

Université de Montréal

Navigation spatiale avec des systèmes de substitution sensorielle tactiles dans la cécité précoce  
et tardive

*Par*

Ismaël Djerourou

École d'optométrie

Mémoire présenté en vue de l'obtention du grade de maîtrise  
en sciences de la vision, option Sciences fondamentales, appliquées et cliniques

Août 2020

© Ismaël Djerourou, 2020



Université de Montréal

Unité académique : École d'optométrie

---

*Ce mémoire intitulé(e)*

**Navigation spatiale avec des systèmes de substitution sensorielle tactiles dans la cécité  
précoce et tardive**

*Présenté par*

**Ismaël Djerourou**

*A été évalué(e) par un jury composé des personnes suivantes*

**Olga Overburry**

Président-rapporteur

**Maurice Ptito**

Directeur de recherche

**Walter Wittich**

Membre du jury



## Résumé

La perte de la vision affecte considérablement la capacité de se déplacer dans l'environnement. Les personnes aveugles utilisent aujourd'hui des aides à la mobilité comme la canne blanche et le chien guide. Cependant, ces aides ne donnent pas assez d'information sur l'environnement, et des accidents peuvent parfois survenir, notamment avec des obstacles en hauteur, non détectés par la canne blanche. Les systèmes de substitution sensorielle permettent d'apporter l'information visuelle via une autre modalité intacte comme le toucher. Il en existe principalement deux types, des systèmes de guidages, comme le EyeCane qui donne une information de distance en un point, et des systèmes visuels comme le Tongue Display Unit, basé sur le contraste qui transforme le signal d'une caméra en stimulation électro-tactile sur la langue. Le but de l'étude était de comparer ces deux appareils dans un même couloir à obstacle à taille réelle (21m x 2,4m). Des aveugles précoces et tardifs, et des contrôles voyants aux yeux bandés devaient traverser le couloir tout en détectant, identifiant et évitant les obstacles (cube, porte, sol, poteau) rencontrés. Les résultats ont montré que tous les participants ont été capables de naviguer avec les deux appareils. De plus, avec le EyeCane, les participants aveugles ont significativement mieux évité les obstacles après détection que les voyants, et que les aveugles précoces étaient significativement plus rapides pour traverser le couloir que les deux autres groupes. Cependant, la comparaison entre les deux appareils a révélé que les aveugles tardifs ont détecté significativement plus d'obstacles avec le TDU qu'avec le EyeCane sans pour autant améliorer les performances de navigation. De plus, la quantité d'information sur l'environnement fournie par le TDU semble ralentir et fatiguer les participants après une longue période d'utilisation. On peut alors suggérer que seules les informations de l'environnement immédiat données par le EyeCane sont nécessaires et suffisantes à la navigation. Cette étude permet de mieux guider la conception de futurs appareils destinés à améliorer l'indépendance de navigation chez les personnes aveugles.

**Mots-clés** : Navigation, substitution sensorielle, TDU, EyeCane, aveugle précoce, aveugle tardif.

## Abstract

Vision loss affects the ability to move around the environment. People who are blind today use mobility aids such as the long cane and guide dog. However, these aids do not provide enough information about the environment, and accidents can sometimes occur, especially with high obstacles not detected by the white cane. Sensory substitution systems allow visual information to be provided via another intact modality such as touch. There are mainly two types: guidance systems, like the EyeCane, that give distance information at a point, and visual systems, like the Tongue Display Unit, based on contrast which transforms the signal from a camera into electro-tactile stimulation on the tongue. The aim of the study was to compare these two devices in the same full-size obstacle course (21m x 2.4m). Early and late blind, and blindfolded sighted controls had to cross the hallway while detecting, identifying and avoiding encountered obstacles (cube, door, floor, pole). It was found that all participants were able to navigate with both devices. Furthermore, with the EyeCane, the blind participants were significantly better to avoid obstacles after detection than the sighted, and the early blind were significantly faster to cross the corridor than the other two groups. However, the comparison between the two devices revealed that participants detected significantly more obstacles with the TDU than with the EyeCane without improving navigation performance. In addition, the amount of environmental information provided by the TDU appears to slow down and tire participants after a long period of use. We can then suggest that only the information of the immediate environment given by the EyeCane is necessary and sufficient for navigation. This study helps to guide the design of future devices to improve navigation independence in blind people.

**Keywords** : Navigation, sensory substitution, TDU, EyeCane, early blind, late blind.

# Table des matières

|   |    |
|---|----|
| Résumé .....  | 5  |
| Abstract.....   | 6  |
| Table des matières.....   | 7  |
| Liste des tableaux .....  | 13 |
| Liste des figures .....   | 15 |
| Liste des sigles et abréviations.....   | 17 |
| Remerciements.....  | 21 |
| Chapitre 1 – [Introduction] .....   | 23 |
| Restaurer la vision : substitution sensorielle .....                                  | 23 |
| Généralités sur le système visuel.....  | 23 |
| La cécité .....   | 23 |
| La quête à l’œil bionique .....   | 25 |
| L’émergence des systèmes de substitution sensorielle (SSS) .....                      | 28 |
| Systèmes de substitution sensorielle visuo-tactile .....                              | 33 |
| Tactile Vision Substitution System (TVSS).....  | 33 |
| Tongue Display Unit (TDU).....  | 35 |
| Systèmes de substitution sensorielle visuo-auditif.....                               | 36 |
| Le vOICe .....  | 36 |
| Systèmes de substitution sensorielle de guidage ou aides électroniques de voyage..... | 38 |
| Navigation spatiale .....   | 38 |
| Neurobiologie de la navigation : études animales.....                                 | 38 |
| « Place cells » .....   | 39 |

|  |    |
|--|----|
| « Grid cells ».....  | 40 |
| « Head direction cells ».....  | 40 |
| « Speed cells ».....   | 40 |
| Neurobiologie de la navigation : études humaines .....                                 | 41 |
| La navigation sans vision.....   | 43 |
| Objectifs et hypothèses de l'étude .....   | 46 |
| Chapitre 2 – [Matériel et méthode].....  | 47 |
| Participants et éthique.....   | 47 |
| Appareil.....  | 48 |
| Eyecane .....  | 48 |
| TDU .....  | 48 |
| Procédure expérimentale .....  | 49 |
| Entraînement .....   | 50 |
| EyeCane .....  | 51 |
| Pré-entraînement .....   | 51 |
| Familiarisation avec les vibrations de l'appareil et l'estimation de la distance ..... | 51 |
| Technique de balayage à deux points de contact.....                                    | 52 |
| Simulation de l'expérience.....  | 53 |
| TDU .....  | 53 |
| Pré-entraînement .....   | 53 |
| Familiarisation.....   | 54 |
| Entraînement à la discrimination.....  | 54 |
| Entraînement à la navigation.....  | 55 |
| Entraînement à la tâche expérimentale.....   | 55 |



|  |    |
|--|----|
| Prise de données.....                        | 55 |
| Calcul des types de performances .....       | 56 |
| Statistiques .....                           | 56 |
| Chapitre 3 – [Résultats] .....               | 59 |
| EyeCane .....                                | 59 |
| Performances générales .....                 | 59 |
| Performances spécifiques.....                | 60 |
| Performances de temps de traversée.....      | 61 |
| Performances par type d’obstacles .....      | 62 |
| Détection .....                              | 62 |
| Collision.....                               | 63 |
| Évitement après détection.....               | 64 |
| Collision sans détection .....               | 65 |
| Identification après détection.....          | 66 |
| TDU .....                                    | 67 |
| Performances.....                            | 67 |
| Performances par type d’obstacles .....      | 69 |
| Détection .....                              | 69 |
| Collision.....                               | 69 |
| Évitement après détection.....               | 70 |
| Identification après détection.....          | 72 |
| Comparaison entre le EyeCane et le TDU ..... | 72 |
| Performances générales .....                 | 72 |
| Performances spécifiques.....                | 73 |

|  |    |
|--|----|
| Temps de traversée .....   | 74 |
| Performances par type d'obstacles .....                          | 75 |
| Détection .....  | 75 |
| Collision.....   | 76 |
| Évitement après détection.....                                   | 77 |
| Identification après détection.....                              | 78 |
| Chapitre 4 – [Discussion] .....                                  | 79 |
| EyeCane .....  | 79 |
| Navigation.....  | 79 |
| Détection des obstacles .....                                    | 80 |
| Évitement des obstacles .....                                    | 81 |
| Identification des obstacles .....                               | 81 |
| Effet de l'expérience visuelle .....                             | 81 |
| Représentation spatiale .....                                    | 81 |
| Écholocalisation simplifiée.....                                 | 82 |
| Comparaison aux études similaires .....                          | 83 |
| Tongue Display Unit (TDU).....                                   | 83 |
| Navigation.....  | 84 |
| Attribution distale.....   | 84 |
| Effet du type d'obstacle .....                                   | 85 |
| Effet de l'expérience visuelle .....                             | 85 |
| Informations de distance et de contraste pour la navigation..... | 86 |
| Analyse de l'information.....                                    | 86 |
| Environnement et mobilité.....                                   | 88 |

|  |     |
|--|-----|
| Effet de la cécité sur le cerveau .....        | 88  |
| Perception tactile.....                        | 88  |
| Plasticité intermodale .....                   | 89  |
| Limites de l'étude .....                       | 90  |
| Le futur de la substitution sensorielle .....  | 91  |
| Conclusion.....                                | 92  |
| Références bibliographiques .....              | 95  |
| Annexe 1 : Information sur le participant..... | 107 |
| Annexe 2 : Feuille de prise de données .....   | 109 |



## Liste des tableaux

|   |    |
|---|----|
| Tableau 1. – Caractéristiques des participants..... | 47 |
|---|----|



## Liste des figures

|              |  |    |
|--------------|--|----|
| Figure 1. –  | Le premier système explorant la restauration de la vision par l'électricité. ....  | 26 |
| Figure 2. –  | Premier prototype d'un système de stimulation électrique corticale .....   | 27 |
| Figure 3. –  | « Bionic G5 Obstacle Detector » .....  | 30 |
| Figure 4. –  | « The Ultrasonic Spectacles » .....  | 32 |
| Figure 5. –  | TVSS (Tactile Vision Substitution System) .....  | 34 |
| Figure 6. –  | TDU (Tongue Display Unit) .....  | 36 |
| Figure 7. –  | Le vOICe .....   | 37 |
| Figure 8. –  | Exemple de dispositifs expérimentaux pour l'étude des réseaux impliqués dans la navigation chez les personnes aveugles ..... | 44 |
| Figure 9. –  | Régions cérébrales impliquées dans la navigation chez les aveugles .....   | 45 |
| Figure 10. – | Les appareils de substitution sensorielle tactiles.....  | 49 |
| Figure 11. – | Le dispositif expérimental .....   | 50 |
| Figure 12. – | Performances générales de navigation avec le EyeCane. ....   | 59 |
| Figure 13. – | Performances spécifiques de navigation avec le EyeCane.....  | 61 |
| Figure 14. – | Temps de traversée avec le EyeCane .....   | 62 |
| Figure 15. – | Détection des obstacles avec le EyeCane .....  | 63 |
| Figure 16. – | Collision des obstacles avec le EyeCane.....   | 63 |
| Figure 17. – | Évitement après détection des obstacles avec le EyeCane.....   | 64 |
| Figure 18. – | Collision sans détection des obstacles avec le EyeCane .....   | 65 |
| Figure 19. – | Identification après détection des obstacles avec le EyeCane.....  | 66 |
| Figure 20. – | Performances générales avec le TDU.....  | 67 |
| Figure 21. – | Performances spécifiques avec le TDU .....   | 68 |
| Figure 22. – | Temps de traversée avec le TDU.....  | 68 |
| Figure 23. – | Détection des obstacle avec le TDU .....   | 69 |
| Figure 24. – | Collision des obstacles avec le TDU.....   | 70 |
| Figure 25. – | Évitement après détection des obstacles avec le TDU .....  | 71 |
| Figure 26. – | Identification après détection des obstacles avec le TDU.....  | 71 |

|  |    |
|--|----|
| Figure 27. – Performances générales avec les deux appareils.....                     | 72 |
| Figure 28. – Performances spécifiques avec les deux appareils .....                  | 73 |
| Figure 29. – Temps de traversée avec les deux appareils.....                         | 74 |
| Figure 30. – Détection des obstacles pour chaque appareil.....                       | 75 |
| Figure 31. – Collision des obstacles pour chaque appareil .....                      | 76 |
| Figure 32. – Évitement après détection des obstacles pour chaque appareil .....      | 77 |
| Figure 33. – Identification après détection des obstacles pour chaque appareil ..... | 78 |
| Figure 34. – Perception de l’espace avec le EyeCane et le TDU .....                  | 87 |



## Liste des sigles et abréviations

AP : Aveugles précoces

CV : Aveugles tardifs

SSS : systèmes de substitution sensorielle

DMLA : Dégénérescence maculaire liée à l'âge

SMT : stimulation magnétique transcrânienne

IRMf : Imagerie par résonance magnétique fonctionnelle

Mpm : mots par minute

TVSS : Tactile Vision Substitution System

TDU : Tongue Display Unit



“Space is a still of time, while time is space in motion”

- Jean Piaget



## Remerciements

Je tiens d'abord à remercier Dr. Maurice Ptito de m'avoir accueilli dans son laboratoire pour effectuer la maîtrise en sciences de la vision. Maurice m'a permis de développer mes compétences de recherche dans un environnement avec une très bonne ambiance. J'ai notamment beaucoup appris sur l'histoire via ses nombreuses anecdotes. Un grand merci, pour m'avoir permis de réaliser mes premiers congrès, et surtout d'avoir pu participer à celui de SFN, Neuroscience 2019, à Chicago. C'était incroyable de voir le monde impliqué dans les neurosciences, de pouvoir interagir avec des scientifiques du monde entier et d'assister aux conférences.

Merci au Dr Ron Kuper d'être venu au laboratoire pour nous apprendre à construire le couloir à obstacle.

Merci à Maxime et Samuel pour toute l'aide apportée tout au long du projet. On a vraiment une super équipe, c'était toujours le fun notamment aux congrès. Je suis content de continuer avec vous au doctorat.

Enfin, gros remerciement à tous les participants pour leur implication dans l'étude.



# Chapitre 1 – [Introduction]

## Restaurer la vision : substitution sensorielle

### Généralités sur le système visuel

La vision est le sens primaire chez les humains et permet d'acquérir à distance l'information lumineuse sur l'environnement. Le système visuel primaire est composé de la rétine, du nerf optique, du chiasma optique, du tractus optique, du corps genouillé latéral, des radiations optiques et enfin du cortex visuel (Goebel, Muckli, & Kim, 2012). Les différentes structures transparentes de l'œil permettent de concentrer la lumière sur la rétine. Le photon est transformé en signaux électriques par les photorécepteurs, cellules formant la couche externe de la rétine. Il en existe deux principaux types, les cônes (6 millions) et les bâtonnets (120 millions). Les cônes, concentré dans la fovéa, sont responsables de la vision centrale en couleur et fonctionnent en lumière ambiante. Les bâtonnets, très sensibles à la lumière, sont responsable de la vision périphérique et fonctionnent principalement en condition de basse lumière. En présence de lumière, une cascade appelée phototransduction est déclenchée dans les photorécepteurs et propage le signal électrique aux autres cellules de la rétine puis aux cellules ganglionnaires dont les axones forment le nerf optique (Masland, 2012; Molday & Moritz, 2015). Les fibres sont séparées au niveau du chiasma optique de sorte que le champ visuel droit soit traité par l'hémisphère cérébral gauche et inversement pour le champ visuel gauche. L'information passe ensuite par le corps genouillé latéral avant d'atteindre le cortex visuel primaire. Le traitement s'effectue selon deux voies principales, la voie dorsale « Où », qui détermine la position et le mouvement des objets, et la voie ventrale « Quoi », qui permet de déterminer les caractéristiques de l'objet comme la forme et la couleur (Grill-Spector & Malach, 2004).

### La cécité

Il existe plusieurs pathologies qui atteignent le système visuel dont les principales ciblent les photorécepteurs, entraînant une perte partielle ou totale des informations visuelles. La

dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA) est la pathologie visuelle la plus répandue dans le monde. Elle touche environ 190 millions de personnes en 2020 et 288 millions estimés pour 2040 (Wong et al., 2014). La DMLA se caractérise généralement par une atteinte de la région maculaire de la rétine, caractérisée par l'apparition d'agrégats de compositions hétérogènes localisés des 2 côtés de l'épithélium pigmentaire rétinien (EPR), appelé drusen. La DMLA se divise en 2 types : atrophique (sec) et exsudative (humide). La DMLA atrophique est une maladie chronique causant une déficience visuelle et une cécité dans les cas les plus sévères et concerne 80% des cas de DMLA. Le métabolisme incomplet des segments externes des photorécepteurs produit de la lipofuscine qui va s'accumuler dans le milieu extracellulaire et former les drusen. Localisés entre l'épithélium pigmentaire rétinien (EPR) et la membrane de Bruch, les drusen perturbent le transport de nutriments et de métabolites de la choroïde à la rétine. Ces agrégats contiennent des composants responsables de l'inactivation du complément et du complexe d'attaque membranaire induisant une réaction inflammatoire locale chronique causant la dégénérescence des photorécepteurs voisins. Contrairement à la DMLA atrophique, la DMLA exsudative ne concerne que 15% des patients. Cette forme de DMLA émerge rapidement et mène à la cécité si rien n'est fait. Les patients développent généralement d'abord les symptômes de la DMLA atrophique. Cette affection de la rétine est caractérisée par une néovascularisation choroïdienne sub-rétinienne causant des hémorragies (Michalska-Matecka, Kabiesz, Nowak, & Śpiewak, 2015).

Les pathologies héréditaires causant la dégénérescence des cônes et des bâtonnets appelées, rétinite pigmentaire, atteignent plus de 1 million de personnes dans le monde. Les symptômes apparaissent généralement durant l'adolescence avec d'abord une difficulté d'adaptation puis une cécité dans le noir. Des gènes impliqués dans la cascade de transduction sont affectés causant la perte graduelle des photorécepteurs. Ainsi la rétinite pigmentaire progresse jusqu'à causer une cécité totale vers l'âge de 60 ans. Cependant les patients deviennent généralement légalement aveugles vers l'âge de 40 ans (Hartong, Berson, & Dryja, 2006).

La rétinopathie du prématuré est l'une des causes majeures de cécité précoce. Il s'agit d'un détachement rétinien souvent causé, il y a plusieurs années, par une suroxygénation systématique dans les incubateurs pour les bébés prématurés. Il peut également s'agir d'un



manque d'oxygénation dans la rétine chez le bébé prénatal, induisant une vascularisation excessive (Hellström, Smith, & Dammann, 2013).

### **La quête à l'œil bionique**

Rendre la vision intéresse les scientifiques depuis plusieurs siècles. Benjamin Franklin, en 1752, a fait de nombreuses observations sur l'électricité. Il a notamment remarqué que des animaux devenaient aveugles suite à l'électrocution par un éclair. Il a alors fait ce lien entre l'électricité et la perte de vision et il a même prévenu qu'il fallait être prudent avec les chocs électriques. (Franklin & Wm, 1751). En effet, dans ces temps, il y avait dans les foires des bouteilles de Leyden pour donner des chocs électriques aux personnes. Ce système inventé en 1745 est un condensateur où l'électricité est stockée dans l'eau.

Charles Le Roy, un physicien français, s'est intéressé à guérir des maladies par l'électricité. Pour tenter de guérir un patient de la cécité, il a développé un dispositif métallique qu'il a accroché autour de la tête de son patient aveugle et l'a branché à une bouteille de Leyden (fig. 1). De manière surprenante pour l'époque, lors du choc électrique, le patient a rapporté avoir perçu des flashes lumineux (Leroy, 1755). C'est ainsi que Charles le Roy fut le premier à mettre en évidence l'excitabilité électrique du cortex visuel, plusieurs années avant la grande découverte de Luigi Galvani appelé « animal electricity » où l'activation électrique des nerfs induit l'activation des muscles associés (Galvani & Aldini, 1791). Au début du 20e siècle, des études ont exploré les propriétés du cortex visuel. Foester, Krause et Schum, sont les premiers à stimuler électriquement le cortex occipital de patient qui ont le crâne ouvert. Les patients rapportent avoir des sensations lumineuses, appelées phosphènes. Foester a notamment observé que lorsqu'il stimulait électriquement le point le plus postérieur du cortex occipital, le patient voyait un point lumineux devant lui. Lorsqu'il stimulait un point du cortex au-dessus de la fissure calcarine de l'hémisphère gauche, le patient voyait un point lumineux dans la partie supérieure droite de son champ visuel. Ainsi, ces résultats mettent en lumière une organisation spécifique du cortex visuel, déjà décrite en 1918 par Holmes comme étant une organisation rétinotopique (Holmes, 1918).

