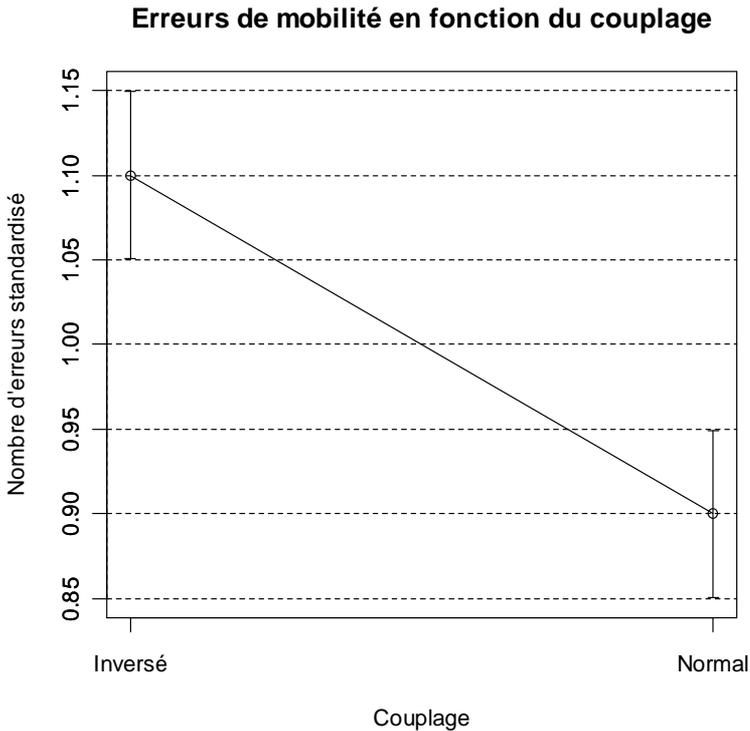
Calcul pour la condition Normale :

$$2 \times \frac{\text{Performance}(\text{Normale})}{\text{Performance}(\text{Normale}) + \text{Performance}(\text{Inversée})}$$

Calcul pour la condition Inversée :

$$2 \times \frac{\text{Performance}(\text{Inversée})}{\text{Performance}(\text{Normale}) + \text{Performance}(\text{Inversée})}$$

Nous testons l'existence d'un effet du changement de couplage. Nous avons pratiqué un test de student pour échantillons appariés sur nos deux indicateurs de performances. Sur l'indicateur d'erreurs de mobilité, nous trouvons une différence significative entre les deux conditions de couplage :  $t(19) = 2.0194$ ,  $p < .05$ . Les participants font plus d'erreurs de mobilité dans la condition « Inversée » ( $M = 1.10$ ,  $SD = 0.22$ ) que dans la condition « Normale » ( $M = 0.90$ ,  $SD = 0.22$ ). (Voir figure 3.)



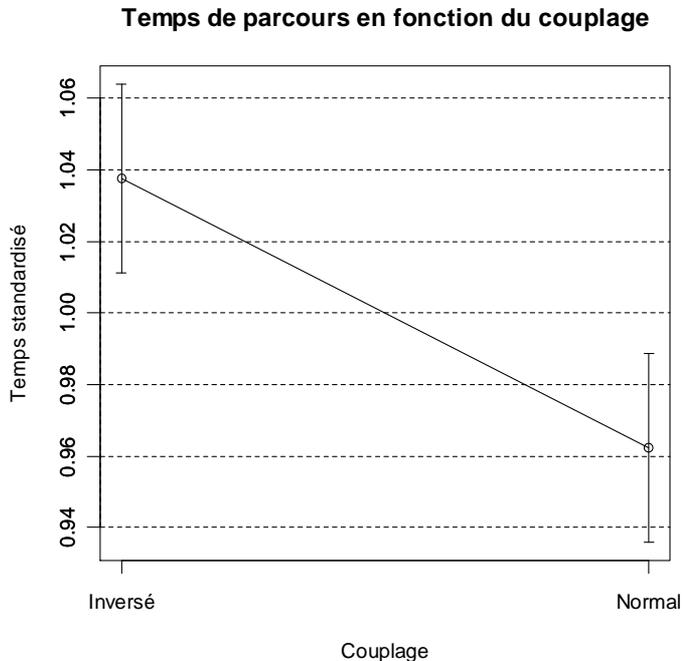
**Figure 3** Effet du changement de couplage sur le score standardisé d'erreurs de mobilité.