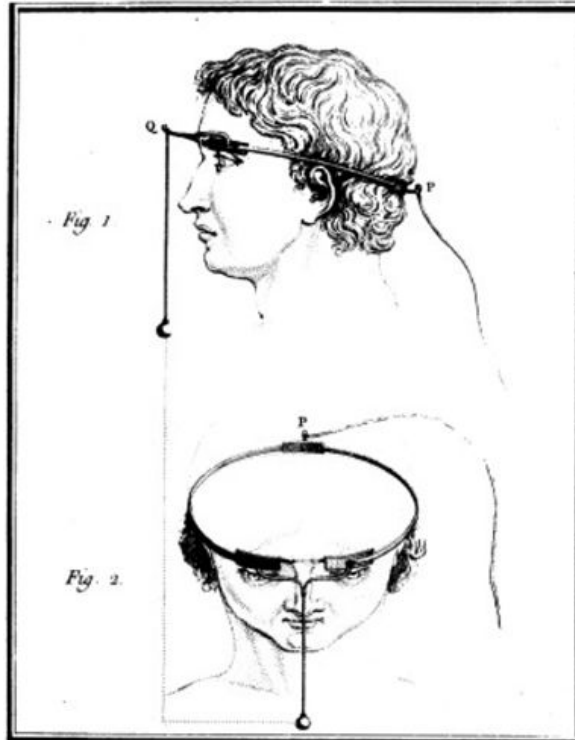


Figure 1. – Le premier système explorant la restauration de la vision par l'électricité.

Le système consiste en un anneau en métal disposé autour de la tête et connecté à une bouteille de Leyden. (adaptée de Leroy (1755)).

C'est seulement en 1958 que l'électricité est réellement utilisée pour rendre la vision. John C. Button avait pour objectif d'inventer un appareil capable de rendre une vision utile aux personnes aveugles (fig. 2). Il implanta 4 fils d'acier inoxydable dans le cortex occipital d'une femme de 34 ans aveugle depuis 18 ans. Lorsque de l'électricité a été envoyée dans les fils, la patiente a rapporté avoir vu des flashes de lumière. Puis en connectant des photocellules au système capable de détecter la lumière ambiante, la patiente pouvait évaluer la luminosité d'une source de lumière et la localiser. Le système de Button fut le premier œil bionique ou prothèse visuelle capable de donner de l'information utile sur l'environnement à une personne aveugle (Button, 1958).

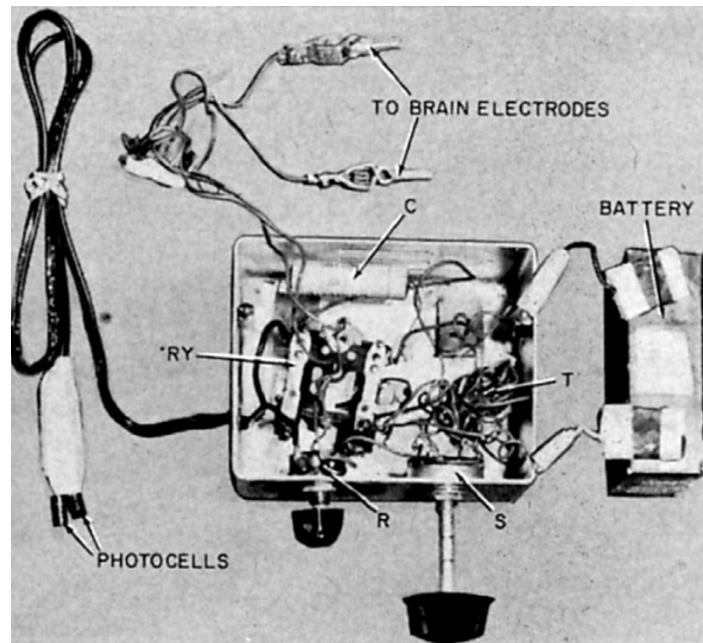


Figure 2. – Premier prototype d'un système de stimulation électrique corticale

L'appareil détecte la lumière ambiante via des photodiodes. La stimulation du cortex visuel s'effectue en posant les électrodes sur la surface du cortex. (adaptée de Button (1958))

En 1968, Giles Brindley, un physiologiste de l'Université de Cambridge, publia ses travaux très avancés sur le développement d'une prothèse visuelle corticale sans-fil, la première de ce genre. L'objectif de Brindley était de rendre une vision utile aux patients aveugles, notamment leur donner la capacité de lire. Pour cela, il a estimé qu'il fallait de 50 à 600 électrodes dépendamment de la vitesse de lecture. Son prototype était composé de 80 récepteurs radio disposés en extracrânien et connecté à 80 électrodes disposées en intracrânien dans du silicone moulé pour s'adapter à la fissure calcarine. Pour activer le système de manière sans-fil, une bobine est placée au-dessus du récepteur voulu activant l'électrode correspondante. Les patients voyaient des phosphènes lorsque les électrodes étaient activées permettant la discrimination de formes, mais pas la lecture, comme toutes les électrodes n'induisaient pas de phosphènes (Brindley & Lewin, 1968).

La quête à l'œil bionique qui rendra la vision aux aveugles était lancée. En 1967, le *National Institute of Neurological Diseases and Blindness* (NINDB) aux États-Unis, lança un programme de recherche sur les mécanismes du contrôle neural et des prothèses. Les projets de recherche se

multipliaient avec les années dont l'un des plus grands contributeurs fut William Dobelle. En 1968, il s'engage en tant que directeur du programme de prothèse sensorielle à l'Université de l'Utah aux États-Unis. Il développa son propre système de neuroprothèse visuelle amovible. Cette dernière propriété lui permettait de tester le système sur des patients en cours d'opération chirurgicale où le cortex visuel était accessible. Dobelle a ainsi pu faire des expériences sur des voyants et des aveugles. Pour une revue de la littérature sur l'histoire de la stimulation corticale visuelle, voir (Lewis & Rosenfeld, 2016).

Dans le but de restaurer la vision, le cortex visuel n'a pas été le seul site de stimulation électrique exploré. Une équipe de l'Université de Johns Hopkins aux États-Unis a démontré pour la première fois en 1996 que la stimulation électrique des cellules rétiniennes de patients aveugles atteints de rétinite pigmentaire et de dégénérescence maculaire liées à l'âge provoquait la perception de phosphènes (Humayun et al., 1996). L'organisation des phosphènes observés était rétinotopique. C'est la preuve qu'il est possible de développer des prothèses rétiniennes pour rendre la vision. En plus de la rétine et du cortex visuel, d'autres études ont montré qu'il est possible de stimuler électriquement le nerf optique (Delbeke et al., 2001) et le corps genouillé latérale (Pezaris & Reid, 2007) dans le but de développer des neuroprothèses visuelles.

En parallèle du domaine de la stimulation des voies visuelles, un autre domaine se développa qui a pour principe d'utiliser les autres sens tels que le toucher et l'ouïe pour transmettre des informations visuelles. L'objectif de cette stratégie était de rendre la vision aux aveugles, mais particulièrement de leur permettre de lire et de se déplacer en toute sécurité.

### **L'émergence des systèmes de substitution sensorielle (SSS)**

L'idée d'aider les personnes aveugles en leur donnant de l'information par leurs autres sens n'est pas récente. Au 19e siècle, Charles Barbier, capitaine dans l'armée française, inventa un système de communication nocturne appelé « écriture nocturne ». Cette technique basée sur 12 points sur 2 colonnes en relief sur du papier, dont les combinaisons représentaient les sons de la langue française, permettait à ses hommes de lire dans le noir. Barbier eut l'idée d'appliquer son invention aux aveugles. Des tests sont alors effectués chez les enfants aveugles de l'Institut National des Jeunes Aveugles en France. Louis Braille fut l'un de ces enfants, il trouvait la

technique de Barbier trop complexe. Il inventa alors sa propre technique basée sur 6 points sur 2 colonnes et représentant non pas la phonétique, mais l'alphabet. C'est ainsi que le Braille est né, aide sensorielle à la lecture par le toucher (Sakula, 1998).

Au début du 20e siècle, après la Seconde Guerre mondiale, la canne est devenue la fameuse canne blanche, symbole de la cécité dans la société. L'objectif de cette aide sensorielle est la navigation sécuritaire dans l'environnement et l'identification rapide de la personne.

Ce n'est qu'à partir du début du 20e siècle que des aides sensorielles mécaniques et électroniques apparaissent pour les aveugles. Ces aides ont pour objectif soit de permettre la lecture ou la mobilité. L'Optophone, développé en 1912, est l'un des premiers systèmes d'aides sensorielles, dont le principe est de transformer la lumière en son. Son utilisation est d'abord pensée pour la mobilité en détectant la lumière des portes et fenêtres, mais il est par la suite utilisé pour la lecture, en détectant les lettres noires sur papier blanc. Il donne alors accès aux aveugles tous les ouvrages écrits en lettres imprimées. Avec cet appareil, certains aveugles étaient capables de lire jusqu'à 60 mots par minute, mais ce n'était pas le cas de la majorité de la population (D'Albe, 1920). Les décennies qui suivirent ont vu apparaître une multitude de systèmes destinés à aider les aveugles dans leur vie quotidienne. La majorité avait pour objectif de rendre accessibles les documents en lettres imprimées, soit par stimulation tactile ou auditive. En comparaison à la lecture, la mobilité est une tâche bien plus complexe, dépendante de nombreuses variables telles que l'environnement et la météo. Le but de la mobilité dépend également des personnes et des moments. Tous ces facteurs rendent particulièrement difficiles la conception et l'application d'aides à la mobilité pour les aveugles. Il était bien établi au milieu de 20e siècle qu'il était nécessaire de comprendre les besoins des aveugles en termes de mobilité, les obstacles rencontrés ainsi que les stratégies déjà utilisées avec la canne blanche (voir chapitre sur la navigation spatiale). Plus d'une vingtaine de systèmes ont été conçus entre 1945 et 1970. La majorité fonctionnait sur le principe de l'écho. Le système émettait de la lumière ou du son qui se reflétait sur les surfaces, dont une partie du signal reflété est détecté par un capteur. Une stimulation sonore ou tactile est produite pour indiquer la présence d'un obstacle. En général la distance et/ou position de l'obstacle est signalée par une certaine fréquence et intensité de stimulation. Parmi ces systèmes, certains nécessitent un balayage manuel de l'environnement

pour acquérir le maximum d'informations, d'autres le font automatiquement. En 1946, le Corps des Transmissions de l'armée américaine a développé sous la direction du Dr Cranberg un système capable de détecter les obstacles en utilisant un faisceau de lumière (fig. 3). Au contact d'une surface, le faisceau de lumière va diffuser dans toutes les directions. Quelques rayons vont être captés par le capteur situé sous l'émetteur. En fonction de la distance entre le système et la surface (ou obstacle), l'angle d'entrée des rayons dans le capteur sera différent. C'est ce principe, appelé triangulation optique, qui permet de détecter la distance des obstacles. L'appareil a été testé avec un groupe d'aveugle dans un labyrinthe, une rue et un magasin. Les résultats obtenus montrent que l'appareil permettait de bien détecter les obstacles, cependant les participants allaient moins vite qu'avec leur canne. De plus, l'appareil ne permettait pas de détecter les trous et il a été remarqué que les participants étaient plus à l'aise de combiner l'utilisation de l'appareil avec leur canne. Cependant, l'ensemble était encombrant, ce qui a amené l'idée d'en faire un seul système, une canne électronique « The Bionic cane ».



Figure 3. – « Bionic G5 Obstacle Detector »

Appareil qui envoie puis capte un faisceau de lumière pour détecter les obstacles et estimer leur distance en utilisant le principe de triangulation. (adaptée de Benjamin (1968))

Plusieurs modèles de canne ont été conçus, à chaque fois avec des améliorations au fil des innovations technologiques et des retours constructifs des aveugles. Le dernier modèle a été testé sur environ 50 aveugles et les commentaires des participants ont été résumés (Benjamin, 1968).

En 1967, deux autres projets majeurs étaient en cours. Le premier, réalisé par le Dr Kay de l'Université de Canterbury en Nouvelle-Zélande, consistait en un système facilement transportable disposé sur des lunettes appelées « The Ultrasonic Spectacles » (fig. 4). Il s'agit d'un système à ultra-sons, où les émetteurs et les capteurs sont placés sur les lunettes. Le tout est relié à une batterie portée dans une poche. L'objectif du système était de permettre à l'utilisateur de définir la distance et la position d'un obstacle. Les signaux sont envoyés à l'utilisateur de manière auditive par des écouteurs. La fréquence du signal est dépendante de la distance de l'obstacle et l'amplitude est dépendante de ses propriétés réfléchissantes et de sa distance. La position pouvait se déduire en fonction du temps d'arrivée des signaux dans les deux écouteurs (Kay, 1963). Le deuxième projet est réalisé par Dr Russel, du Centre d'Évaluation et de Développement des aides sensorielles du MIT. L'appareil, appelé « Travel Pathsounder », se porte sur le torse et émet des ultrasons vers l'avant. Si un obstacle est détecté dans un rayon de 6 pieds ou moins, le système le signale par un son à l'utilisateur. L'objectif de cet appareil est de signaler seulement les obstacles dans l'environnement immédiat de navigation (Russell, 1967).

Les trois systèmes présentés précédemment sont essentiellement destinés à la mobilité pour les aveugles et utilisent de simples stimuli tactiles ou des signaux auditifs plus ou moins complexes. Certains scientifiques ont cependant vu dans le système tactile, un incroyable potentiel pour une interface pour augmenter les capacités humaines. En effet, le Dr Frank A. Geldard de l'Université de Virginia publia en 1957 ses objectifs et son argumentation pour utiliser la peau comme interface de communication dans le but de libérer la vision et l'audition.

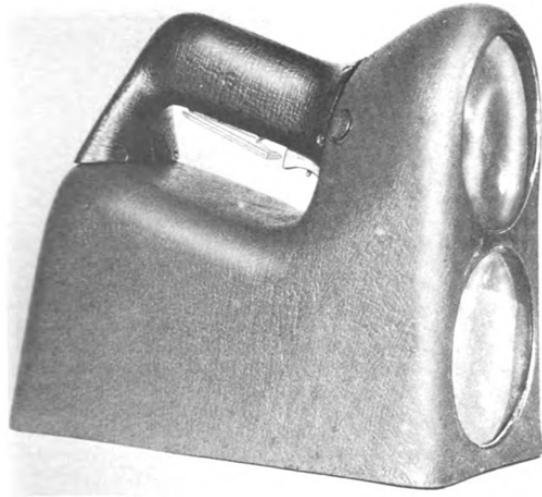


Figure 4. – « The Ultrasonic Spectacles »

Des ultrasons sont envoyés par les émetteurs disposés sur des lunettes puis capté. L'information est transmise par des écouteurs où la fréquence du signal est dépendante de la distance de l'obstacle et l'amplitude est dépendante de ses propriétés réfléchissantes et de sa distance. (adaptée de Nye and Bliss (1970), © IEEE)

« There is nearly universal dependence on vision and audition in all important affairs of human existence—in business and industry, on the highway, in sports and recreational activities, in the scientific laboratory, in the operation of military equipment, indeed, in practically all our comings and goings. » - Dr Frank A. Geldard

Son laboratoire étudia les possibilités de communication avec un système vibrotactile en prenant en compte plusieurs variables telles que l'amplitude, la durée et la position. Avec 5 vibreurs, 3 niveaux d'intensité et 3 durées, un de leur participant était capable d'acquérir 38 mots par minute. Ce système est basé sur un code de communication tel que le Morse (Geldard, 1957). Dr Bliss de l'Université de Stanford poussa l'idée encore plus loin en voulant faire passer de l'information visuelle par le système tactile. Son Objectif original était d'apporter des informations visuelles par le toucher pour les opérateurs d'équipements de contrôles et de communications. Bliss justifia cette recherche par le fait qu'il y aura dans le futur un besoin grandissant pour une entrée sensorielle supplémentaire, comme la vision et l'ouïe sont déjà chargées.

« While vision and hearing have in the past been sufficient information inputs to operators of control and communication equipment, in the future there will be greater need for additional inputs such as the tactile sense. » - J. C. Bliss



En 1963, il publie la première étape qui consiste à réaliser des expériences psychophysiques en utilisant des jets d'air comme stimulateurs tactiles. Dans ses expériences, Bliss étudia le mouvement apparent, l'acuité spatiale, l'acuité temporelle et la fréquence de stimulations tactiles au niveau de la poitrine. Les résultats ont fourni une compréhension fondamentale des propriétés nécessaire pour achever un système capable de fournir des patrons complexes (Kotovsky & Bliss, 1963). Le projet a d'ailleurs été cofinancé par la NASA (National Aeronautics and Space Administration). Bliss a conçu un système de 96 (12x8) stimulateurs vibrotactiles (broches piézoélectriques) connecté à des photocellules finalement dans le but de permettre aux aveugles d'avoir accès à la littérature en lettre imprimée. En posant leur doigt sur la grille, les utilisateurs pouvaient sentir les vibrations correspondant à ce qui était perçu par le système comme une lettre. Des expériences ont été effectuées sur 3 jeunes participants aveugles de 12 à 18 ans, tous expérimentés dans la lecture avec le Braille. Chaque participant n'a utilisé que le doigt avec lequel ils lisaient le Braille. Après 50 heures d'entraînement, deux des trois participants pouvaient lire à une vitesse de 30 mpm (mots par minute), contre plus de 100 mpm avec le Braille. Ces résultats ont montré que des aveugles pouvaient lire des images tactiles de lettres imprimées avec une bonne vitesse (Linville & Bliss, 1966). Ce système est devenu accessible sur le marché dans les années 70 sous le nom de Optacon (Optical to Tactile Conversion).

### **Systèmes de substitution sensorielle visuo-tactile**

En 1967, le Dr Paul Bach-y-Rita publie son raisonnement sur les possibilités d'utiliser le système somatosensoriel pour apporter au cerveau des informations visuelles d'une caméra. Il se base sur l'unique capacité du cerveau de se modifier avec le temps et l'expérience, la plasticité (Paul Bach-y-Rita, 1967).

#### **Tactile Vision Substitution System (TVSS)**

Paul Bach-y-Rita publie en 1969 les résultats surprenants de l'utilisation du premier SSS visuel, le TVSS (Tactile Vision Substitution System) (P. Bach-y-Rita, Collins, Saunders, White, & Scadden, 1969). Le système consiste en 400 stimulateurs vibrotactiles disposés sur le dossier d'une chaise relié à une caméra de télévision. L'image capturée par la caméra est transformée pour être reproduite par l'écran tactile, où chaque stimulateur tactile représente un pixel de l'image.

Lorsqu'un participant est assis sur la chaise, les stimulateurs sont en contact direct avec la peau de son dos et ils ont la possibilité de manipuler la caméra en même temps. Plusieurs aveugles ont subi jusqu'à 40h d'entraînement avec le système pour déterminer sa capacité à apporter l'information visuelle via le système somatosensoriel. De manière surprenante, les participants ont été capables d'acquérir des concepts spatiaux tels que la perspective, les distances, et d'acquérir de l'information suffisamment précise pour reconnaître des lettres et des visages. Pour évaluer plus précisément les capacités du TVSS, une série d'expériences a été réalisée sur 25 aveugles de naissance et plus de 50 voyants (White, Saunders, Scadden, Bach-Y-Rita, & Collins, 1970). Les participants ont atteint un taux élevé de discrimination des formes lorsqu'ils avaient la possibilité de bouger la caméra. Des performances d'acuité similaires ont été obtenues entre des voyants, sur un écran, et les aveugles avec le TVSS. Certains des participants qui avaient plus de 40h d'entraînement ont été capables d'identifier rapidement 25 objets différents. Ces résultats ont été la première preuve qu'il était possible d'envoyer l'information visuelle par le système somatosensoriel et que les aveugles ont été capables d'analyser et d'acquérir une sorte de perception du monde visuel, montrant un réel potentiel en restauration de la vision (P. Bach-y-Rita, 1983).

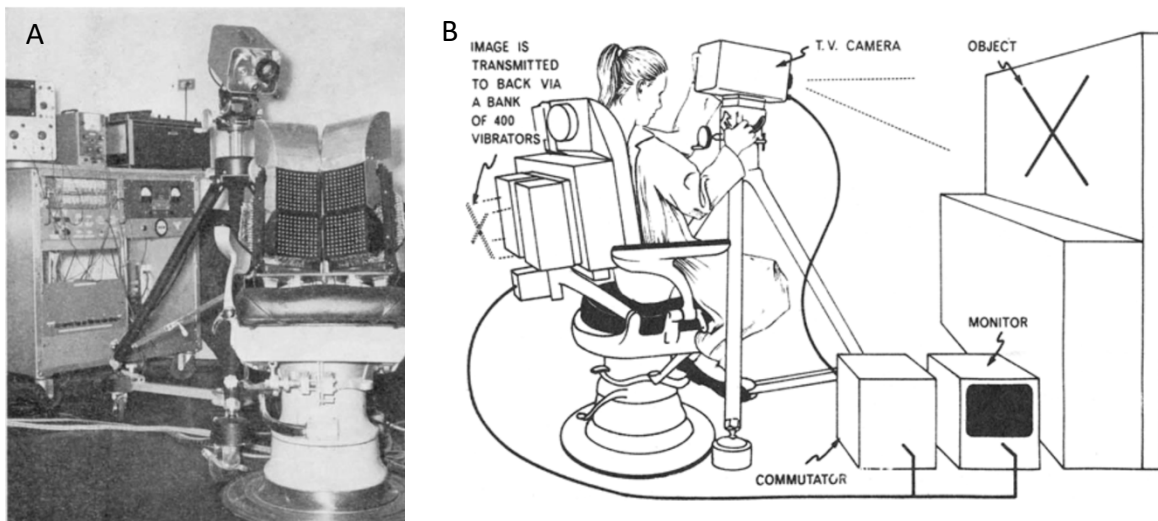


Figure 5. – TVSS (Tactile Vision Substitution System)

Premier système de substitution sensorielle visuo-tactile convertissant l'image d'une caméra en stimulation vibrotactile dans le dos. Le système est installé sur une chaise et comporte 400 (20x20) stimulateurs. (L'image A est adaptée de P. Bach-y-Rita et al. (1969) © Springer Nature et l'image B de White et al. (1970) © Springer Nature))

Pour que le TVSS ait des applications en dehors des laboratoires, il doit être un système mobile et confortable. Or les vibrateurs mécaniques utilisés sont lourds et demandent beaucoup d'énergie.

#### Tongue Display Unit (TDU)

Dans le but d'augmenter la praticité d'utilisation d'un système visuo-tactile, une autre technologie a été utilisée, un écran électro-tactile (Kaczmarek, Tyler, & Bach-y-Rita, 1997). Il s'agit d'une plaque de 49 (7x7) électrodes où il faut poser le bout d'un doigt. Il a été démontré qu'en utilisant ce prototype, des participants étaient capables de discriminer plusieurs formes. Cette expérience a été également réalisée sur la langue (P. Bach-y-Rita, Kaczmarek, Tyler, & Garcia-Lara, 1998). Les participants devaient poser leur langue sur la grille d'électrodes. Ils ont été capables de mieux identifier les formes qu'avec le bout du doigt, démontrant le potentiel de la langue comme lieu d'utilisation d'un système visuo-tactile. De plus, la stimulation linguale requiert moins de voltage et de courant que celle des doigts.

Le système a été amélioré et consiste en une caméra, un ordinateur portable et une grille de 144 (12x12) électrodes linguales, appelées Tongue Display Unit (TDU) (Kaczmarek, 2011). Ce design facilite notamment la réalisation des expériences et augmente la résolution de l'information. De nombreuses expériences ont été réalisées avec cet appareil, comme l'acuité « visuelle » de la langue (D. R. Chebat, Rainville, Kupers, & Ptito, 2007; Sampaio, Maris, & Bach-y-Rita, 2001), la discrimination de formes (Ptito et al., 2012), la discrimination de mouvement (Matteau, Kupers, Ricciardi, Pietrini, & Ptito, 2010), la reconnaissance de route (Kupers, Chebat, Madsen, Paulson, & Ptito, 2010), la navigation (D. R. Chebat, Schneider, Kupers, & Ptito, 2011) et la lecture (Pamir, Canoluk, Jung, & Peli, 2020; Richardson, Lloyd-Esenkaya, Petrini, & Proulx, 2020). Toutes ces expériences ont montré le potentiel du TDU en réadaptation. De plus, la combinaison de cet appareil avec des techniques de neuroscience telles que la stimulation magnétique transcrânienne (SMT) et l'imagerie à résonance magnétique fonctionnelle (IRMf), ont permis d'en apprendre beaucoup sur l'effet de la privation visuelle sur le cerveau et la mise en place des mécanismes de plasticité (Kupers & Ptito, 2014).

Une récente étude indique que le nombre et la densité des papilles fongiformes sur la partie médiale antérieure de la langue seraient corrélés à de meilleures performances de discrimination avec le TDU (Allison, Moritz, Turk, & Stone-Roy, 2020).

Le TDU n'est pas seulement un système de substitution visuelle, mais trouve aussi une autre application chez les personnes atteintes d'une lésion vestibulaire bilatérale. Ces personnes expérimentent de nombreux problèmes d'équilibre. Il a été montré que la stimulation électro-tactile de la langue combinée à un accéléromètre a permis de stabiliser la tête et le corps, en donnant l'information nécessaire aux ajustements posturaux (Tyler, Danilov, & Bach, 2003).

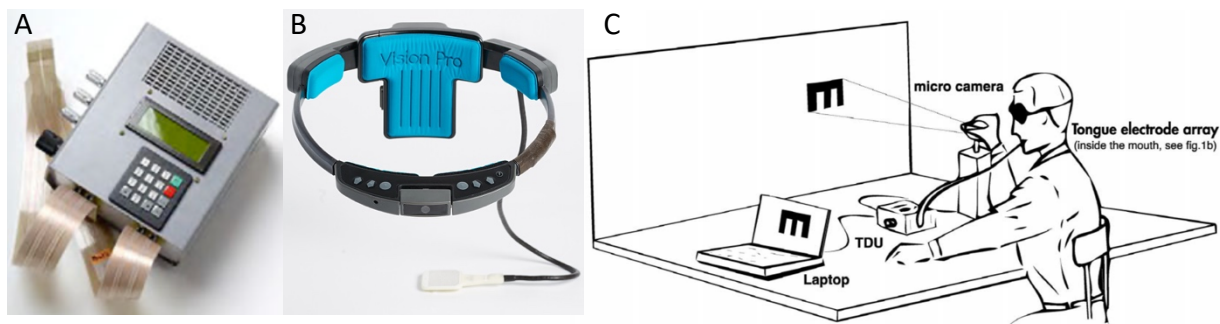


Figure 6. – TDU (Tongue Display Unit)

Système de substitution sensorielle visuo-tactile lingual qui convertit les informations d'une caméra en stimulation électro-tactile de la langue. Dépendamment des versions, la grille possède de 100 à 400 électrodes. A. Une des premières versions du TDU avec 12x12 électrodes (adaptée de Kaczmarek (2011) [Creative Commons](#)). B. Dernière version du TDU (Brainport) avec 20x20 électrodes (adaptée de <https://www.wicab.com> © 2020 Wicab). C. Test d'acuité de Snellen E avec le TDU (adaptée de Sampaio, Maris, and Bachy-y-Rita (2001) © Elsevier).

## Systemes de substitution sensorielle visuo-auditif

### Le vOICe

Le premier SSS visuo-auditif, appelé le vOICe a été présenté en 1992 par Pieter Meijer (Meijer, 1992). Le système, une caméra connectée à un ordinateur, convertissait l'image de la caméra en image auditive de résolution 64x64 pixels et 16 nuances de gris par pixel. Pour convertir cette image en son, un codage particulier est appliqué. Le plan horizontal est converti en temps, c'est-à-dire que « l'image » sonore n'est pas présentée en une seule fois, mais il y a un balayage

horizontal. Le plan vertical est converti en fréquence, un pixel dans le haut de l'image est associé à une haute fréquence. L'intensité lumineuse est convertie en amplitude, les pixels blancs induisent une forte intensité sonore alors que les noirs sont silencieux (fig. 7). Avec le vOICe, des aveugles de naissance ont atteint une acuité « visuelle » relativement élevée, démontrant son potentiel en réhabilitation (Striem-Amit, Guendelman, & Amedi, 2012). De plus, dans d'autres études, les participants ont été capables de localiser et reconnaître des objets (M. Auvray, Hanneton, & O'Regan, 2007; Brown, Macpherson, & Ward, 2011), de reconnaître des lettres (Striem-Amit, Cohen, Dehaene, & Amedi, 2012).

Plusieurs autres systèmes auditifs ont été développés. Le EyeMusic, un système qui utilise les mêmes principes que le vOICe, sauf qu'il permet d'apporter l'information de couleur, où chaque couleur est représentée par un instrument de musique (Abboud, Hanassy, Levy-Tzedek, Maidenbaum, & Amedi, 2014). Il existe également le PVSA (Prosthesis for Substitution of Vision by Audition) (Capelle, Trullemans, Arno, & Veraart, 1998) et le Vibe (Hanneton, Auvray, & Durette, 2010)

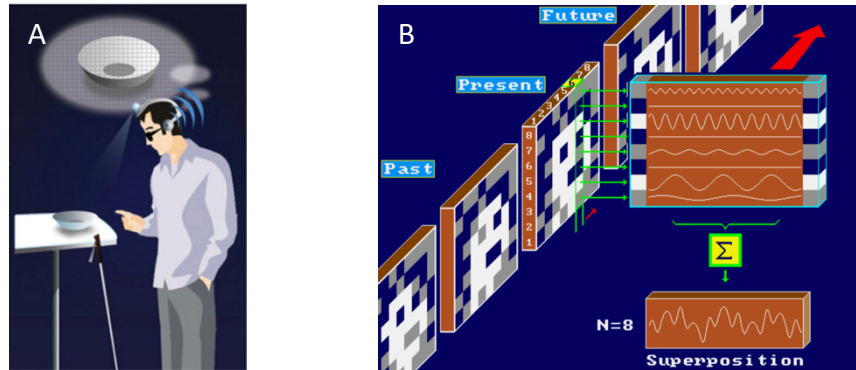


Figure 7. – Le vOICe

A. Appareil de substitution sensorielle visuo-auditif qui convertit les informations d'une caméra en signal auditif (image tirée de Maidenbaum, Abboud, and Amedi (2014)). B. Schéma représentant le codage d'une image en son (adaptée de <https://www.seeingwithsound.com> © 1996 – 2020 Peter B.L Meijer). Le plan horizontal est converti en temps, c'est-à-dire que « l'image » sonore n'est pas présentée en une seule fois, mais il y a un balayage horizontal. Le plan vertical est converti en fréquence, un pixel dans le haut de l'image est associé à une haute fréquence. L'intensité lumineuse est convertie en amplitude, les pixels blancs induisent une forte intensité sonore alors que les noirs sont silencieux.

Comme pour les SSS visuo-tactile, les SSS visuo-auditif ont permis d'en apprendre plus sur l'organisation du cerveau (Heimler & Amedi, 2020)

## **Systèmes de substitution sensorielle de guidage ou aides électroniques de voyage**

Les SSS de guidage sont des appareils qui donnent une information spécifique dans le but de naviguer, soit tactile, soit auditive.

Le EyeCane est un système qui convertit l'information de distance en intensité de vibration. C'est le même principe de fonctionnement que l'Optophone présenté précédemment. L'appareil utilise un émetteur et capteur infrarouge pour déterminer les distances. Il donne la possibilité de sentir l'environnement sans le toucher, contrairement à la canne blanche. Plusieurs études ont évalué son potentiel en réhabilitation. Il a été évalué lors de tâches d'estimation des distances, navigation, détection des obstacles en environnement réel (Maidenbaum, Hanassy, et al., 2014) et virtuel (D. R. Chebat, Maidenbaum, & Amedi, 2015; Maidenbaum, Levy-Tzedek, Chebat, & Amedi, 2013). Les résultats ont montré que les participants aveugles et voyants ont été capables de l'utiliser avec très peu d'entraînement. De plus, comme la canne blanche ne permet pas de détecter les obstacles au niveau du haut du corps, le EyeCane offre ce complément d'information ce qui permettrait de réduire le nombre d'accidents lors de la navigation (Buchs, Simon, Maidenbaum, & Amedi, 2017).

## **Navigation spatiale**

### **Neurobiologie de la navigation : études animales**

Des décennies de recherche animale avec l'électrophysiologie ont mis en évidence les substrats neuronaux supportant l'intégration d'une carte cognitive permettant la navigation. Il s'agit d'un réseau complexe de nombreuses structures cérébrales et de types cellulaires très spécialisés.

En 1953, l'un des patients les plus populaires aujourd'hui, H.M, pour soigner son épilepsie, il s'est vu retirer le cortex temporal médian, le complexe amygdaloïde, le cortex entorhinal, et la moitié de la formation hippocampienne, incluant le gyrus dentelé, l'hippocampe et le complexe

subiculaire (Corkin, Amaral, González, Johnson, & Hyman, 1997). Il a par la suite fait une amnésie antérograde, c'est-à-dire qu'il avait l'incapacité de former de nouveaux souvenirs dont la mémoire spatiale, suggérant l'importance de ces structures dans la formation de la mémoire. H. M a suscité un énorme intérêt dans la communauté scientifique, comme il était un modèle unique pour étudier le rôle de ces structures dans diverses tâches (Corkin, 2002).

#### « Place cells »

En 1971, John O'Keefe et son collègue ont identifié dans l'hippocampe du rat des cellules qui s'activent dépendamment de la position de celui-ci dans son environnement (J. O'Keefe & Dostrovsky, 1971), remettant à jour l'hypothèse de Tolman indiquant qu'il existerait dans le cerveau une représentation interne du monde, appelée carte cognitive (Tolman, 1948). Pour ce faire, ils ont utilisé une nouvelle technique permettant d'enregistrer l'activité électrique de neurones chez des rats éveillés et libres de mouvements (Ainsworth, Gaffan, O'Keefe, & Sampson, 1969). Les rats ont été placés dans un contenant avec des ouvertures sur les côtés. Une des tâches était d'orienter les rats dans différentes positions en y associant un stimulus tactile. Certains neurones de l'hippocampe dorsal s'activaient préférentiellement dans une orientation particulière, amenant O'Keefe et son collègue à faire le postulat que l'hippocampe fonctionne comme une carte spatiale. John O'Keefe appela plus tard ces cellules des « place cells » ou cellule de lieux (John O'Keefe, 1979). Ses travaux lui ont valu le prix Nobel en physiologie ou médecine en 2014.

Ces cellules ont été trouvées dans plusieurs espèces, dont les rats, les souris, les singes et les humains. Les « place cells » ont une activité maximale dans une certaine orientation de l'animale, appelée « place field ». Une cellule qui s'activera dans une direction ne s'activera pas dans une autre direction (John O'Keefe, 1979). Ce système permet à l'animal de connaître sa position dans l'environnement. Chez les rongeurs, ces cellules ne semblent pas être dépendante de la vision, comme il a été trouvé qu'elles restent actives dans le noir (Zhang, Schönfeld, Wiskott, & Manahan-Vaughan, 2014) et chez des rats aveugles (Save, Cressant, Thinus-Blanc, & Poucet, 1998). Cela suggère que les « place cells » ne sont pas dépendantes d'une modalité sensorielle et fonctionne avec toutes les sources d'informations, elles seraient donc amodales. Cependant, chez les primates, les « place cells » semblent être moins nombreuses que chez les rongeurs, mais il y

a plus de cellules qui traitent de l'information non-spatiale (Courellis et al., 2019; Hazama & Tamura, 2019). Ce n'est pas surprenant sachant que les primates sont principalement visuels contrairement aux rongeurs.

#### « Grid cells »

En 2005, une étude enregistre l'activité de cellules dans le cortex entorhinal médial dorsal et découvre que ces cellules ont plusieurs champs d'activation dans l'environnement contrairement aux « place cells » (Hafting, Fyhn, Molden, Moser, & Moser, 2005). Si on regarde l'activité d'une cellule chez un rat pendant qu'il se déplace dans l'environnement, et que l'on note la position du rat lorsque cette cellule s'active, on obtient une grille. De plus, si l'on prend un champ d'activation donné, tous les champs adjacents forment un hexagone, et ce même en changeant d'environnement, de vitesse et direction du mouvement. Ces cellules semblent apportées au système des informations de distance et de position, probablement envoyées aux « place cells » (Rowland, Roudi, Moser, & Moser, 2016).

#### « Head direction cells »

En 1990, des cellules répondant à la direction de la tête de l'animal sont identifiées. Une cellule donnée va répondre préférentiellement à une direction donnée, et pas à une autre. Pour chaque orientation de la tête, il va y avoir des cellules ayant une activité maximale (J. S. Taube, Muller, & Ranck, 1990). Ces cellules sont présentes dans de nombreuses structures dont notamment le cortex entorhinal. Ce système s'apparente à un compas indépendamment de la position de l'animal et du champ magnétique terrestre. Il apporte un codage de l'orientation principalement basé sur les informations externes et les mouvements de l'animal, essentiels à la navigation (Jeffrey S. Taube, 2007).

#### « Speed cells »

Récemment, des cellules répondant à la vitesse de déplacement de l'animal ont été identifiées dans le cortex entorhinal médian. Ces cellules semblent codées l'information de vitesse via les afférences proprioceptive et motrices, et non visuelles. Cette information de vitesse permet de mettre à jour les informations spatiales notamment des « grid cells » indépendamment de l'environnement (Kropff, Carmichael, Moser, & Moser, 2015).



L'interaction complexe de ces différents types de cellules permet à l'organisme d'extraire des informations spécifiques sur l'environnement dans le but de concevoir un modèle interne du monde, appelé carte cognitive. Cette compréhension des différents aspects de l'environnement permet la navigation (Poulter, Hartley, & Lever, 2018).

### **Neurobiologie de la navigation : études humaines**

L'identification des substrats neuronaux permettant la navigation chez les humains est particulièrement difficile, comme la principale technique d'imagerie utilisée est l'IRMf, les participants doivent rester immobiles. La majorité des tâches se font alors en réalité virtuelle.

Une première étude publiée en 1996 a modifié un jeu vidéo pour simuler un labyrinthe virtuel. Tout en étant installés dans le scanner, les participants devaient d'abord explorer le labyrinthe. Ensuite, les participants devaient retrouver le point de départ du labyrinthe à partir de diverses positions. Les résultats d'imagerie ont indiqué que le parahippocampe est activé durant la tâche d'exploration, appelé apprentissage topographique, confirmant le rôle crucial de cette structure (Aguirre, Detre, Alsop, & D'Esposito, 1996).

En 1998, un réseau supportant la navigation a été trouvé chez les humains. L'étude a combiné l'imagerie à tomographie par émission de positrons (TEP) avec une tâche de navigation en environnement virtuel complexe, une ville. Plusieurs stratégies ont été étudiées comme l'exploration, la navigation vers un objectif et la navigation vers un objectif avec des routes barrées nécessitant des détours. Il a été trouvé que l'hippocampe et le cortex pariétal inférieur sont impliqués dans la navigation vers un but non perçu. L'hippocampe permettrait plus une représentation de l'espace allocentrique (centré sur le monde) alors que le cortex pariétal inférieur, une représentation égocentrique (centré sur l'objet) (Maguire et al., 1998).

La première évidence de cellules agissant comme des « grid cells » sont trouvés dans le cortex enthorinal humain. Ces cellules encodent la direction du mouvement (Doeller, Barry, & Burgess, 2010). Ces mêmes cellules sont également activent lorsque la navigation est imaginée (Horner, Bisby, Zotow, Bush, & Burgess, 2016).

L'intégration de chemin est une stratégie utilisée par les animaux, dont les humains, qui permet de garder en mémoire le chemin parcouru depuis un point de départ, est essentielle à la navigation spatiale. Cette stratégie est supportée par l'hippocampe, le cortex préfrontal médial et le complexe de mouvement humain. Dans le but d'acquérir une représentation spatiale, les informations de position traitées dans l'hippocampe seraient combinées aux informations sur les points de repère traités par le parahippocampe. De plus, l'accumulation des erreurs de position durant l'intégration de chemin serait corrigée par les informations sur les points de repère (Wolbers, Wiener, Mallot, & Büchel, 2007).

Une fois que le monde extérieur est internalisé dans le cerveau sous forme de carte cognitive, il est nécessaire de l'utiliser pour la navigation. Pour ce faire il faut calculer la distance et la direction de l'objectif puis planifier le chemin pour y arriver. Une étude utilisant l'IRMf et une tâche de navigation virtuelle en ville a trouvé que plus le participant s'approchait de l'objectif à atteindre, plus l'activité hippocampienne augmentait, suggérant le rôle de cette structure dans le calcul des distances pour la navigation (Howard et al., 2014).

Pour déterminer les régions cérébrales responsables du calcul de la direction de l'objectif, une étude a utilisé l'IRMf combiné à une tâche de jugement de direction dans un environnement connu. Les résultats ont indiqué l'existence d'une représentation de la direction dans le cortex entorhinal, pour la première fois mise en évidence chez les humains (Chadwick, Jolly, Amos, Hassabis, & Spiers, 2015).

Dès que la distance et la direction de la cible sont déterminées, il est nécessaire de planifier le chemin à prendre pour s'y rendre. Ce mécanisme de planification a été étudié récemment. En utilisant l'IRMf et une simulation virtuelle de Londres, une étude a trouvé que plus le nombre de chemins possibles de prendre était grand, plus il y avait d'activité dans l'hippocampe postérieur. L'hippocampe aurait alors le rôle de simuler les différentes possibilités de chemin pour atteindre la cible. De plus, contrairement à l'hippocampe postérieur qui code pour de l'information relativement précise, l'hippocampe antérieur aurait un rôle plus général dans la navigation. L'activité dans le cortex préfrontal latéral est corrélée avec la nécessité de planifier un nouveau

chemin lors d'un détour (Javadi et al., 2017). Cette évidence est en accord avec de précédentes études sur le rôle général du cortex préfrontal dans la planification.

### **La navigation sans vision**

Chez les primates, dont les humains, la vision apporte la majorité des informations nécessaires à la navigation. Plusieurs études ont examiné l'effet de la cécité sur les structures impliquées dans la navigation ainsi que la capacité des aveugles à former une carte cognitive comme les voyants.