La même analyse sur l'indicateur de temps de parcours révèle un effet tendanciel du changement de couplage ( $p = 0.0844$ ). On observe que les participants sont plus lents dans la condition « Inversée » ( $M = 1.04$ ,  $SD = 0.12$ ) que dans la condition « Normale » ( $M = 0.96$ ,  $SD = 0.12$ ). (Voir figure 4.)

### 3.2 Sessions d'apprentissage

Pour savoir si les trois sessions d'apprentissage sont quantitativement suffisantes, nous avons testé l'hypothèse d'une stagnation des performances sur les deux dernières sessions d'apprentissage comparativement à la première session. D'une part, nous avons testé le contraste opposant la moyenne des deux dernières conditions à la première. Nous nous attendons à ce que ce contraste d'intérêt explique une part significative des données. D'autre part, nous testons un contraste résiduel opposant les deux dernières sessions d'apprentissage. Nous attendons que ce contraste n'explique pas une part significative des données.

Les résultats vont dans le sens de nos attentes. Notre contraste d'intérêt est significatif sur l'indicateur d'erreurs de mobilité :  $t(19) = 2.6857, p < .05$  ; ainsi que pour l'indicateur de temps de parcours :  $t(19) = 3.6721, p < .01$ . En outre, le contraste résiduel n'est significatif ni sur l'indicateur d'erreurs de mobilité ( $p = .5255$ ), ni sur l'indicateur de temps de parcours ( $p = .08683$ ). Ces résultats vont dans le sens d'une stagnation des performances de mobilité observées sur les deux dernières sessions d'apprentissage (voir figure 5.)



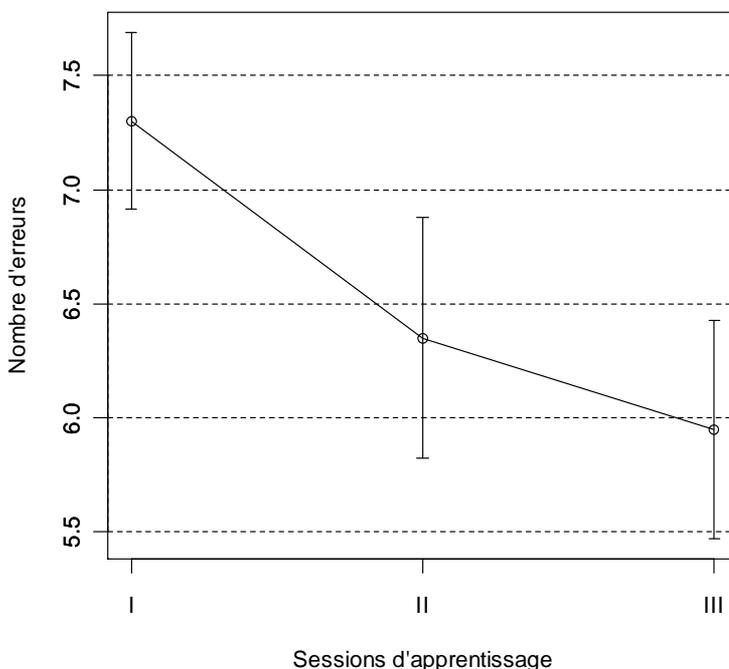
**Figure 4** — Effet du changement de couplage sur le score standardisé de temps de parcours.

### 3.3 Questionnaire

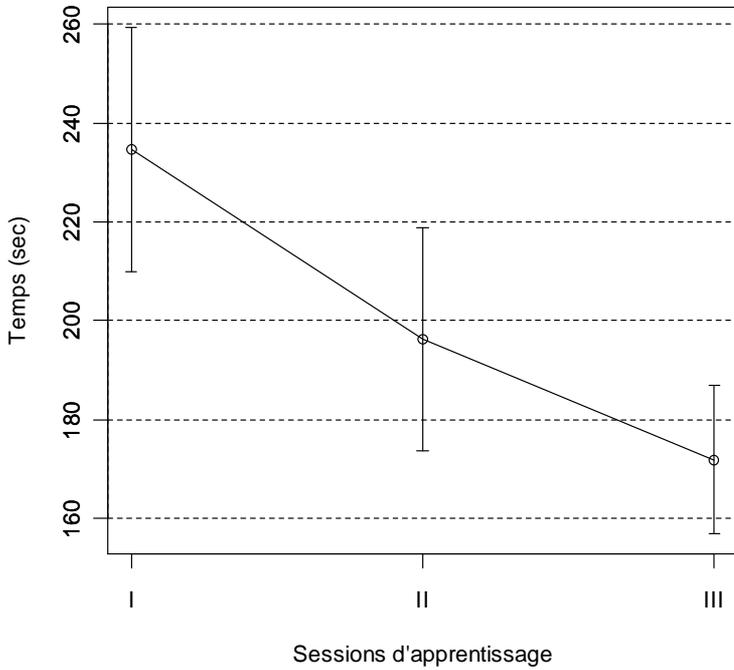
Les questionnaires proposés à sept de nos participants ont permis d'obtenir des renseignements intéressants sur leur utilisation du dispositif. Concernant