L'analyse par IRM du cerveau des aveugles de naissance a montré qu'ils ont un hippocampe postérieur droit plus petit que les voyants. Leurs capacités de navigation ne sont pourtant pas affectées (D. R. Chebat, Chen, et al., 2007). Cette région est notamment impliquée dans la représentation allocentrique, connue pour être affectée chez les aveugles de naissance, contrairement au cortex pariétal postérieur impliqué dans la représentation égocentrique. Le réseau supportant la navigation chez les aveugles de naissance a été examiné en utilisant une tâche virtuelle avec le TDU avec l'IRMf. La tâche consistait à naviguer dans un environnement uniquement perçu via la langue puis à reconnaître les différents chemins (fig. 8a). Pendant la tâche les aveugles ont recruté le parahippocampe, le cortex visuel et le cortex pariétal postérieur. Des participants ayant effectué la même tâche, mais avec la vision, ont activé ces structures de manière très similaire (Kupers et al., 2010). Lors d'une tâche d'orientation dans un labyrinthe à taille réelle (fig. 8b), les participants aveugles ont obtenu de meilleures performances que les contrôles voyants aux yeux bandés. De plus, les résultats d'imageries ont révélé que les aveugles avaient un hippocampe antérieur plus volumineux (Fortin et al., 2008). Lors d'une tâche de navigation avec le doigt dans un labyrinthe miniature dans le scanner (fig. 8c), les aveugles ont recruté des régions différentes que les voyants aux yeux bandés. En effet, chez les aveugles, les résultats indiquent une activation du complexe hippocampien et du cortex visuel (fig. 9a) alors que chez les voyants il s'agit du noyau caudé et du thalamus (Gagnon et al., 2012).

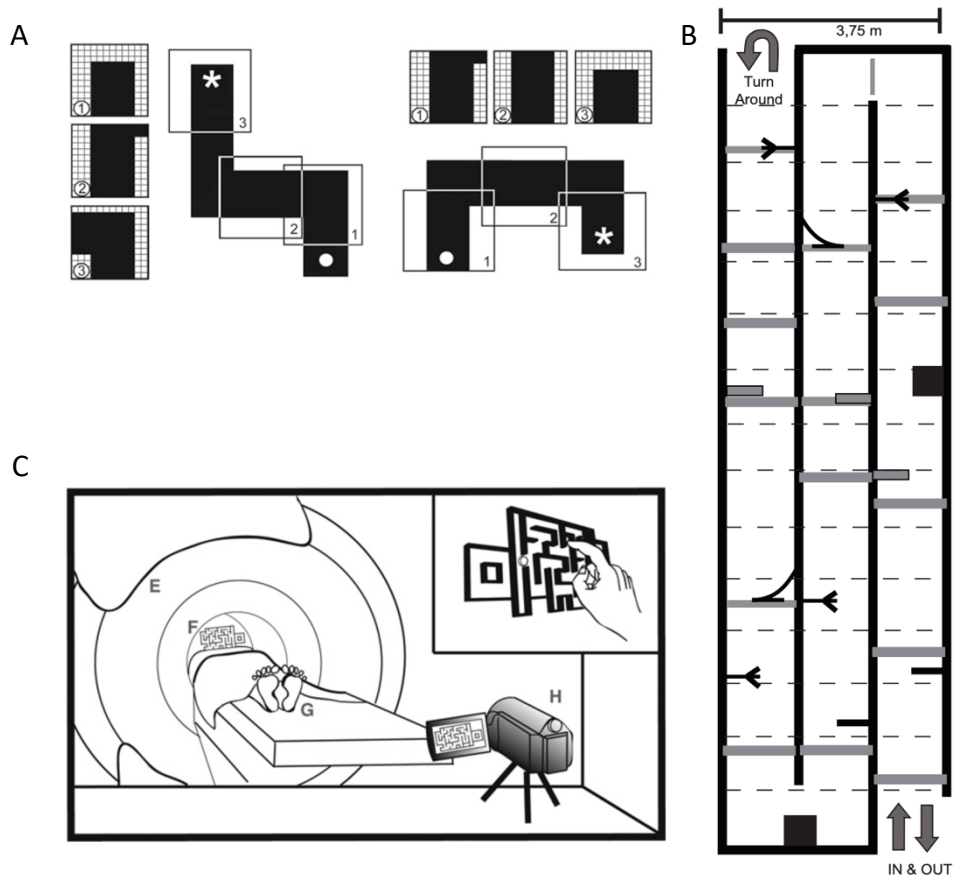


Figure 8. – Exemple de dispositifs expérimentaux pour l'étude des réseaux impliqués dans la navigation chez les personnes aveugles

A. Tâche de navigation et de reconnaissance de route avec le TDU dans le scanner. Chaque carré correspond à la portion de la route affichée à un moment donné par la grille d'électrode (adaptée de Kupers et al. (2010) © National Academy of Sciences). B. Couloir à obstacle à taille réelle utilisé pour la navigation avec le TDU (adaptée de D.-R. Chebat, Schneider, and Ptito (2020a)). C. Labyrinthe utilisé dans le scanner pour la navigation tactile avec le doigt (adaptée de Gagnon et al. (2012) © Elsevier).

Une récente étude a examiné la relation entre les performances de navigation dans un couloir à obstacle de taille réelle avec le TDU et la taille des structures cérébrales. Les résultats ont d'abord révélé des performances d'apprentissage similaires entre les aveugles de naissance et les CV (contrôle voyant) pour la détection et l'évitement des obstacles. Les résultats d'imagerie indiquent que pour l'apprentissage de la détection, les aveugles de naissance et les CV recrutent des réseaux neuronaux différents. Les résultats ont montré une activation de l'hippocampe et du cortex entorhinal alors que les aveugles de naissance activent en plus un réseau sensorimoteur, aussi impliqué dans le comportement spatial guidé visuellement. De plus, il y a une corrélation

positive entre le volume de l'hippocampe et les performances d'apprentissage de détection. Pour les performances d'apprentissage de l'évitement, c'est la voie dorsale qui est impliquée dans les deux groupes. Les structures de la voie dorsale font partie des rares structures préservées chez les aveugles de naissance (fig. 9b). Cela suggère son rôle important dans la navigation spatiale, comme il est connu que cette voie interagit fortement avec l'hippocampe et est notamment responsable de la représentation égocentrique (D.-R. Chebat et al., 2020a).

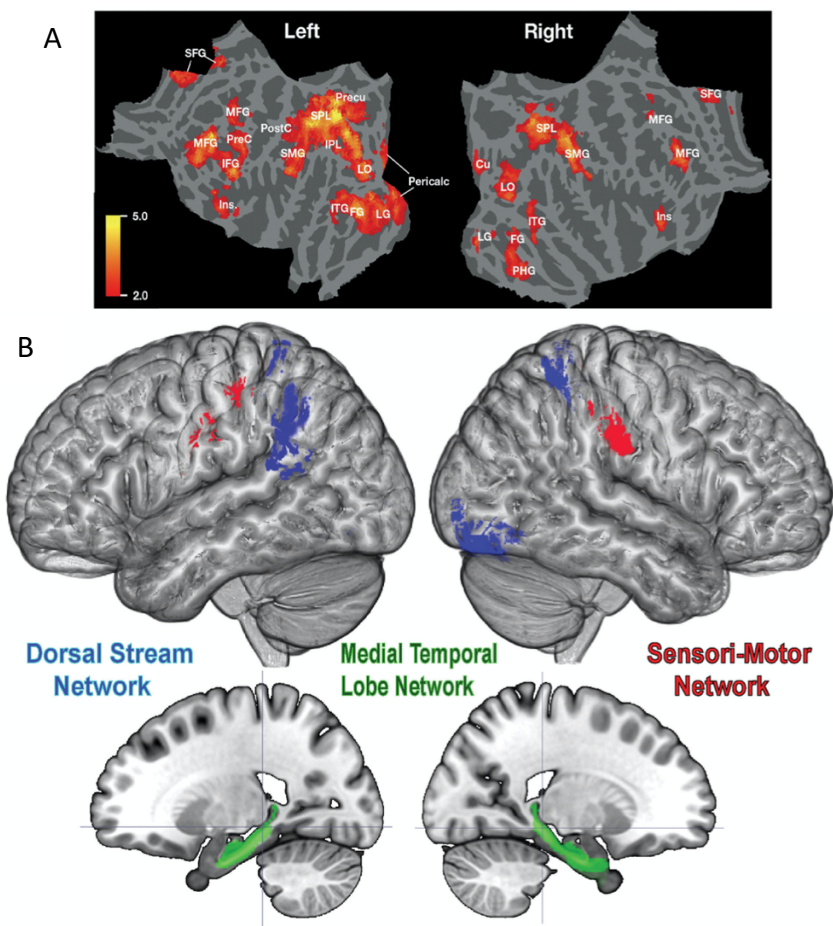


Figure 9. – Régions cérébrales impliquées dans la navigation chez les aveugles

A. Activation du cortex visuel chez les aveugles de naissance lors d'une tâche de navigation et reconnaissance de route avec le TDU (adaptée de Kupers et al. (2010) © National Academy of Sciences). B. Régions impliquées dans la détection et l'évitement d'obstacles (adaptée de D.-R. Chebat, Schneider, and Ptito (2020b) [Creative Commons](#)).

## Objectifs et hypothèses de l'étude

Plusieurs études ont démontré que les personnes aveugles sont capables d'utiliser des SSS tactiles pour la navigation spatiale. Depuis l'étude de Paul Bach-y-Rita en 1969, de nombreux systèmes ont été développés dont la grande majorité n'a jamais quitté les laboratoires. Un des freins à cette généralisation et à l'amélioration des connaissances sur la navigation avec ces systèmes est la difficulté de les comparer entre eux. En effet, chaque laboratoire utilise un dispositif expérimental différent (Maidenbaum, Abboud, et al., 2014). De plus, les aveugles tardifs (AT) ont été peu étudiés par rapport aux aveugles précoces (AP), alors qu'ils représentent la grande majorité de la population aveugle qui ne cesse d'augmenter (W. L. Wong et al., 2014).

C'est pourquoi dans cette étude nous comparons deux SSS tactiles dans un même couloir à obstacle à taille réelle avec les mêmes participants, dans la cécité précoce et tardive. Le couloir à obstacle a été conçu pour ressembler à un environnement de la vie quotidienne comme le trottoir et l'intérieur des bâtiments en incluant 4 types d'obstacles : cube, porte, sol, poteau. Chacun des appareils utilise une stratégie différente pour apporter l'information de l'environnement à l'utilisateur. L'un des SSS utilisés est le TDU qui a pour objectif d'apporter une « vision » fonctionnelle basés sur le contraste aux aveugles. Le deuxième est le EyeCane qui lui apporte une information de distance en un point. Le but de l'étude est de déterminer le SSS le plus efficace pour la navigation spatiale. De plus, cela nous permet d'en apprendre plus sur la manière et la quantité d'information à envoyer via le système somesthésique dans le but de concevoir dans le futur des appareils capables d'apporter une réelle indépendance dans la navigation.

La première hypothèse est que les participants devraient mieux détecter et éviter les obstacles avec le Eyecane, comme il transmet une information simple et directe de distance par rapport au TDU. La deuxième hypothèse est que, parmi les quatre types d'obstacles, l'obstacle au sol devrait engendrer le plus de collision avec les deux appareils.

## Chapitre 2 – [Matériel et méthode]

### Participants et éthique

Les participants ont été recrutés au Canada à Montréal au travers de la banque de données de la Chaire de recherche Harland Sanders en neurosciences de la vision, et au Danemark dans la banque de données du BRAINlab de l'Université de Copenhague. L'expérience s'est déroulée à l'École d'optométrie de l'Université de Montréal et à l'Université de Copenhague. Le comité d'éthique de la recherche clinique de l'Université de Montréal a approuvé le protocole (CERC-19-097-P) et au Danemark.

| <i>Participant</i> | <i>Appareil</i> | <i>Age</i> | <i>Sexe</i> | <i>Age de début de cécité</i> | <i>Indice de duré de la cécité</i> | <i>Cause</i>            | <i>Perception résiduel</i> |
|--------------------|-----------------|------------|-------------|-------------------------------|------------------------------------|-------------------------|----------------------------|
| <b>AT1</b>         | E/T             | 55         | F           | 24                            | 0.56                               | Rétinite pigmentaire    | PR                         |
| <b>AT2</b>         | E/T             | 25         | H           | 17                            | 0.32                               | Rétinite pigmentaire    | -                          |
| <b>AT3</b>         | E               | 70         | H           | 38                            | 0.46                               | Méningite               | -                          |
| <b>AT4</b>         | T               | 54         | F           | 40                            | 0.26                               | Rétinite pigmentaire    | -                          |
| <b>AT5</b>         | E               | 38         | F           | 20                            | 0.64                               | Cancer de la rétine     | -                          |
| <b>AT6</b>         | T               | 44         | F           | 17                            | 0.61                               | Glaucome                | -                          |
| <b>AT7</b>         | E/T             | 46         | H           | 40                            | 0.13                               | Méningite               | -                          |
| <b>AT8</b>         | E/T             | 56         | F           | 20                            | 0.47                               | Cancer de la rétine     | -                          |
| <b>AT9</b>         | E/T             | 47         | F           | 22                            | 0.53                               | Rétinopathie diabétique | -                          |
| <b>AP1</b>         | E               | 48         | H           | Périnatale                    | -                                  | RP                      | -                          |
| <b>AP2</b>         | E               | 33         | H           | Périnatale                    | -                                  | RP                      | -                          |
| <b>AP3</b>         | E               | 63         | H           | Périnatale                    | -                                  | RP                      | -                          |
| <b>AP4</b>         | T               | 56         | H           | Périnatale                    | -                                  | RP                      | -                          |
| <b>AP5</b>         | T               | 36         | H           | Périnatale                    | -                                  | RP                      | -                          |
| <b>AP6</b>         | E               | 54         | H           | Périnatale                    | -                                  | RP                      | -                          |
| <b>AP7</b>         | E               | 31         | H           | Périnatale                    | -                                  | RP                      | -                          |
| <b>AP8</b>         | E               | 40         | H           | Périnatale                    | -                                  | RP                      | -                          |
| <b>AP9</b>         | E               | 33         | F           | Périnatale                    | -                                  | RP                      | -                          |

Tableau 1. – Caractéristiques des participants

L'indice de durée de la cécité est calculé en divisant le nombre d'années passées aveugle par l'âge. AT = aveugle tarif ; AP = aveugle précoce ; E = EyeCane ; T = Tongue Display Unit ; H = homme ; F = femme ; RP = rétinopathie du prématuré ; PR = perception résiduelle.

Neuf aveugles précoces (âge moyen :  $44 \pm 12$  ans ; 1 femme et 8 hommes) et 9 aveugles tardifs (âge moyen :  $48 \pm 13$  ans ; 6 femmes et 3 hommes) ont été recrutés dans cette étude (table 1). Huit contrôles voyants avec une vision normale ont été choisis pour correspondre à l'âge des participants aveugles. Ils ont seulement effectué l'expérience avec le EyeCane. Les participants voyants ont porté un bandeau sur les yeux tout le long de l'expérience. Tous les participants aveugles sont des utilisateurs de la canne blanche ou du chien guide. Ils n'avaient aucune neuropathie associée pouvant affecter les performances de navigation et la représentation mentale. Avant de commencer l'expérience, les participants ont complété un questionnaire concernant leur cécité et leurs capacités de spatialisation (Annexe 1) et ils ont également signé un formulaire de consentement.

## **Appareil**

Deux appareils de substitution sensorielle tactile ont été testés, le Eyecane et le TDU.

### **Eyecane**

Le EyeCane est un appareil destiné à la mobilité qui se tient dans la main de design similaire à une lampe torche (fig. 10a). Équipé d'un émetteur et capteur infrarouge, il envoie devant lui un faisceau qui permet à l'appareil de déterminer sa distance à l'objet touché. Lorsqu'une entité est détectée à une portée de 2m ou moins, l'appareil va vibrer dans la paume de la main. L'intensité de la vibration est inversement proportionnelle à la distance de l'obstacle, donc plus l'obstacle est proche, plus l'intensité de la vibration sera élevée.

### **TDU**

Le Tongue Display Unit est un système de substitution sensorielle (SSS) qui a pour objectif de rendre une vision fonctionnelle (fig. 10b). Le système est composé d'une caméra disposée sur des lunettes, d'un petit ordinateur, d'un contrôleur et d'une plaque de 400 électrodes (20x20) disposée sur la langue. La taille de la plaque est de 2x2cm. Le système fonctionne essentiellement avec le contraste. En mode de contraste inversé, lorsqu'un objet noir entre dans le champ de vision de la caméra, son image est transformée en stimulation électro-tactile sur la langue. Le



couloir à obstacle étant blanc dans le fond et les obstacles noirs, les participants étaient alors capables de sentir les obstacles sur leurs langues dans le but de les détecter et de les éviter.

## Procédure expérimentale

Les expériences se sont déroulées dans un couloir à obstacle d'une longueur de 21m et d'une largeur de 2,4m pour évaluer les performances de détection, d'évitement et d'identification avec le EyeCane et le TDU (fig. 11a). Le couloir était en blanc, mise à part les obstacles et une barre noire de la longueur du couloir sur les murs latéraux pour indiquer leur présence lors de l'utilisation du TDU (fig. 11c). Contrairement au TDU, le EyeCane ne requiert aucune couleur spécifique pour son fonctionnement. Quatre types d'obstacles réalisés à partir de boîtes de carton ont été utilisés dans l'expérience : le cube, la porte, le sol et le poteau (fig. 11b). Ces types d'obstacles ont été choisis pour représenter la réalité. Le cube représente des obstacles volumineux à hauteur de jambe, la porte représente l'intérieur des bâtiments, le sol représente tous les reliefs comme les marches et les trottoirs et le poteau les obstacles fins et hauts souvent présents dans la rue.

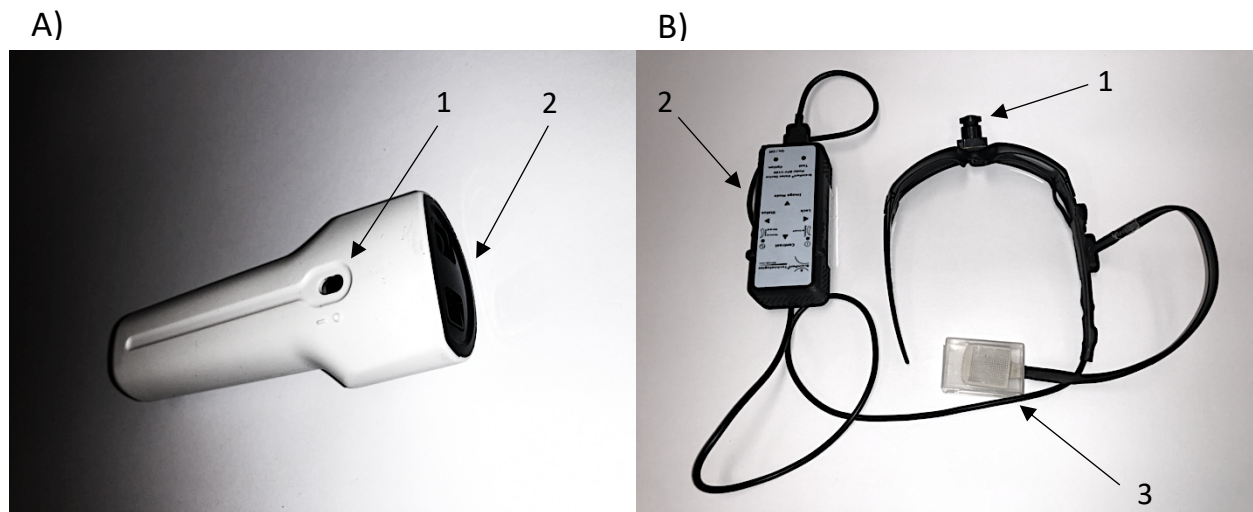


Figure 10. – Les appareils de substitution sensorielle tactiles

A. Le EyeCane avec en 1) le bouton marche/arrêt et en 2) l'émetteur et le capteur infrarouge. B. Le Tongue Display Unit (TDU) avec en 1) la caméra positionnée sur des lunettes, en 2) l'ordinateur et le contrôleur et en 3) la plaque de 2x2cm qui contient 400 électrodes (20x20) et se positionne sur la langue.