l'apprentissage, à la question « L'apprentissage était-il trop long ou trop court ? » 70% des participants ont répondu qu'il était insuffisant. De plus, 70% des participants ont exprimé le souhait d'une plus grande possibilité d'expérimentation avec le dispositif quand ils répondent à la question « Y a-t-il des choses que vous auriez aimé faire avec le dispositif et que vous n'avez pas pu faire ? ». A la question « Comment décririez-vous l'environnement dans lequel vous avez évolué ? » aucun participant n'a eu le sentiment de percevoir visuellement l'environnement, la modalité auditive restant dominante. Pour ce qui concerne l'utilisation des sons émis par le dispositif, on note que 60% des utilisateurs jugent qu'il est difficile de se concentrer sur les sons durant l'expérience (question : « Est-ce qu'il était difficile de se concentrer sur les sons ? »). A la question « Quels repères / stratégies avez-vous utilisés pour vous déplacer ? » 50% des utilisateurs décrivent des stratégies autres que celle de l'utilisation des sons (utilisation de la proprioception, de la température et de l'odorat). Enfin, aucun participant n'a répondu correctement à la question « A votre avis, comment fonctionne la conversion de l'image en son ? ».

### Erreurs de mobilité en fonction de l'apprentissage



### Temps de parcours en fonction de l'apprentissage



**Figure 5** — Evolution des performances en fonction de l'apprentissage.  
Erreurs de mobilité (en haut) et temps de parcours (en bas).

## **4 Discussion**

Dans cette étude, notre objectif était de construire un protocole d'évaluation susceptible de mettre à l'épreuve l'utilisabilité du dispositif de substitution sensorielle TheVibe. Nous nous sommes concentrés sur la notion d'utilisabilité entendue comme la possibilité d'utiliser le dispositif efficacement sous certaines conditions. Cette notion a été articulée au concept de couplage sensori-moteur qui médiatise selon nous la possibilité d'émettre des comportements efficaces avec le dispositif. Nous avons fait l'hypothèse que si le dispositif est utilisable, les utilisateurs devraient pouvoir apprendre et utiliser efficacement le couplage sensori-moteur qu'il permet suite à un apprentissage approprié. Concrètement, pour prouver l'établissement d'un couplage effectif entre l'utilisateur et le dispositif, nous nous attendions à l'existence d'une différence de performance de mobilité entre deux conditions d'utilisation du dispositif : une condition où le couplage était identique à celui de l'apprentissage et une condition où il était inversé.

Les résultats obtenus sont encourageants. En effet, notre protocole a permis d'objectiver l'utilisation efficace du couplage permis par le dispositif sur l'indicateur du nombre d'erreurs de mobilité. Les résultats sont moins satisfaisants sur l'indicateur de temps de parcours. Ce protocole est donc heuristique pour évaluer l'intérêt potentiel des prothèses visuelles pour la mobilité. Cependant, les remarques qualitatives des utilisateurs nous amènent à envisager des améliorations possibles aussi bien pour le dispositif TheVibe que pour notre protocole. En effet, aucune évaluation antérieure n'a démontré l'apport de TheVibe dans le contexte de mobilité. Ainsi, la question de l'évaluation du dispositif et celle de l'évaluation de notre protocole sont liées. En guise de perspective, nous proposons des améliorations possibles pour le dispositif ainsi que pour notre protocole.

En ce qui concerne le dispositif, un nombre élevé d'utilisateurs ont trouvé difficile l'utilisation des sons fournis par le dispositif : il était difficile pour eux de se concentrer sur la grande quantité de sons disponibles. Ceci peut être dû à un manque d'expertise mais les modalités de la conversion image/son pourraient être améliorées. Au niveau des paramètres d'échantillonnage, le recouvrement des aires d'échantillonnage sur les rétines a été défini sur la base théorique du théorème de Shannon. De plus, la quantité de champs récepteurs a été définie à la suite d'expériences empiriques réalisées sur nous même. Un travail expérimental serait nécessaire pour optimiser la configuration de ces paramètres. En outre, la question de la réduction de la quantité d'information délivrée par le dispositif reste cruciale. Effectivement, il faut rappeler que la bande passante du nerf optique est de 4 millions de bits par seconde alors que celle du nerf auditif est de 800 mille bits par seconde (Browne, 2003). Dans ce cadre, l'utilisation d'un filtre mimant le fonctionnement de la rétine et plus particulièrement le comportement des cellules ganglionnaires de type Y (Hérault & Durette, 2007) représente une possibilité intéressante de réduction de l'information. Ces cellules ont la propriété d'appliquer un filtrage passe haut spatial et temporel, c'est-à-dire qu'elles ne répondent qu'aux variations rapides du signal d'entrée. Concrètement, ce filtre permettrait l'extraction du mouvement et des contours des objets. Un tel traitement semble pertinent pour la mobilité car la sensibilité au contraste et au mouvement est essentielle pour la réalisation de cette activité. Enfin, en extérieur, le ciel est une source importante de lumière et donc de bruit via le dispositif. Un filtrage de ce type permettrait d'éliminer cette source de stimulation non pertinente pour la mobilité.

Pour ce qui concerne notre protocole, nous pourrions tout d'abord critiquer l'utilisation d'une condition de couplage inversé comme condition expérimentale. En effet, l'inversion en miroir de l'image n'affecte que les paysages asymétriques et les obstacles positionnés à distance du centre de l'image. En outre, le couplage inversé, bien que non appris, reste un couplage possible et donc utilisable. Dans notre expérience, l'environnement n'était pas totalement symétrique (néons décentrés dans les couloirs, cf. figure 2) et l'utilisation du couplage inversé très restreinte (une seule phase de restitution) ce qui limite la possibilité d'un apprentissage de ce couplage. Toutefois, ces deux facteurs pourraient supprimer la différence recherchée entre les deux conditions et éventuellement, nous conduire à conclure à tort sur le non établissement du couplage. L'idéal serait alors de créer un véritable découplage comme condition de comparaison. Du point de vue technique, ceci pourrait être fait en ré-attribuant aléatoirement les sources sonores aux champs récepteurs à une certaine fréquence. De telles conditions empêcheraient tout apprentissage d'un couplage sensorimoteur.

Nous avons pu constater que certains utilisateurs ont trouvé l'apprentissage trop court et ont particulièrement regretté de ne pas avoir pu explorer les possibilités du dispositif. Les analyses sur les courbes d'apprentissage suggèrent que d'un point de vue quantitatif l'apprentissage a été suffisant. Les améliorations possibles du protocole pourraient donc être de l'ordre d'une amélioration qualitative de l'apprentissage. Le rapport qualitatif que les utilisateurs entretiennent avec le dispositif semble assez inégal. Certains sont capables de décrire précisément leur expérience vécue avec le dispositif : deux utilisateurs donnent une description intéressante de leurs perceptions avec le dispositif. Le premier est capable de dissocier les composantes du son qui varient lentement de celles qui varient rapidement. Il associe les premières à l'éclairage global tandis qu'il associe les secondes à la texture formée par les voitures garées sur les côtés. Le second utilisateur était capable de deviner l'orientation des néons au dessus de sa tête et s'en servait pour s'orienter. En revanche, les autres utilisateurs avaient une description plus pauvre de leur environnement perçu (décrit comme un environnement sombre et bruyant). Par ailleurs, certains utilisateurs ont essayé de jouer avec le dispositif durant l'expérience : ils tentaient de percevoir leurs mains ou l'expérimentateur. D'autres auraient souhaité s'arrêter un moment durant les phases guidées pour observer plus longtemps un stimulus qui leur semblait intéressant. Ces observations nous mettent sur la piste d'une nécessité d'améliorer l'appropriation qualitative du dispositif. Proposer un protocole qui favorise l'appropriation du dispositif pourrait augmenter la sensibilité de notre protocole.