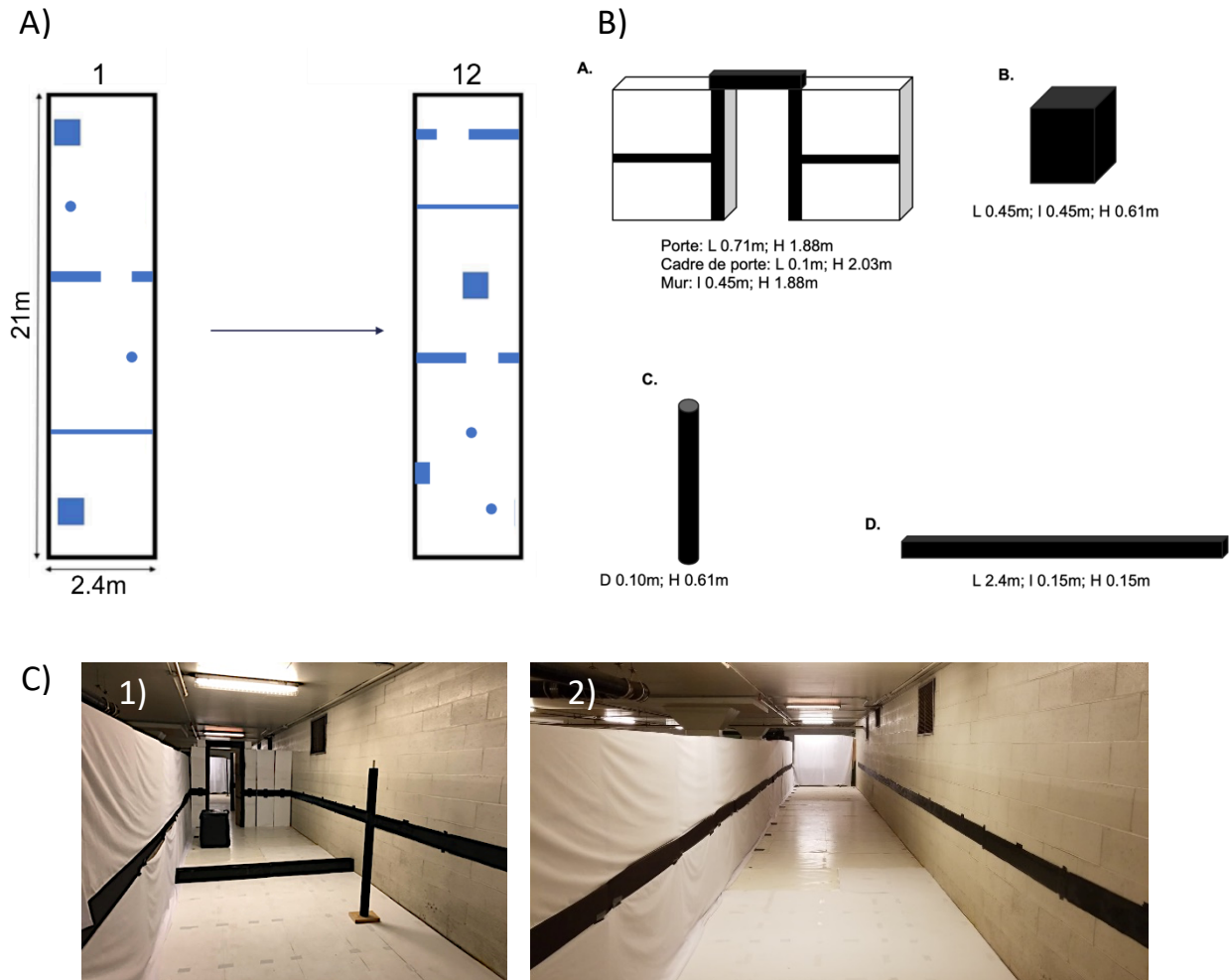


Figure 11. – Le dispositif expérimental

A. Le couloir à obstacles avec les dimensions et un exemple de placement des obstacles. B. Les quatre types d'obstacles : a) le cadre de porte, b) le cube, c) le poteau et d) le sol. C. 1) une vue du couloir avec les quatre types d'obstacles et 2) une vue du couloir sans obstacle.

Chaque participant a réalisé les 12 mêmes configurations dans un ordre aléatoire. La tâche de l'expérience consistait à traverser le couloir en détectant, identifiant et évitant les obstacles. Les expérimentateurs possédaient une feuille de note pour noter les résultats durant l'expérience.

## Entraînement

Avant de commencer l'expérience et la prise de données, chaque participant a suivi un entraînement spécifique à chaque appareil. Le principe de fonctionnement de l'appareil a d'abord

été expliqué oralement puis une familiarisation a été réalisée avec une tour de carton pour aborder les concepts de la reconnaissance d'un obstacle et l'estimation des distances. Enfin des entraînements à la détection et l'identification de chacun des 4 types d'obstacles ont été effectués.

## **EyeCane**

Le EyeCane utilise un capteur infrarouge pour obtenir la distance par rapport à l'objet sur lequel il est pointé. Cette distance est ensuite transformée en vibration de telle sorte que plus la distance est courte, plus la fréquence de vibration est élevée.

### Pré-entraînement

Les principes de base d'utilisation ont été expliqués. Le système fonctionne sur une seule rétroaction, provenant de la direction exacte vers laquelle le périphérique pointe. Le participant a été invité à scanner (balayer avec le EyeCane comme il le ferait avec la canne blanche) pour avoir une idée de son environnement. Les différents composants du système ont été présentés au participant.

### Entraînement

Chaque participant a effectué une période d'entraînement pour s'habituer à l'appareil, elle s'est déroulée dans le même couloir que celui utilisé pour l'expérience. Les obstacles utilisés pour l'entraînement ont été les mêmes que ceux utilisés lors de l'expérience.

### *Familiarisation avec les vibrations de l'appareil et l'estimation de la distance*

Familiarisation avec l'appareil : les participants ont reçu l'appareil et l'expérimentateur a expliqué la forme (avant, arrière, interrupteur marche / arrêt). Les participants sont ensuite encouragés à interagir avec l'appareil en agitant leurs mains devant le laser et en ressentant la vibration en même temps.

Estimation de la distance : Le participant a été positionné juste devant l'obstacle, pour créer le lien entre l'intensité et la distance, il lui a été proposé de s'en rapprocher de plus en plus.

Comment détecter un obstacle qui se trouve au milieu du couloir : le participant a été positionné devant un obstacle placé au milieu du couloir, le participant pointant l'appareil dans la direction de l'obstacle. L'expérimentateur a posé ses mains sur les épaules du participant, en déplaçant la personne sans changer la position du tronc, et en regardant toujours droit devant lui à l'extrême gauche de l'obstacle, puis à l'extrême droite de l'obstacle. Le but ici était de s'assurer que le participant comprenait comment détecter un obstacle positionné au milieu du couloir.

Comment détecter un mur : le participant a été positionné devant le mur et il lui a été demandé de déplacer lentement l'appareil vers la droite : la vibration diminue de manière constante.

Comment détecter un obstacle qui se trouve à côté du mur : le participant a été positionné devant le mur et il lui a été indiqué de déplacer lentement l'appareil vers la droite : avec un obstacle, le signal ne diminue pas constamment. C'est la marque de ce genre de configuration.

#### *Technique de balayage à deux points de contact*

Pour utiliser le EyeCane seul, le participant doit l'utiliser comme la canne blanche. Le participant a été invité à tenir le coude contre le côté du corps et à placer sa main tenant l'appareil aligné avec la ligne médiane du corps (alignée avec le nombril). Le participant ne devait bouger le poignet qu'en balayant (si le participant était incapable d'avoir cette position spécifique, il pouvait la changer tant que la technique modifiée garantissait toujours le bon mouvement de l'appareil).

Technique tactile à 2 points avec le EyeCane : Le participant a été invité à scanner comme s'il utilisait la canne blanche avec la technique tactile à 2 points.

#### Partie 1 : position statique

Dans cette position, il s'agit 1) de faire un mouvement en forme d'arc de gauche à droite ; 2) s'assurer que les deux extrémités de cet arc s'arrêtent au-delà de la largeur du corps du participant ; 3) s'assurer que l'arc n'est pas trop haut, pour que les participants ne perdent pas complètement la vibration du sol) ou trop basse (afin que la distance de détection soit réduite) ; 4) lors du mouvement, les endroits où les vibrations sont le plus fortes doivent être les extrémités de l'arc. À ce stade, l'expérimentateur devait faire le balayage avec le participant, en tenant

l'appareil et en faisant le mouvement avec lui tout en expliquant ce qu'il devait ressentir avec l'appareil.

Lorsque l'expérimentateur est certain que la personne comprend la technique, il relâche la main du participant et le laisser-faire la technique seul. Une fois que le participant est capable de maintenir constamment le bon niveau de vibration pendant tout le mouvement, passez à la partie 2.

### Partie 2 : en mouvement

Dans un grand couloir ou un espace ouvert avec un sol plat, le participant peut commencer à marcher avec la technique à 2 points avec le EyeCane. Le participant doit s'assurer de toujours ressentir correctement la vibration pendant toute la marche. L'expérimentateur doit s'assurer que le participant maintient une bonne technique : hauteur et longueur de l'arc.

### Partie 3 : Détection d'obstacles

Un obstacle est placé devant le participant à une distance de 3 mètres. Pour cette partie, une boîte en carton (L = 1,2m ; l = 0,15m ; H = 0,15m) a été placée verticalement sur le sol. Lorsque l'obstacle est détecté, le participant peut scanner horizontalement pour connaître la largeur de l'objet. Ensuite, il peut scanner verticalement pour connaître la hauteur. En utilisant cette technique, le participant doit être capable d'identifier l'obstacle.

#### *Simulation de l'expérience*

Un couloir est préparé avec 4 obstacles, un de chaque type : 1 porte, 1 cube, 1 poteau, 1 obstacle au sol). Chaque fois que le participant pense avoir détecté un obstacle, il doit l'identifier. Ensuite, un expérimentateur dit si c'est un obstacle ou non et si le participant l'a correctement identifié. Si ce n'est pas un obstacle, le participant peut simplement continuer son essai. Dès que cette partie était terminée, l'expérience pouvait commencer.

## **TDU**

### Pré-entraînement

Les principes de base d'utilisation ont été expliqués.

## Entraînement

Chaque participant a effectué une période d'entraînement pour s'habituer à l'appareil, situé dans le même couloir que celui utilisé pour l'expérience réelle.

### *Familiarisation*

Les participants ont d'abord été familiarisés avec le TDU, en les adaptant à l'appareil et s'assurant qu'ils pouvaient « voir » avec. Les participants ont été informés que la stimulation sur la langue représentait le champ de vision de la caméra. Ils ont été encouragés à interagir avec le système en agitant leurs mains devant la caméra et en ressentant la sensation sur la langue en même temps.

Ensuite les participants ont été assis à 1 m d'un mur sur lequel étaient présentés des stimuli noirs sur fond blanc. Tout d'abord un expérimentateur bougeait une barre noire dans le champ de vision du TDU sur l'axe horizontal et vertical. Le participant devait dire le sens du mouvement de la barre via la sensation ressentie sur la langue. Cet exercice avait pour but de faire un lien entre les dimensions réelles et ressenties sur la langue, par exemple en comprenant que le bas du champ de vision du TDU correspondait à la partie avant de la plaque d'électrode normalement en contact avec le bout de la langue.

### *Entraînement à la discrimination*

Une lettre T noire a été affichée sur le mur blanc. Les participants devaient trouver la lettre de l'alphabet qui était affiché devant eux à l'aide du TDU. Ensuite, l'orientation de la lettre T a été modifiée et les participants devaient trouver son orientation. Cet exercice permettait de familiariser les participants à la discrimination d'objet à partir de la stimulation électro-tactile de la langue. Ils ont été invités à toucher le T à la fin pour faire le lien entre ce qui a été perçu et la réalité.

La période de familiarisation a été suivie d'une brève démonstration sur la façon de pointer les obstacles avec le TDU.

### *Entraînement à la navigation*

Les participants ont été familiarisés avec les murs latéraux blancs du couloir qui supportent une barre noire pour indiquer aux utilisateurs du TDU leur présence. Puis un obstacle, une tour de carton, a été placé au milieu du couloir. Les participants ont été invités à indiquer plusieurs aspects de l'obstacle tels que sa position, sa forme, sa taille. Puis 6 obstacles du même type ont été positionnés aléatoirement dans le couloir à 3m de distance l'un de l'autre. Il fallait les détecter, les pointer et les éviter.

Une fois que le participant a pu localiser et identifier un obstacle, des simulations de l'expérience ont été réalisées (6 obstacles placés aléatoirement à 3 mètres les uns des autres), et il leur a été demandé de détecter (pointer) les obstacles et, ensuite, de les éviter.

### *Entraînement à la tâche expérimentale*

Chaque type d'obstacle présent dans l'expérience a été placé dans le couloir à 3m l'un de l'autre : un cube, une porte, un sol et un poteau. Les participants ont dû prendre le temps de détecter, identifier et éviter chaque obstacle.

## **Prise de données**

La prise de donnée s'effectuait sur une feuille (Annexe 2) pendant que le participant naviguait dans le couloir. Lorsqu'un participant détectait un obstacle, « 1 » était marqué dans la case correspondante de la colonne « Détection » et s'il n'était pas détecté, « 0 ». Lorsqu'un participant passait à côté d'un obstacle sans le heurter (même un obstacle non détecté), « 1 » était marqué dans la colonne « Évitement ». Lorsqu'un participant heurtait un obstacle, « 1 » était marqué dans la colonne « Collision » et « 0 » lorsque non heurté. Si le participant identifiait correctement l'obstacle détecté, « 1 » était marqué dans la colonne « Identification ». Le temps de traversée a été mesuré en additionnant le temps nécessaire à passer chaque obstacle. Pour un obstacle donné, le chronomètre a été lancé 3m avant celui-ci et a été arrêté soit à l'évitement, soit à la collision.

## Calcul des types de performances

Les performances générales (détection, évitement, collision et identification) ont été calculées en faisant le pourcentage pour chaque essai, puis la moyenne avec les 12 essais. Les performances d'évitement après détection ont été calculées en faisant le pourcentage du nombre d'obstacle évité et détecté divisé par le nombre d'obstacles détecté. Les performances de collision après détection ont été calculées en faisant le pourcentage du nombre d'obstacles détectés et heurtés divisé par le nombre d'obstacles détectés. Les performances d'identification après détection ont été calculées en faisant le pourcentage du nombre d'obstacle détecté et identifié divisé par le nombre d'obstacles détecté. Les performances de collision sans détection ont été calculées en faisant le pourcentage du nombre d'obstacles heurté sans détection divisé par le nombre d'obstacles non détecté.

## Statistiques

Les données ont été analysées avec le logiciel JASP, un programme libre d'accès développé par l'Université d'Amsterdam.

Avec le EyeCane on voulait déterminer l'effet du groupe sur chaque type de performance et sur les temps de traversée. Il y a 3 groupes (AP, AT et CV) donc on a utilisé un test ANOVA à un facteur ou l'équivalent non paramétrique, le test de Kruskal-Wallis. Pour les performances avec le TDU, il y a 2 groupes dont l'un d'eux ne contient que 2 participants (la pandémie COVID-19 a considérablement ralenti la prise de données pour cette partie de l'expérience). Pour ces raisons les effets statistiques n'ont pas été calculés. L'effet du type d'obstacle sur les performances avec le EyeCane et le TDU a été calculé en utilisant une ANOVA à mesure répétée ou l'équivalent non paramétrique, le test de Friedmann. En effet, chaque participant a été confronté plusieurs fois à chaque type d'obstacle. L'effet des performances sur chaque appareil a été calculé en utilisant un test-t à échantillons appariés. Ce sont les mêmes participants qui ont fait l'expérience avec le EyeCane et le TDU. L'effet des essais et de l'appareil sur le temps de traversée a été calculé en utilisant une ANOVA à mesures répétées à 2 facteurs. Ce même test a été utilisé pour calculer l'effet de l'appareil et du type d'obstacle sur les performances.



Pour chaque test statistique, les conditions ont été vérifiées. Le test de Shapiro-Wilk a été utilisé pour vérifier si les données sont normalement distribuées. Le test de Levene a été utilisé pour vérifier l'homogénéité de la variance. Pour vérifier la condition de sphéricité, le test de Mauchly a été utilisé. Si les conditions d'un test paramétrique ne sont pas rencontrées, alors c'est l'équivalent non paramétrique qui est utilisé.



## Chapitre 3 – [Résultats]

### EyeCane

Les résultats montrent que les participants ont été capables de naviguer dans le couloir à obstacle tout en détectant, évitant et identifiant les obstacles.

#### Performances générales

Il n'y a pas de différence significative entre les groupes dans les performances de détection, évitement, collision et identification.

Les performances générales des participants avec le EyeCane ont été analysées suivant plusieurs paramètres. Les AP ont détecté  $56 \pm 8\%$  des obstacles, les AT  $48 \pm 11\%$  et les CV  $49 \pm 13\%$ . Une ANOVA à un facteur indique qu'il n'y a aucune différence statistiquement significative entre les groupes pour les performances de détection ( $F(2,21) = 1.449$ ,  $p = 0.257$ ,  $\eta^2 = 0.121$ ).

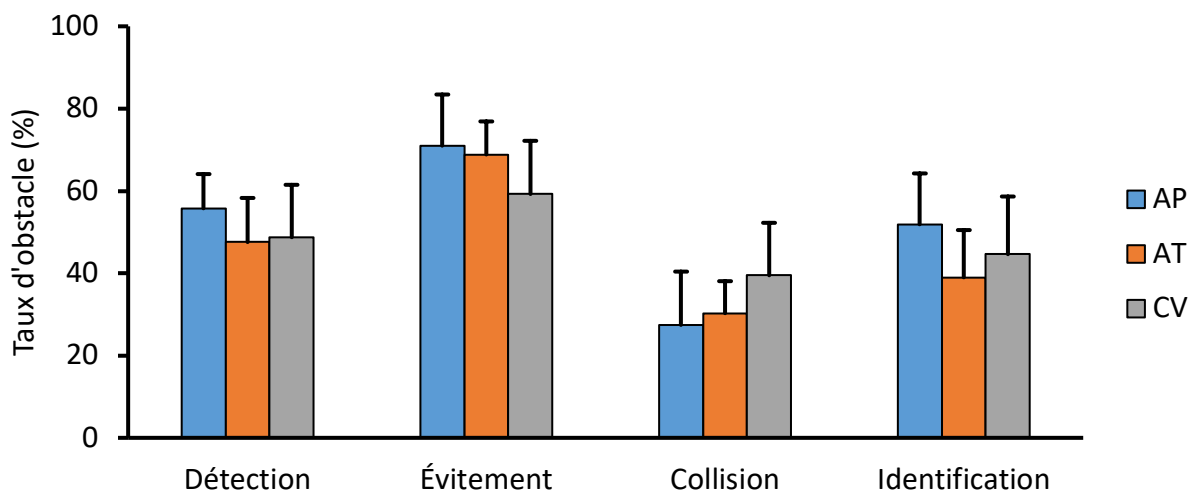


Figure 12. – Performances générales de navigation avec le EyeCane.

Le taux d'obstacles est calculé par rapport au nombre d'obstacles total présent dans le couloir. Une ANOVA à un facteur n'a indiqué aucune différence significative entre les groupes pour tous les types de performance. AP = aveugle précoce ; AT = aveugle tardif ; CV = contrôle voyant. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type.

Les AP ont évité  $71 \pm 12\%$  des obstacles, les AT  $69 \pm 8\%$  et les CV  $59 \pm 13\%$ . Une ANOVA à un facteur indique qu'il n'y a aucune différence statistiquement significative entre les groupes pour les performances d'évitement ( $F(2,21) = 2.413$ ,  $p = 0.114$ ,  $\eta^2 = 0.187$ ). Les AP ont heurté  $27 \pm 13\%$  des obstacles, les AT  $30 \pm 8\%$  et les CV  $40 \pm 13\%$ . Une ANOVA à un facteur indique qu'il n'y a aucune différence statistiquement significative entre les groupes pour les performances de collision ( $F(2,21) = 2.420$ ,  $p = 0.113$ ,  $\eta^2 = 0.187$ ). Les AP ont identifié  $52 \pm 12\%$  des obstacles, les AT  $39 \pm 11\%$  et les CV  $45 \pm 14\%$ . Une ANOVA à un facteur indique qu'il n'y a aucune différence statistiquement significative entre les groupes pour les performances d'identification ( $F(2,21) = 2.069$ ,  $p = 0.151$ ,  $\eta^2 = 0.165$ ) (fig. 12).

### **Performances spécifiques**

Les performances générales ne permettent pas d'évaluer correctement les performances des participants et le potentiel du EyeCane. En effet, cette analyse prend en compte les obstacles qui ne sont jamais rencontrés par les participants. Les performances d'évitement, de collision et d'identification ont alors été calculées par rapport au nombre d'obstacles détectés.

Il y a une différence significative entre les aveugles et les voyants dans les performances d'évitement et de collision après détection, mais aucune différence pour les performances de collision sans détection et d'identification après détection.

Les AP ont évité  $86 \pm 13\%$  d'obstacles après détection, les AT  $89 \pm 5\%$  et les CV  $68 \pm 14\%$ . Une ANOVA à un facteur indique qu'il y a une différence statistiquement significative entre les groupes pour les performances d'évitement après détection des obstacles ( $F(2,21) = 7.688$ ,  $p = 0.003$ ,  $\eta^2 = 0.423$ ). Un test Post Hoc avec correction de Bonferroni indique que les CV ont évité significativement moins d'obstacles après leur détection que les AP ( $p < 0.05$ ) et que les AT ( $p < 0.01$ ). Les AP ont heurté  $12 \pm 13\%$  des obstacles après détection, les AT  $9 \pm 4\%$  et les CV  $31 \pm 13\%$ . Une ANOVA à un facteur indique qu'il y a une différence statistiquement significative entre les groupes pour les performances de collision après détection des obstacles ( $F(2,21) = 8.599$ ,  $p = 0.002$ ,  $\eta^2 = 0.450$ ). Un test Post Hoc avec correction de Bonferroni indique que les CV ont heurté significativement plus d'obstacles après leur détection que les AP ( $p < 0.01$ ) et que les AT ( $p < 0.01$ ). Les AP ont heurté  $21 \pm 8\%$  des obstacles non détectés, les AT  $26 \pm 6\%$  et les CV  $26 \pm 10\%$ .

Une ANOVA à un facteur indique qu'il y a une différence statistiquement significative entre les groupes pour les performances de collision lorsque les obstacles n'étaient pas détectés ( $F(2,21) = 1.174, p = 0.329, \eta^2 = 0.101$ ). Les AP ont identifié  $89 \pm 12\%$  des obstacles détectés, les AT  $81 \pm 11\%$  et les CV  $85 \pm 9\%$ . Une ANOVA à un facteur indique qu'il y a une différence statistiquement significative entre les groupes pour les performances d'identification après détection des obstacles ( $F(2,21) = 1.081, p = 0.358, \eta^2 = 0.093$ ) (fig. 13).