Lenay (2003) a montré que l'ouverture d'un nouvel espace perceptif par un outil de perception est indissociable de l'appropriation active que l'utilisateur peut faire de cet outil. Cette appropriation nécessite un entraînement préalable que Auvray (2004) décrit comme une série d'étapes. Le passage par ces étapes est nécessaire à l'appropriation complète d'un outil de substitution sensorielle. Ces étapes pourraient être une source d'inspiration pour améliorer notre protocole.

Nous proposons donc de garder le même protocole que celui utilisé dans cette étude mais en ajoutant une première session de « découverte ». Cette session serait constituée de deux ou trois exercices « jouets » réalisés dans un cadre semi-directif. L'objectif serait de permettre à l'utilisateur d'apprendre le fonctionnement du dispositif en utilisant des tâches plus variées que celle de mobilité (e.g. pointage, localisation de cibles) et en laissant une certaine liberté dans la découverte de stratégies

d'utilisation. Ces exercices pourraient être fondés sur les stades de Malika Auvray, en particulier les stades de contact, d'attribution distale et de localisation (cf. tableau 1). L'expérience se déroulera ensuite comme dans le protocole que nous venons d'évaluer.

**Tableau 1** — *Tableau synthétique des stades d'immersion d'un outil de perception selon M. Auvray.*

<b>Étapes de l'immersion</b>	<b>Compétences sensori-motrices</b>
Contact	Capacité à maintenir une stimulation dans le champ perceptif.
Attribution distale	Perception d'un objet distant dans l'espace.
Maîtrise de l'espace distal	Construction d'une métrique de l'espace.
Localisation distale	Capacité sémantique et catégorisation.
Immersion dans un nouvel espace	Oubli du dispositif et utilisation intuitive de l'espace.

Nous noterons, pour finir, que notre protocole bien que poursuivant des objectifs pragmatiques soulève des questions théoriques sur la perception de l'espace. Plus précisément, cette recherche a montré qu'il était possible d'utiliser une prothèse visuelle sans connaître son fonctionnement. Ce fait pose la question de la nécessité d'avoir une représentation préalable de l'espace pour agir, ou si c'est l'action qui permet la construction d'un nouvel espace. La manipulation des caractéristiques de l'apprentissage permettrait d'utiliser ce protocole dans la recherche fondamentale pour étudier une telle question.

## 5 Notes et remerciements

Pour toute correspondance, s'adresser à Barthélémy Durette :

barthelemy.durette@gipsa-lab.inpg.fr

Je tiens à remercier particulièrement Barthélémy pour son encadrement original, pour sa présence, et pour les nombreuses discussions d'ordre épistémologique que nous avons eu ensemble. De même, je remercie David pour son écoute, ses relectures attentives et la grande liberté de choix qu'il nous a donnée dans ce travail.

Nous remercions également l'entreprise Seitz Phototechnik AG (www.roundshot.ch), la région Rhône-Alpes et l'association "Les Gueules Cassées" pour le soutien financier qu'elles ont apporté à ce projet de recherche.

## 6 Références bibliographiques

Arno, P., Vanlierde, A., Streeel, E., Wanet-Defalque, M., Sanabria-Bohorquez, S., & Veraart, C. (2001). Auditory substitution of vision : pattern recognition by the blind. *Applied Cognitive Psychology*, 15(5), 509–519.

Auvray, M. (2004). Immersion et perception spatiale : l'exemple des dispositifs de substitution sensorielle. Unpublished doctoral dissertation, Ecole des Hautes Etudes en Sciences Sociales.

Bach-y-Rita, P. (1997). Substitution sensorielle et qualia. *Perception et intermodalité. Approches actuelles de la question de Molyneux*, 81–100.

Bach-y-Rita, P., Collins, C., Saunders, F., White, B., & Scadden, L. (1969). Vision substitution by tactile image projection. *Nature*, 221(5184), 963–4.

Bach-y-Rita, P., & Kercel, W. (2003). Sensory substitution and the human-machine interface. *Trends in Cognitive Sciences*, 7(12), 541–546.

Browne, R. (2003). Toward a mobility aid for the blind. *Proc. Image and Vision Computing*, 2003.

Clark-Carter, D., Heyes, A., & Howarth, C. (1986). The efficiency and walking speed of visually impaired people. *Ergonomics*, 29(6), 779–789.