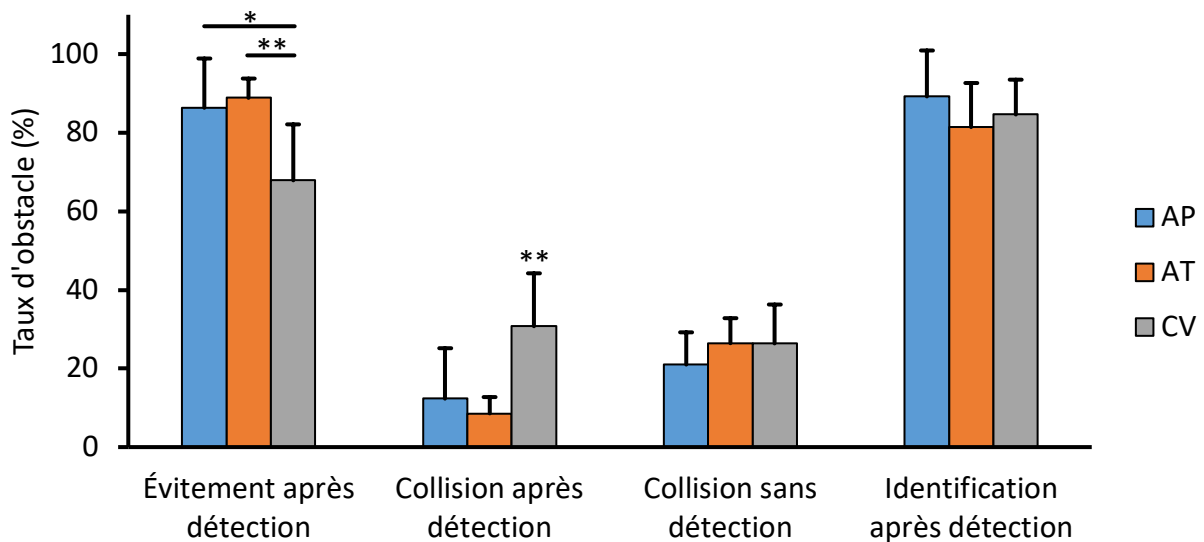


Figure 13. – Performances spécifiques de navigation avec le EyeCane.

Le taux d'obstacles est calculé par rapport au nombre d'obstacles détectés ou non détectés. Une ANOVA à un facteur a indiqué des différences significatives indiquées par \* :  $p < 0.05$  et \*\* :  $p < 0.01$ . AP = aveugle précoce ; AT = aveugle tardif ; CV = contrôle voyant. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type.

### Performances de temps de traversée

Les AP sont significativement plus rapides que les AT et CV avec le EyeCane.

Les temps de traversée moyen du couloir parmi les 12 essais réalisés avec le EyeCane ont été comparés entre les groupes. Les AP ont mis en moyenne  $153 \pm 42s$  pour traverser le couloir, les AT  $266 \pm 119s$  et les CV  $267 \pm 102s$ .

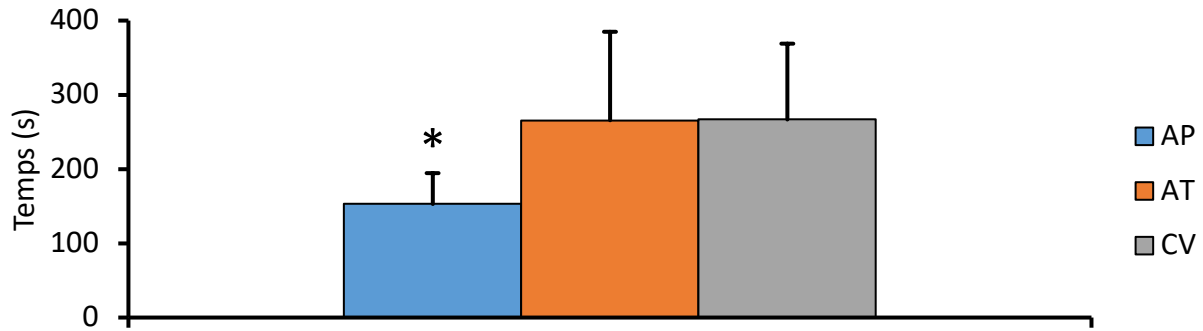


Figure 14. – Temps de traversée avec le EyeCane

Un test de Kruskal-Wallis révèle qu’il y a une différence statistiquement significative représentée par \* :  $p < 0.05$ . AP = aveugle précoce ; AT = aveugle tardif ; CV = contrôle voyant. Les barres d’erreurs représentent l’écart-type.

Le test non paramétrique de Kruskal-Wallis indique qu’il y a une différence statistiquement significative dans les temps de traversée entre les groupes ( $H(2) = 8.094$ ,  $p = 0.017$ ). La comparaison Post Hoc de Dunn avec correction de Bonferroni révèle que les AP ont des temps de traversée significativement plus petit que ceux des AT ( $p < 0.05$ ) et des CV ( $p < 0.05$ ) (Fig. 14).

### Performances par type d’obstacles

#### Détection

La porte et le cube sont les obstacles les plus détectés.

Les participants ont détecté  $50 \pm 18\%$  des cubes,  $95 \pm 8\%$  des portes,  $28 \pm 21\%$  des sols et  $30 \pm 13\%$  des poteaux avec le EyeCane. Une ANOVA à mesures répétées avec correction de Greenhouse-Geisser indique qu’il y a un effet significatif du type d’obstacles sur les performances de détection ( $F(2.043, 46.978) = 129.603$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.747$ ). Un test Post Hoc avec correction de Bonferroni révèle que les performances de détection sont significativement plus élevées avec la porte qu’avec les autres types d’obstacles ( $p < 0.001$ ). Le cube est significativement moins détecté que la porte ( $p < 0.001$ ) et significativement plus détecté que le sol et le poteau ( $p < 0.001$ ) (Fig. 15).

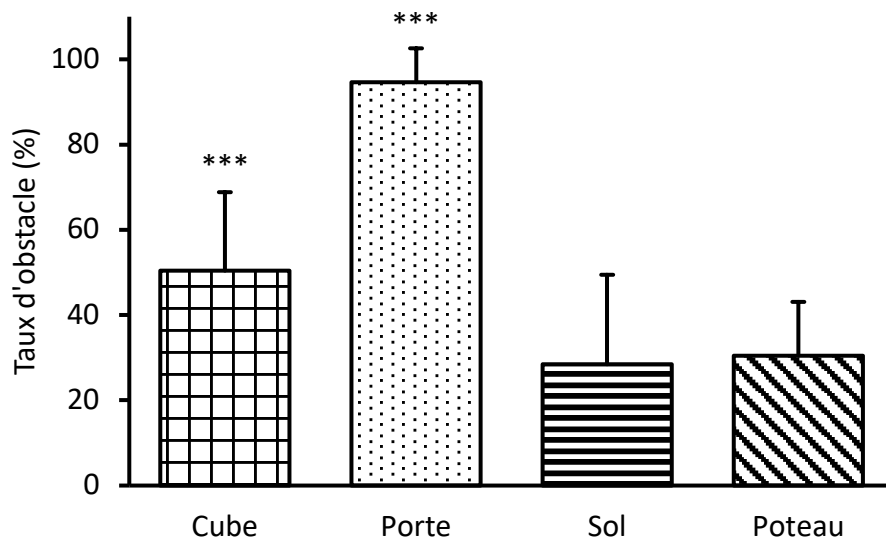


Figure 15. – Détection des obstacles avec le EyeCane

Une ANOVA à mesures répétées avec correction de Greenhouse-Geisser révèle des différences significatives indiquées par \*\*\* : Significativement différents de tous les autres types d'obstacles ( $p < 0.001$ ). Les barres d'erreur représentent l'écart-type.

### Collision

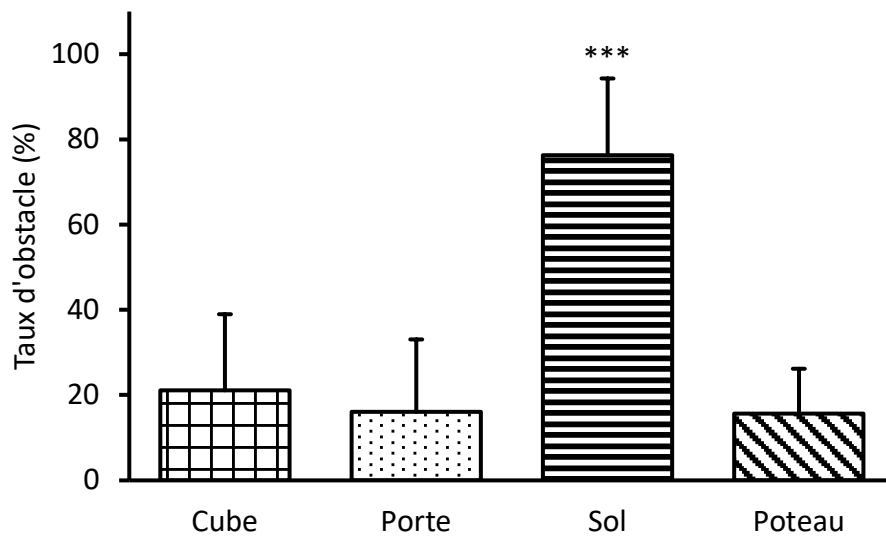


Figure 16. – Collision des obstacles avec le EyeCane

Une ANOVA à mesures répétées révèle des différences significatives indiquées par \*\*\* : Significativement différents de tous les autres types d'obstacles ( $p < 0.001$ ). Les barres d'erreur représentent l'écart-type.

Le sol est l'obstacle le plus heurté.

Les participants ont heurté  $21 \pm 18\%$  des cubes,  $16 \pm 17\%$  des portes,  $76 \pm 18\%$  des sols et  $16 \pm 11\%$  des poteaux avec le EyeCane. Une ANOVA à mesures répétées indique qu'il y a un effet significatif du type d'obstacle sur les performances de collision ( $F(3, 69) = 143.761, p < 0.001, \eta^2 = 0.722$ ). Un test Post Hoc avec correction de Bonferroni révèle que les performances de collision sont significativement plus élevées avec le sol qu'avec les autres types d'obstacles ( $p < 0.001$ ). Un test non paramétrique de Friedman ( $\chi^2(3) = 48.434, p < 0.001$ ) et un post hoc de Conover avec correction de Bonferroni confirment ces effets ( $p < 0.001$ ) (fig. 16).

### Évitement après détection

L'obstacle au sol est l'obstacle le moins bien évité après détection.

Les participants ont évité  $76 \pm 28\%$  des cubes,  $85 \pm 16\%$  des portes,  $68 \pm 28\%$  des sols et  $87 \pm 19\%$  des poteaux après détection avec le EyeCane. Une ANOVA à mesures répétées indique qu'il y a un effet significatif du type d'obstacle sur les performances d'évitement après détection ( $F(3, 57) = 6.025, p < 0.001, \eta^2 = 0.131$ ).

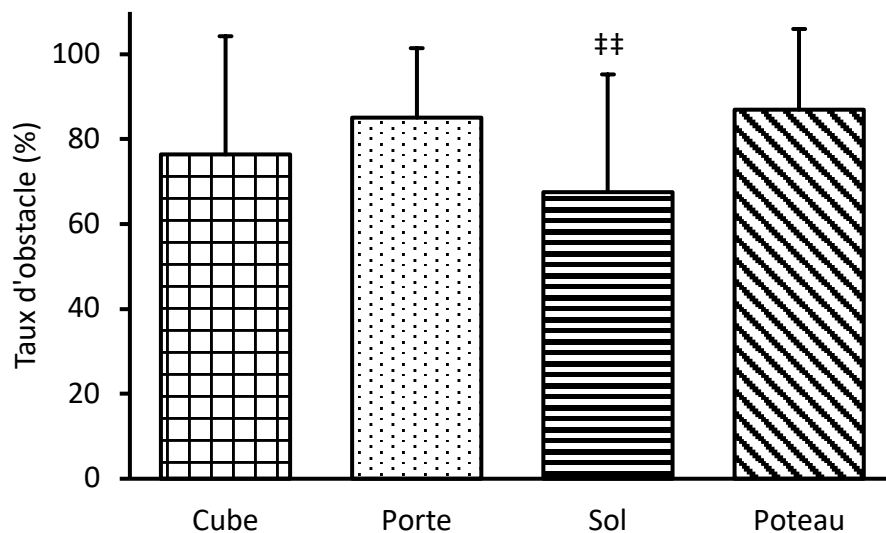


Figure 17. – Évitement après détection des obstacles avec le EyeCane

Les barres d'erreur représentent l'écart-type. Une ANOVA à mesures répétées révèle des différences significatives indiquées par ## : Différence significative avec la porte ( $p < 0.05$ ) et le poteau ( $p < 0.01$ ).



Un test Post Hoc avec correction de Bonferroni révèle que les performances d'évitement après détection sont significativement plus basses avec le sol qu'avec la porte ( $p < 0.05$ ) et le poteau ( $p < 0.01$ ). Un test non paramétrique de Friedman ( $\chi^2(3) = 11.426, p < 0.01$ ) confirme l'effet significatif du type d'obstacle sur les performances. Le test post hoc de Conover avec correction de Bonferroni confirme la différence significative entre le sol et le poteau ( $p = 0.017$ ), mais montre aucune différence entre le sol et la porte ( $p = 0.069$ ) (fig. 17).

#### Collision sans détection

L'obstacle au sol et la porte sont les obstacles les plus heurtés lorsque non détectés.

Les participants ont heurté  $19 \pm 18\%$  des cubes,  $75 \pm 35\%$  des portes,  $97 \pm 6\%$  des sols et  $17 \pm 10\%$  des poteaux lorsque les obstacles n'ont pas été détectés. Une ANOVA à mesures répétées avec la correction de Greenhouse-Geisser indique qu'il y a un effet significatif du type d'obstacle sur les performances de collision lorsque l'obstacle n'est pas détecté ( $F(1.452, 13.068) = 28.736, p < 0.001, \eta^2 = 0.723$ ).

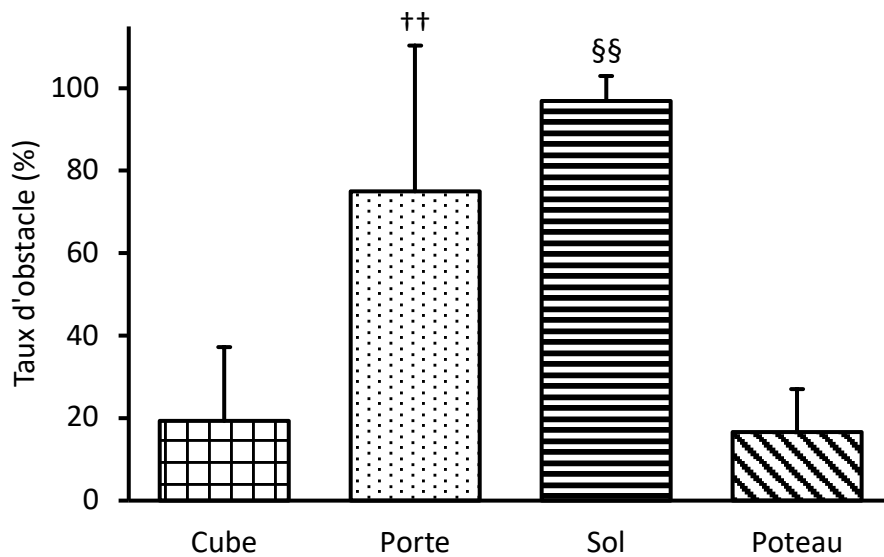


Figure 18. – Collision sans détection des obstacles avec le EyeCane

Une ANOVA à mesures répétées avec la correction de Greenhouse-Geisser révèle des différences significatives indiquées par § : Différence significative avec le cube ( $p < 0.05$ ) et le poteau ( $p < 0.01$ ) ; et † : Différence significative avec le Poteau ( $p < 0.01$ ). Les barres d'erreur représentent l'écart-type.

Un test Post Hoc avec correction de Bonferroni révèle que les performances de collision lorsque l'obstacle n'est pas détecté sont significativement plus élevées avec le sol qu'avec le cube ( $p < 0.001$ ) et le poteau ( $p < 0.001$ ). Les performances avec la porte sont significativement plus élevées qu'avec le poteau ( $p < 0.01$ ). Un test non paramétrique de Friedman ( $\chi^2(3) = 19.989, p < 0.01$ ) confirme l'effet significatif du type d'obstacle sur les performances. Le test post hoc de Conover avec correction de Bonferroni confirme que les performances avec le sol sont significativement plus élevées qu'avec le cube ( $p = 0.012$ ) et le poteau ( $p = 0.009$ ), mais ne montre aucune différence entre la porte et le poteau ( $p = 0.069$ ) (fig. 18).

#### Identification après détection

Il n'y a pas d'effet significatif du type d'obstacle sur les performances d'identification après détection.

Les participants ont identifié  $81 \pm 27\%$  des cubes,  $91 \pm 9\%$  des portes,  $86 \pm 18\%$  des sols et  $90 \pm 29\%$  des poteaux lorsque les obstacles n'ont pas été détectés. Une ANOVA à mesures répétées indique qu'il n'y a pas d'effet significatif du type d'obstacle sur les performances d'identification après détection ( $F(3, 57) = 2.259, p = 0.103, \eta^2 = 0.063$ ) (fig. 19).

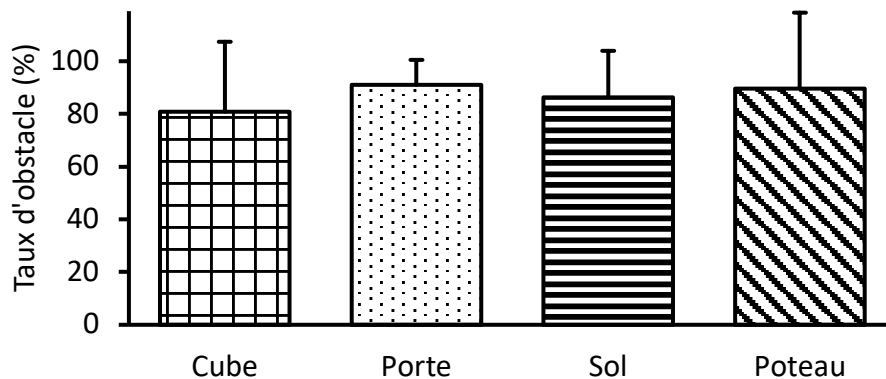


Figure 19. – Identification après détection des obstacles avec le EyeCane

Une ANOVA à mesures répétées ne révèle aucune différence significative. Les barres d'erreur représentent l'écart-type.

## TDU

Les résultats montrent que les participants ont été capables de naviguer dans le couloir à obstacle tout en détectant, évitant et identifiant les obstacles.

### Performances

Les AP ont détecté  $64 \pm 33$ , évité  $73 \pm 30$ , heurté  $28 \pm 30$  et identifié  $58 \pm 36$  des obstacles avec le TDU. Les AT ont détecté  $76 \pm 19$ , évité  $76 \pm 18$ , détecté  $27 \pm 17$  et identifié  $63 \pm 23$  des obstacles (fig. 20). Les AP ont évité après détection  $77 \pm 23$ , heurté après détection  $23 \pm 23$ , heurté sans détection  $17 \pm 23$  et identifié après détection  $89 \pm 10\%$  des obstacles. Les AT ont évité après détection  $83 \pm 15\%$ , heurté après détection  $17 \pm 14\%$ , heurté sans détection  $15 \pm 15\%$  et identifié après détection  $78 \pm 16\%$  des obstacles (fig. 21). Les AP ont traversé le couloir en  $160 \pm 22s$  et les AT en  $426 \pm 117s$  (fig. 22).

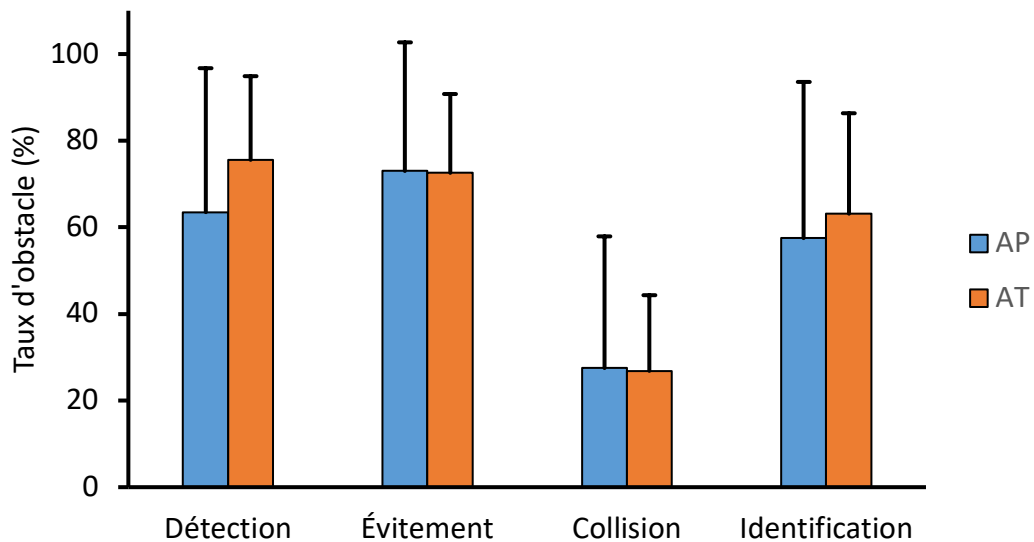


Figure 20. – Performances générales avec le TDU

Le taux d'obstacle est calculé par rapport au nombre d'obstacles total présent dans le couloir. Les aveugles précoces (AP) sont représentés par la couleur bleue, les aveugles tardifs (AT) par la couleur orange. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type. Les statistiques n'ont pas été calculées.