Cratty, B., & Williams, H. (1966). Perceptual Thresholds of Non-Visual Locomotion, Part II.

Dowling, J., & Maeder, A. (2004). Mobility enhancement and assessment for a visual prosthesis.

Durette, B., Gamond, L., Hanne-ton, S., Alleysson, D., & Hérault, J. (2007). Biomimetic Space-Variant Sampling in a Vision Prosthesis Improves the User's Skill in a Localization Task. *Arxiv preprint arXiv :0709.2762*.

Espinosa, M., Ungar, S., Ochaita, E., Blades, M., & Spencer, C. (1998). Comparing Methods for Introducing Blind and Visually Impaired People to Unfamiliar Urban Environments. *Journal of Environmental Psychology*, 18(3), 277–287.

Fodor, J. (1983). *Modularity of Mind*. Bradford Book.

Foulke, E. (1982). Perception, cognition and the mobility of blind pedestrians. *Spatial abilities : Development and physiological foundations*, 55–76.

Gallon, C., Fowkes, A., & Edwards, M. (1995). Accidents involving visually impaired people using public transport or walking. *Transport Research Laboratory, Project Report*, 82.

Gibson, J. (1986). *The Ecological Approach to Visual Perception*. Lawrence Erlbaum Associates.

Gill, J. (1997). *Mobility of Blind and Elderly People Interacting with Computers*.

Hartmann, W. (1997). *Signals, Sound, and Sensation*. Amer Inst of Physics.

Hatwell, Y. (2003). *Psychologie cognitive de la cécité précoce*. Dunod.

Hérault, J., & Durette, B. (2007). Modeling Visual Perception for Image Processing. *IWANN*, 662–675.

- Jansson, G. (1986). Development and evaluation of mobility aids for the visually handicapped. In *Development of electronic aids for the visually impaired*. Dordrecht: Martinus Nijho.
- Kallie, C., Schrater, P., & Legge, G. (2007). Variability in Stepping Direction Explains the Veering Behavior of Blind Walkers. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 33(1), 183–200.
- Klatzky, R., Loomis, J., Golledge, R., Cicinelli, J., Doherty, S., & Pellegrino, J. (1990). Acquisition of route and survey knowledge in the absence of vision. *J Mot Behav*, 22(1), 19–43.
- Kuyk, T., Elliott, J., & Fuhr, P. (1998). Visual correlates of mobility in real world settings in older adults with low vision. *Optom Vis Sci*, 75(7), 538–47.
- Leat, S., & Lovie-Kitchin, J. E. (2006). Measuring mobility performance : experience gained in designing a mobility course. *Clinical and Experimental Optometry*, 89, 215.
- Lenay, C. (2003). Ignorance et suppléance : la question de l'espace. Hdr 2002, Université de Technologie de Compiègne.
- Lenay, C., Gapenne, O., Hanneton, S., Marque, C., & Genouëlle, C. (2000). La substitution sensorielle : Limites et perspectives. *Toucher pour connaître : Psychologie cognitive de la perception tactile manuelle*, PUF.
- Marr, D. (1982). *Vision : A Computational Investigation into the Human Representation and Processing of Visual Information*. Henry Holt and Co., Inc. New York, NY, USA.
- Meijer, P. (2003). Vision technology for the totally blind. Online : [<http://www.seeingwithsound.com>].
- Nagel, S., Carl, C., Kringe, T., Martin, R., & König, P. (2005). Beyond sensory substitution—Learning the sixth sense. *Journal of Neural Engineering*, 2.
- O'Regan, J., & Noë, A. (2001). A sensorimotor account of vision and visual consciousness. *Behavioral and Brain Sciences*, 24(05), 939–973.
- Philipona, D., O'Regan, J., & Nadal, J. (2003). *Is There Something Out There? Inferring Space from Sensorimotor Dependencies (Vol. 15) (No. 9)*. MIT Press.
- Renier, L., Collignon, O., Poirier, C., Tranduy, D., Vanlierde, A., Bol, A., . (2005). Cross-modal activation of visual cortex during depth perception using auditory substitution of vision. *Neuroimage*, 26(2), 573–580.
- Rhodes, W., & Rutenberg, U. (1999). *Demonstration and Evaluation of Wayfinding Technologies for Travellers with Sensory Disabilities at Edmonton International Airport*. TP 13428E, Transportation Development Centre.
- Rieser, J., Ashmead, D., Talor, C., & Youngquist, G. (1990). Visual perception and the guidance of locomotion without vision to previously seen targets. *Perception*, 19(5), 675–689.
- Simonnet, M., Guinard, J., & Tisseau, J. (2006). Preliminary work for vocal and haptic navigation software for blind sailors. *Information and Communication Technologies*, 2006. ICTTA'06. 2nd, 1.

Uexküll, J. von. (1965). Mondes animaux et monde humain ; suivi de Théorie de la signification. Gonthier.

West, S., Rubin, G., Broman, A., Munoz, B., Bandeen-Roche, K., & Turano, K. (2002). How Does Visual Impairment Affect Performance on Tasks of Everyday Life? The SEE Project, 120(6), Am Med Assoc.

Zrenner, E. (2002). Will Retinal Implants Restore Vision? Science, 295(5557), 1022-1025.

---

## Nicolas Louveton



Nicolas Louveton est doctorant à l'université de la méditerranée. Il a réalisé son Master Recherche en psychologie cognitive au LPNC (Université de Grenoble) et au GIPSA-Lab (Institut National Polytechnique de Grenoble) sur l'ergonomie cognitive du système de substitution sensorielle TheVibe. Il réalise actuellement une thèse financée par l'INRETS et la Région PACA sur le couplage perception-action et les stratégies d'évitement de collisions en conduite routière. Ce travail de thèse est réalisé sous la direction de Reinoud Bootsma et Gilles Montagne à l'Institut des Sciences du Mouvement (Marseille) et de Catherine Berthelon au département Mécanismes d'Accidents à l'INRETS (Salon de Provence).

## Barthélémy Durette



Barthélémy Durette a reçu son diplôme de Master en Physique Fondamentale en 2002 à l'Université de Paris XI à Orsay. Il compléta ensuite sa formation en Sciences Cognitives (Master Recherche à l'Institut National Polytechnique de Grenoble, 2003) et de traitement du signal (SIPT, Master Recherche à l'INPG, 2005). Depuis octobre 2005, il travaille comme doctorant sur le projet « Systèmes de substitution sensorielle pour le handicap visuel » financé par la région Rhône-Alpes et l'association « Les Gueules Cassées ». Le but est de créer un système de traitement de l'image biomimétique reproduisant les principales caractéristiques du système visuel humain et de l'embarquer dans un dispositif de substitution sensorielle afin d'en améliorer l'efficacité. Ce travail est réalisé sous la direction de Jeanny Hérault et David Alleysson.

## David Alleysson



David Alleysson est chercheur au CNRS affecté au Laboratoire de Psychologie et NeuroCognition (LPNC UMR 5105) de l'Université Pierre-Mendès France de Grenoble. Pendant son doctorat il s'est intéressé au traitement du signal chromatique dans la rétine et l'influence de ces traitements sur la perception

), Vol(n), pp-pp

humaine des couleurs. Il a ensuite passé trois ans à L'Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL) au Laboratoire de Traitement du Signal (LTS) où il a travaillé sur l'optimisation des imprimantes laser couleur puis au Laboratoire de la Communication AudioVisuelle (LCAV) où il a travaillé sur la caractérisation de la chaîne cinématographique numérique. Il continue aujourd'hui ses recherches sur la modélisation du système visuel, le codage de la couleur, les non linéarités et adaptation de la vision et étudie leur application pour les caméras numériques et les systèmes de substitution sensorielle. Il a été responsable de l'Action Spécifique (AS 163) du CNRS Traitement perceptifs d'images numériques couleur et à été co-organisateur de la conférence internationale, 18th Symposium of the International Colour Vision Society à Lyon.

## **Jeanny Herault**



Jeanny Herault a reçu le diplôme d'ingénieur en électronique en 1966 à l'ENSERG, Docteur-Ingénieur et Docteur ès Sciences en 1974 et 1980 à l'Institut National Polytechnique de Grenoble. Il a été professeur à l'Université Joseph Fourier de Grenoble depuis 1984. De 1985 à 1994, il a été directeur de l'Institut des Sciences et Techniques (à présent POLYTECH'G). Depuis 2003, il dirige avec Alain Lecomte le Master ICA (Information

Cognition et Apprentissage) comprenant six spécialités en Sciences Cognitives dans les différentes Universités de Grenoble.