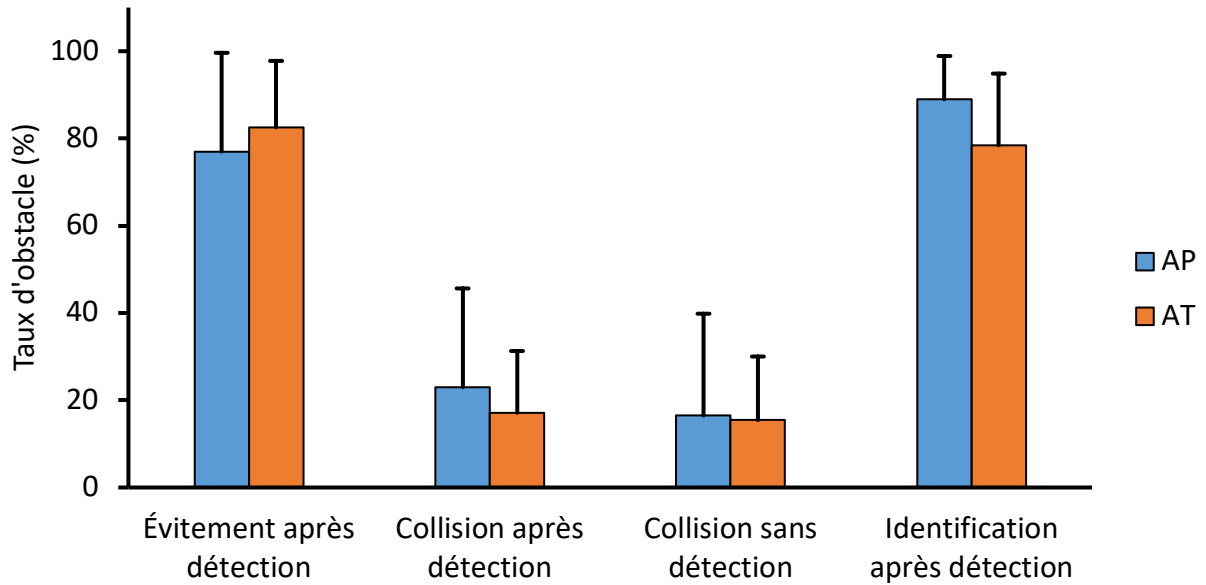


Figure 21. – Performances spécifiques avec le TDU

Le taux d'obstacle est calculé par rapport au nombre d'obstacles détecté ou non détecté. Les aveugles précoces (AP) sont représentés par la couleur bleue, les aveugles tardifs (AT) par la couleur orange. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type. Les statistiques n'ont pas été calculées.

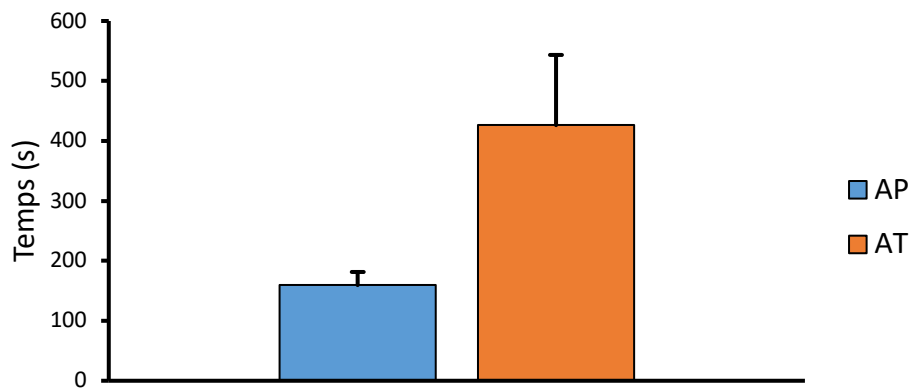


Figure 22. – Temps de traversée avec le TDU

AP = aveugle précoce ; AT = aveugle tardif ; CV = contrôle voyant. Les barres d'erreurs représentent l'écart-type. Les statistiques n'ont pas été calculées.

## Performances par type d'obstacles

### Détection

La porte est l'obstacle le plus détectés avec le TDU.

Les participants ont détecté  $68 \pm 35\%$  des cubes,  $96 \pm 29\%$  des portes,  $64 \pm 40\%$  des sols et  $63 \pm 30\%$  des poteaux avec le TDU. Une ANOVA à mesures répétées indique qu'il y a un effet significatif du type d'obstacle sur les performances de détection ( $F(3, 24) = 9.545, p < 0.001, 0.252$ ). Un test Post Hoc avec correction de Holm révèle que les performances de détection sont significativement plus élevées avec la porte qu'avec les autres types d'obstacles ( $p < 0.05$ ) (fig. 23).

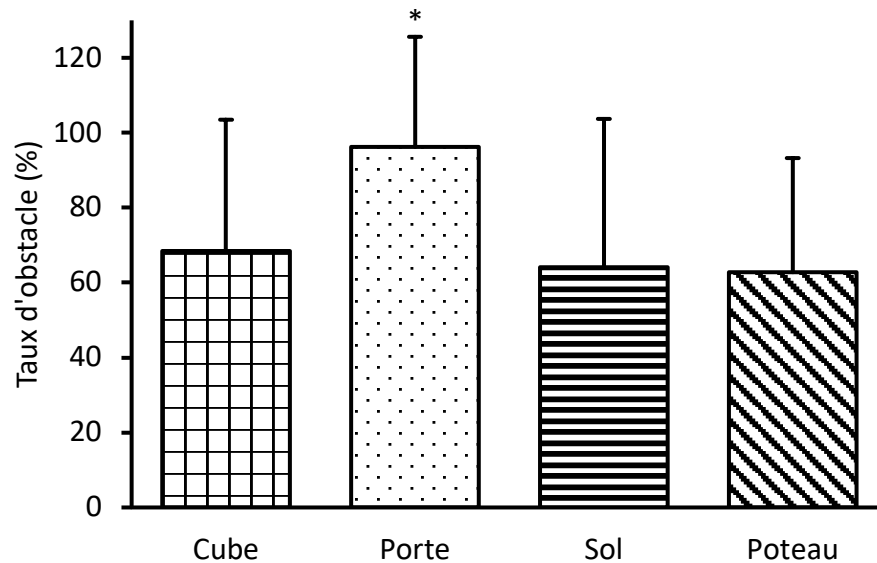


Figure 23. – Détection des obstacle avec le TDU

Une ANOVA à mesures répétées révèle des différences significatives indiquées par \* : significativement différent de tous les autres types d'obstacle ( $p < 0.05$ ). Les barres d'erreur représentent l'écart-type.

### Collision

Il n'y a pas d'effet du type d'obstacle sur les performances de collision.

Les participants ont heurté  $22 \pm 21\%$  des cubes,  $21 \pm 13\%$  des portes,  $39 \pm 31\%$  des sols et  $17 \pm 13\%$  des poteaux avec le TDU.

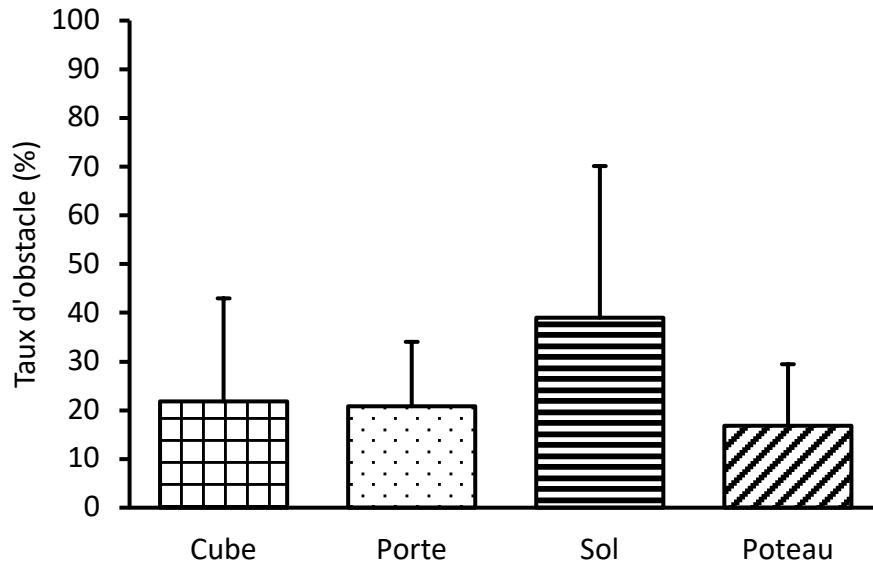


Figure 24. – Collision des obstacles avec le TDU

Une ANOVA à mesures répétées révèle des différences significatives, finalement réfutées par un test post hoc avec correction de Holm. Les barres d'erreur représentent l'écart-type.

Une ANOVA à mesures répétées avec correction de Greenhouse-Geisser indique qu'il y a un effet significatif du type d'obstacle sur les performances de collision ( $F(1.452, 11.619) = 5.208, p < 0.05, \eta^2 = 0.164$ ). Un test Post Hoc avec correction de Holm révèle que les performances de collision ne sont finalement pas significativement différentes en fonction du type d'obstacle ( $p < 0.05$ ). Ces résultats sont confirmés par un test non paramétrique de Friedman ( $\chi^2(3) = 7.575, p = 0.056$ ) (fig. 24).

#### Évitement après détection

Les participants ont évité  $78 \pm 30\%$  des cubes,  $73 \pm 21\%$  des portes,  $80 \pm 32\%$  des sols et  $84 \pm 16\%$  des poteaux après détection avec le TDU. Une ANOVA à mesures répétées avec correction de Greenhouse-Geisser indique qu'il n'y a pas d'effet significatif du type d'obstacle sur les performances d'évitement après détection ( $F(1.968, 15.745) = 0.593, p = 0.562, \eta^2 = 0.089$ ). Ces résultats sont confirmés par un test non paramétrique de Friedman ( $\chi^2(3) = 4.793, p = 0.188$ ) (fig. 25).

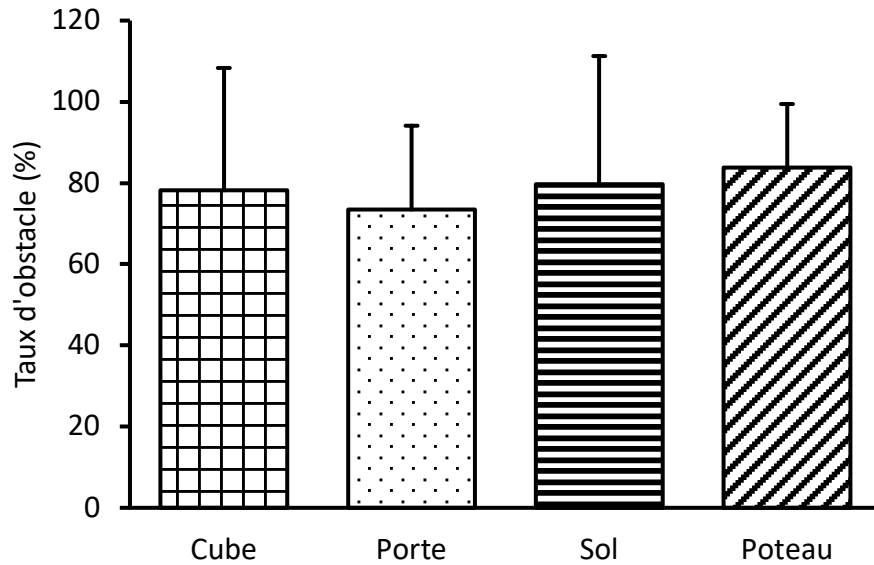


Figure 25. – Évitement après détection des obstacles avec le TDU

Une ANOVA à mesures répétées et un test de Friedmann ne révèlent aucune différence significative. Les barres d'erreur représentent l'écart-type.

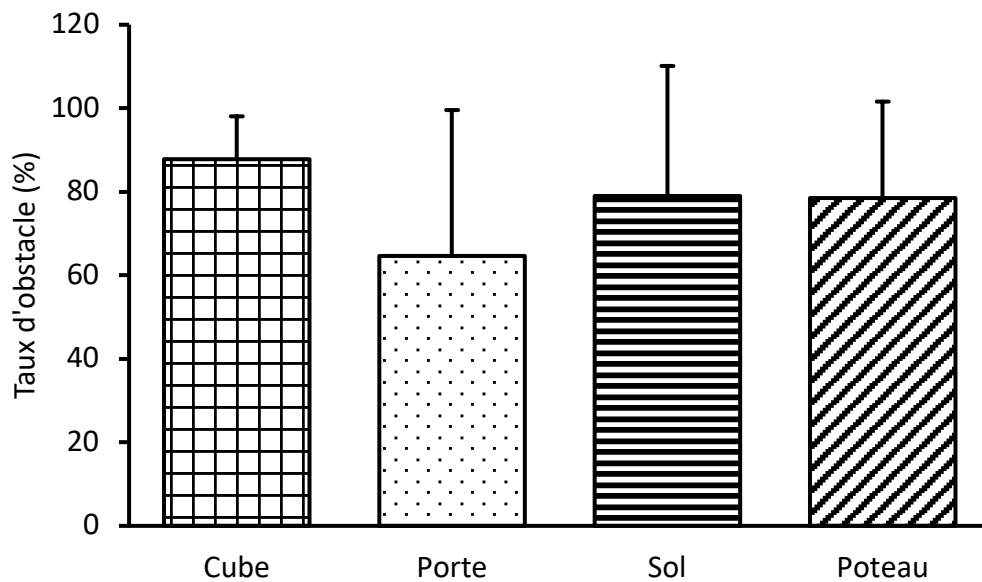


Figure 26. – Identification après détection des obstacles avec le TDU

Les barres d'erreur représentent l'écart-type. Une ANOVA à mesures répétées et un test de Friedmann ne révèlent aucune différence significative.

### Identification après détection

Il n'y a pas d'effet du type d'obstacle sur les performances d'identification après détection.

Les participants ont identifié  $88 \pm 10\%$  des cubes,  $65 \pm 35\%$  des portes,  $79 \pm 31\%$  des sols et  $79 \pm 23\%$  des poteaux après détection avec le TDU. Une ANOVA à mesures répétées indique qu'il n'y a pas d'effet significatif du type d'obstacle sur les performances d'identification après détection ( $F(3, 24) = 1.627, p = 0.209, \eta^2 = 0.126$ ). Ces résultats sont confirmés par un test non paramétrique de Friedman ( $\chi^2(3) = 5.826, p = 0.120$ ) (fig. 26).

## Comparaison entre le EyeCane et le TDU

### Performances générales

Les participants ont détecté significativement plus d'obstacles avec le TDU qu'avec le EyeCane. Cependant, il n'y a pas de différences significatives dans les performances d'évitement, de collision et d'identification.

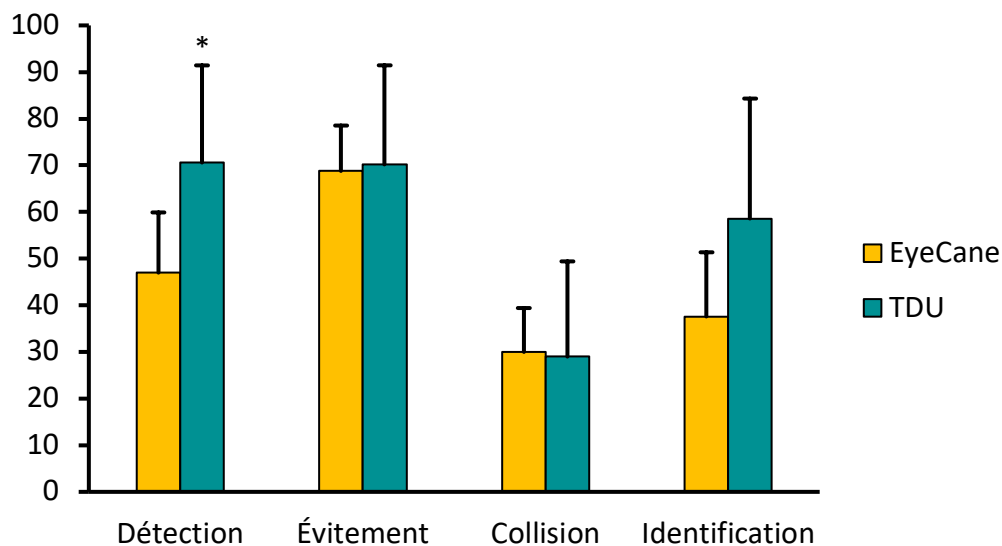


Figure 27. – Performances générales avec les deux appareils

Les barres d'erreurs représentent les écarts-types. Un test-T à échantillons appariés révèle une différence significative indiquée par \* :  $p < 0.05$ .



Avec le EyeCane, les participants ont détecté  $47 \pm 13\%$ , évité  $69 \pm 10\%$ , heurté  $30 \pm 9\%$  et identifié  $38 \pm 14\%$  des obstacles. Avec le TDU ils ont détecté  $71 \pm 21\%$ , évité  $70 \pm 21\%$ , heurté  $29 \pm 20\%$  et identifié  $59 \pm 26\%$  des obstacles. Un test-T à échantillons appariés révèle qu'il y a des différences significatives entre le EyeCane et le TDU dans les performances de détection ( $t(4) = -3.349$ ,  $p < 0.05$ ,  $d = -1.498$ ), mais aucune différence significative pour les performances d'évitement ( $t(4) = -0.178$ ,  $p = 0.868$ ,  $d = -0.079$ ), de collision ( $t(4) = 0.130$ ,  $p = 0.903$ ,  $d = 0.058$ ), et d'identification ( $t(4) = -2.658$ ,  $p = 0.056$ ,  $d = -0.056$ ) (fig. 27).

### Performances spécifiques

Il n'y a pas de différence significative entre les deux appareils pour les performances d'évitement et de collision après détection, de collision sans détection et d'identification après détection.

Avec le EyeCane, les participants ont évité après détection  $88 \pm 6\%$ , heurté après détection  $8 \pm 5\%$ , heurté sans détecter  $26 \pm 8\%$  et identifié après détection  $79 \pm 12\%$  des obstacles. Avec le TDU ils ont évité après détection  $81 \pm 18\%$ , heurté après détection  $18 \pm 17\%$ , heurté sans détection  $18 \pm 16\%$  et identifié après détection  $77 \pm 19\%$  des obstacles.

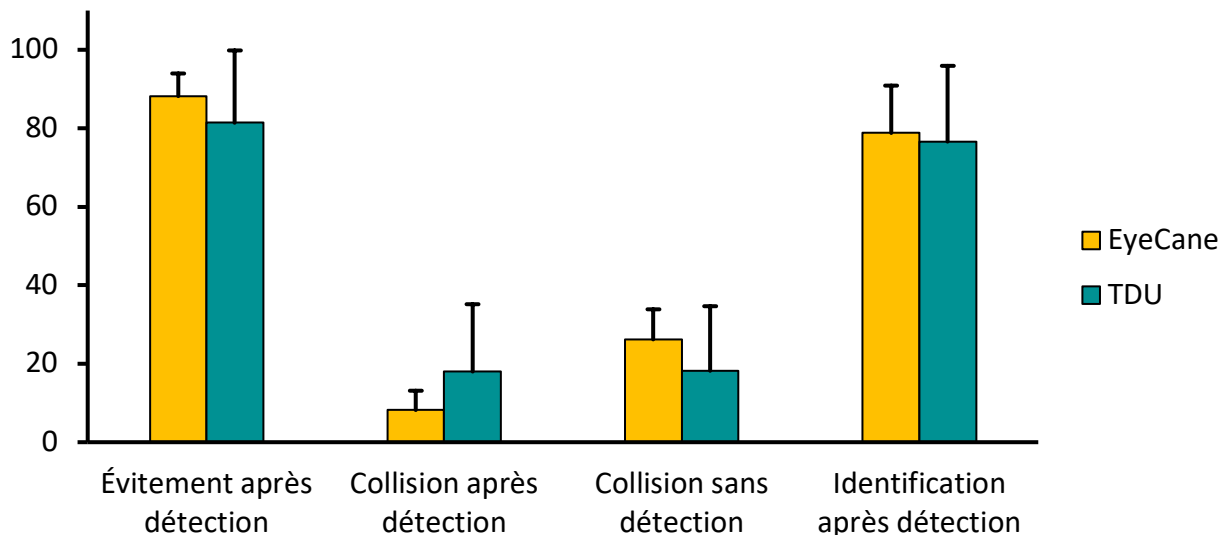


Figure 28. – Performances spécifiques avec les deux appareils

Les barres d'erreurs représentent les écarts-types. Un test-T à échantillons appariés ne révèle aucune différence significative.

Un test-T à échantillons appariés révèle qu'il n'y a aucune différence significative entre le EyeCane et le TDU dans les performances d'évitement après détection, collision après détection, collision lorsque non détecté et d'identification après détection (fig. 28).

### Temps de traversée

Les participants ont été significativement plus rapides avec le EyeCane dans les trois premiers essais et au 12<sup>e</sup> essai.

Une ANOVA à mesure répétée révèle un effet principal significatif pour les essais ( $F(11, 44) = 6.709, p < 0.001, \omega^2 = 0.213$ ) et pour le type d'appareil ( $F(1, 4) = 17.863, p < 0.013, \omega^2 = 0.266$ ). Il y a une interaction significative entre les effets des essais et des appareils sur les temps de traversée ( $F(11, 44) = 3.617, p < 0.001, \omega^2 = 0.121$ ). Les effets principaux simples ont montré que les temps de traversée était significativement plus élevé avec le TDU lors de l'essai 1 ( $F(1) = 54.317, p < 0.01$ ), l'essai 2 ( $F(1) = 19.187, p < 0.05$ ), l'essai 3 ( $F(1) = 23.506, p < 0.008$ ), l'essai 12 ( $F(1) = 11.160, p < 0.05$ ) (fig. 29).

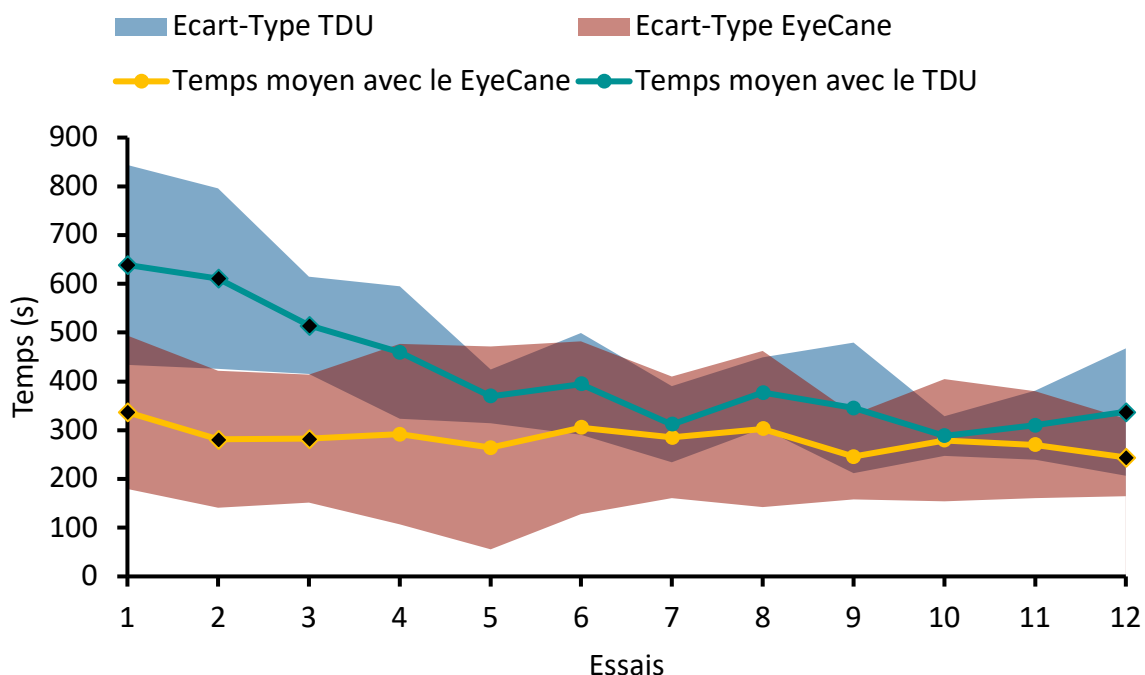


Figure 29. – Temps de traversée avec les deux appareils

Une ANOVA à mesure répétée à deux facteurs révèle des différences significatives aux essais 1, 2, 3 et 12 indiqués par des losanges noirs :  $p < 0.05$ .

## Performances par type d'obstacles

### Détection

Les participants ont détecté plus de fois le poteau avec le TDU qu'avec le EyeCane. Il n'y a pas de différences significatives entre les deux appareils pour la détection du cube, de la porte et du sol.

Avec le EyeCane, les participants ont détecté  $46 \pm 16\%$  des cubes,  $92 \pm 9\%$  des portes,  $24 \pm 21\%$  des sols et  $24 \pm 14\%$  des poteaux. Avec le TDU, ils ont détecté  $64 \pm 26\%$  des cubes,  $94 \pm 8\%$  des portes,  $61 \pm 36\%$  des sols et  $62 \pm 19\%$  des poteaux. L'ANOVA à mesure répétée à deux facteurs (Obstacle x Appareil) a été utilisée pour examiner l'effet des appareils et des obstacles sur les performances de détection. Il y a une interaction significative entre les effets des obstacles et des appareils sur les performances de détection ( $F(3, 12) = 4.842, p < 0.05, \omega^2 = 0.126$ ). Les effets principaux simples ont montré que les performances de détection sont significativement plus élevées avec le TDU pour le poteau ( $F(1) = 85.891, p < 0.001$ )(fig. 30).

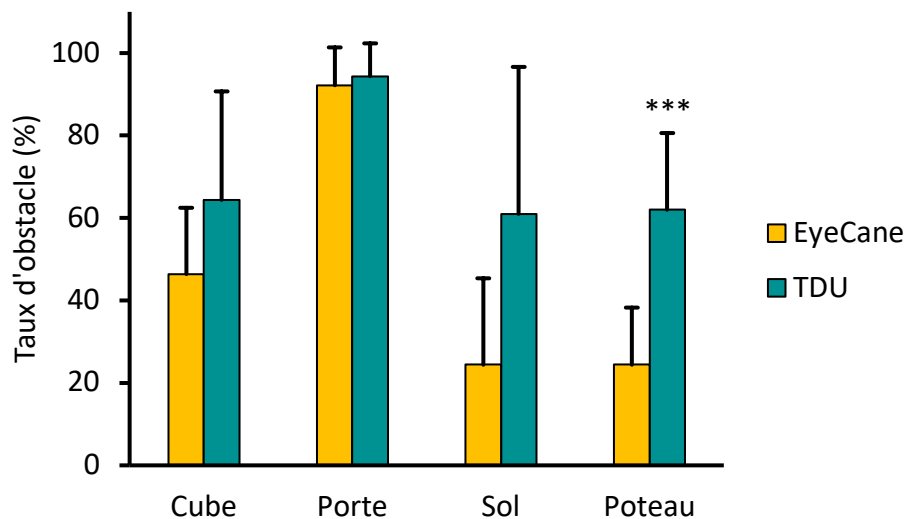


Figure 30. – Détection des obstacles pour chaque appareil

Les barres d'erreurs représentent les écarts-types. Une ANOVA à mesures répétée à 2 facteurs révèle des différences significatives indiquées par \*\*\* :  $p < 0.001$ .

## Collision

Il n'y a pas de différences significatives entre les deux appareils pour les collisions avec le cube, la porte, le sol et le poteau.

Avec le EyeCane, les participants ont heurté  $25 \pm 16\%$  des cubes,  $8 \pm 8\%$  des portes,  $70 \pm 17\%$  des sols et  $17 \pm 6\%$  des poteaux. Avec le TDU, ils ont heurté  $27 \pm 21\%$  des cubes,  $23 \pm 19\%$  des portes,  $46 \pm 31\%$  des sols et  $21 \pm 16\%$  des poteaux. L'ANOVA à mesure répétée à deux facteurs (Obstacle x Appareil) a été utilisée pour examiner l'effet des appareils et des obstacles sur les performances de collision. Il y a un effet principal significatif pour les obstacles ( $F(3, 12) = 33.190, p < 0.001, \omega^2 = 0.556$ ) et il y a une interaction significative entre les effets des obstacles et des appareils sur les performances de collision ( $F(3, 12) = 6.022, p < 0.05, \omega^2 = 0.165$ ). Les effets principaux simples n'ont montré aucun effet significatif de l'appareil sur les performances de collision en contrôlant pour les obstacles (fig. 31).

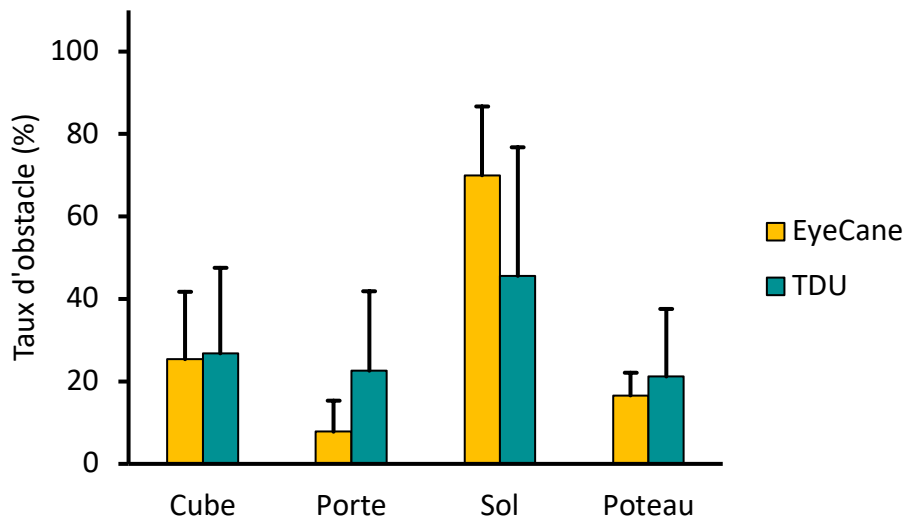


Figure 31. – Collision des obstacles pour chaque appareil

Les barres d'erreurs représentent les écarts-types. Une ANOVA à mesures répétée à 2 facteurs ne révèle aucune différence significative.

### Évitement après détection

Il n'y a pas de différences significatives entre les deux appareils pour les performances d'évitement après détection avec le cube, la porte, le sol et le poteau.

Avec le EyeCane, les participants ont évité après détection  $84 \pm 15\%$  des cubes,  $94 \pm 6\%$  des portes,  $73 \pm 34\%$  des sols et  $86 \pm 10\%$  des poteaux. Avec le TDU, ils ont évité après détection  $86 \pm 17\%$  des cubes,  $81 \pm 17\%$  des portes,  $91 \pm 17\%$  des sols et  $80 \pm 20\%$  des poteaux. L'ANOVA à mesure répétée à deux facteurs (Obstacle x Appareil) a été utilisée pour examiner l'effet des appareils et des obstacles sur les performances d'évitement après détection. Il n'y a aucun effet principal significatif pour les obstacles ( $F(3, 9) = 0.784, p = 0.532, \omega^2 = 0$ ) et pour les appareils ( $F(1, 3) = 0.447, p = 0.552, \omega^2 = 0$ ) sur les performances d'évitement après détection. L'interaction entre les facteurs n'est pas significative ( $F(3, 9) = 1.496, p = 0.281, \omega^2 = 0.055$ ) (fig. 32).

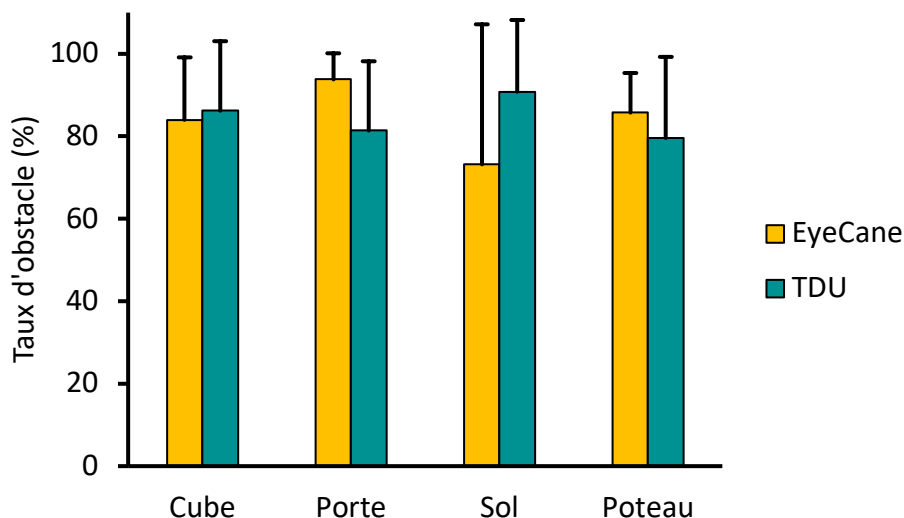


Figure 32. – Évitement après détection des obstacles pour chaque appareil

Les barres d'erreurs représentent les écarts-types. Une ANOVA à mesures répétées à 2 facteurs ne révèle aucune différence significative.

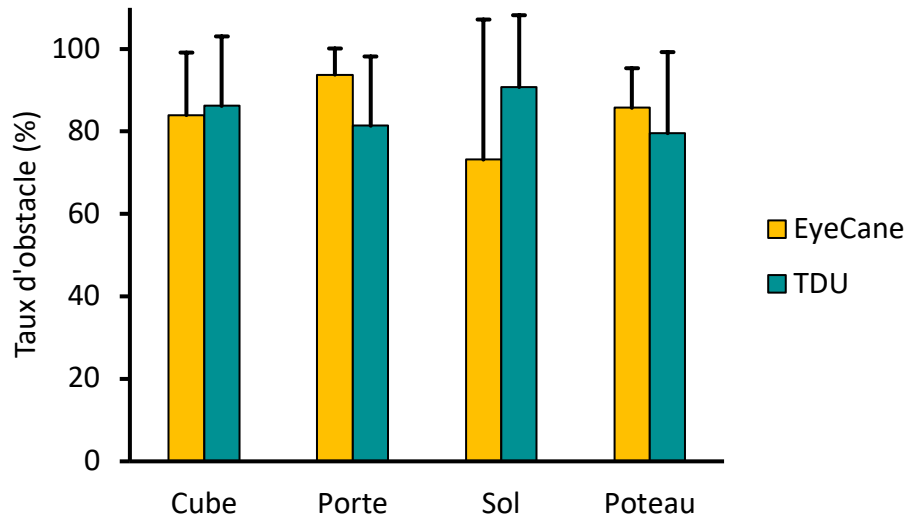


Figure 33. – Identification après détection des obstacles pour chaque appareil

Les barres d'erreurs représentent les écarts-types. Une ANOVA à mesures répétées à 2 facteurs ne révèle aucune différence significative.

#### Identification après détection

Il n'y a pas de différences significatives entre les deux appareils pour les performances d'identification après détection avec le cube, la porte, le sol et le poteau.

Avec le EyeCane, les participants ont identifié après détection  $63 \pm 19\%$  des cubes,  $87 \pm 11\%$  des portes,  $80 \pm 27\%$  des sols et  $78 \pm 21\%$  des poteaux. Avec le TDU, ils ont identifié après détection  $85 \pm 12\%$  des cubes,  $76 \pm 17\%$  des portes,  $89 \pm 17\%$  des sols et  $76 \pm 24\%$  des poteaux. L'ANOVA à mesure répétée à deux facteurs (Obstacle x Appareil) a été utilisée pour examiner l'effet des appareils et des obstacles sur les performances d'identification après détection. Il n'y a aucun effet principal significatif pour les obstacles ( $F(3, 9) = 0.915$ ,  $p = 0.472$ ,  $\omega^2 = 0$ ) et pour les appareils ( $F(1, 3) = 1.701$ ,  $p = 0.283$ ,  $\omega^2 = 0.029$ ) sur les performances d'identification après détection. L'interaction entre les facteurs n'est pas significative ( $F(3, 9) = 2.545$ ,  $p = 0.121$ ,  $\omega^2 = 0.118$ ) (fig. 33).

## Chapitre 4 – [Discussion]

Cette étude compare deux systèmes de substitution sensorielle (SSS) tactiles, le EyeCane et le TDU, dans une même tâche de navigation avec des aveugles précoces et tardifs, et des contrôles voyants aux yeux bandés. Les deux appareils utilisent une stratégie différente pour donner de l'information sur l'environnement à l'utilisateur. Le EyeCane donne directement une information de distance en un point alors que le TDU donne une information « visuelle » issue d'une caméra, basé sur le contraste. Le but de l'étude était de déterminer le meilleur type d'information tactile pour la navigation entre la distance et la « vision ». Les participants ont réussi à naviguer avec les deux appareils dans le couloir à obstacle tout en détectant, évitant et identifiant les obstacles.

### EyeCane

#### Navigation

Une des particularités de cette étude est les différents types d'obstacles utilisés. Il y a des obstacles à contourner (le cube et le poteau), des obstacles à traverser (la porte) et des obstacles à enjamber (le sol). De plus, la porte et le sol occupent toute la largeur du couloir contrairement au cube et au poteau. Nos résultats montrent qu'avec le EyeCane, la porte et le cube sont les obstacles les plus détectés. Celui qui entraîne le plus de collision est le sol, alors que les autres types d'obstacles entraînent chacun moins de 25% des collisions. En analysant les performances plus spécifiques, on trouve que le sol est l'obstacle le moins bien évité lorsque détecté. La porte et le sol sont les obstacles les plus heurtés lorsque non détectés et tous les obstacles ont le même taux d'identification après détection.

Les processus de détection et d'évitement sont différents, mais se suivent chronologiquement. Détecter un obstacle requiert d'analyser le signal venant de l'appareil. Une intensité de vibration forte indique qu'il y a quelque chose devant, mais ne permet pas de dire s'il s'agit d'un obstacle du couloir ou les murs. C'est le patron de vibration générée par le balayage qui va permettre de donner le complément d'information. Après la détection de l'obstacle, il est nécessaire de

déterminer sa taille, principalement sa largeur, et sa position relative à l'environnement dans le but de prévoir un chemin pour l'éviter.

### Détection des obstacles

Le EyeCane donne une information de distance en un point à un moment donné. Lors de la navigation, un balayage devant soi est nécessaire pour détecter les obstacles. Il n'est pas surprenant que la porte soit l'obstacle le plus détecté, comme il prend toute la largeur du couloir avec seulement une petite ouverture pour passer. La porte est soit détectée, soit heurtée comme le confirment les résultats des obstacles heurtés lorsque non détectés. En effet il est presque impossible d'éviter la porte sans la détecter ni la heurter. L'autre obstacle qui prend toute la largeur du couloir, le sol, est très difficile à détecter comme le montrent les résultats. En effet, lorsque les participants naviguent avec le EyeCane, ils effectuent des balayages devant eux et vers le sol. Cette technique fait en sorte qu'ils sentent légèrement le sol constamment avec le EyeCane. L'obstacle au sol n'étant haut que de quelques centimètres, il est très difficile de sentir la différence dans l'intensité de vibration entre celle du sol et de l'obstacle. De plus, comme cet obstacle n'est que peu détecté, il engendre de nombreuses collisions. Le cube quant à lui est un obstacle de la largeur d'une personne et qui arrive en hauteur jusqu'aux genoux. Comme le montrent les résultats, c'est un obstacle qui est détecté dans 50% des cas et lorsqu'il ne l'est pas, il est heurté dans environ 20% des cas. Enfin le poteau est un obstacle très fin en largeur, il est alors peu probable que les participants le rencontrent lors de leur navigation comme le montre le faible taux de détection et de collision. Une précédente étude avec le EyeCane a aussi utilisé plusieurs types d'obstacles (Buchs et al., 2017). Ils ont notamment comparé des obstacles où il fallait passer en dessous (toute la largeur du couloir) et à contourner avec le EyeCane. Comme dans notre étude, sans surprises, les obstacles qui prenaient toute la largeur du couloir ont été mieux détectés que ceux à contourner. Notre étude apporte cependant plus d'informations quant au potentiel qu'offre le EyeCane pour la navigation face à plusieurs types d'obstacles.

Ces évidences montrent que le EyeCane est un outil efficace en mobilité pour la détection des obstacles en hauteur. Il permet de détecter seulement les obstacles présents dans l'environnement immédiat de la personne, sur leur chemin. Ainsi, il fournit les informations strictement nécessaires à la réalisation de la tâche. Cependant, il est très difficile avec le EyeCane



de bien détecter les obstacles situés au niveau du sol, pourtant essentiel à une navigation sécuritaire en environnement extérieur.

#### Évitement des obstacles

L'évitement d'un obstacle nécessite de déterminer sa position et son environnement proche dans le but de planifier un chemin pour l'éviter. Les résultats obtenus avec le EyeCane révèlent que l'obstacle au sol est celui qui est le plus difficile à éviter. Sa proximité avec le sol rend l'analyse de l'information difficile. Les autres obstacles étant plus en hauteur, un balayage horizontal suffit pour acquérir l'information nécessaire à l'évitement.

#### Identification des obstacles

Identifier les obstacles permet de mieux comprendre l'environnement de navigation. Les résultats ont montré que les performances d'identification d'un obstacle détecté avec le EyeCane sont similaires pour les 4 types d'obstacles.

### **Effet de l'expérience visuelle**

Les participants aveugles ont plus de succès dans l'évitement des obstacles après détection que les contrôles voyants (CV) avec le EyeCane. Cependant les performances de détection ne sont pas significativement différentes entre les groupes. Les AP sont plus rapides pour traverser le couloir que les AT et les CV.

#### Représentation spatiale

Les performances de détection et collision générales ne sont pas statistiquement différentes entre les groupes, ce qui indique que chaque groupe a rencontré environ le même nombre d'obstacles au fil des 12 essais. Pourtant, les participants sans expérience visuelle (AP) sont beaucoup plus rapides que ceux avec expérience visuelle (AT et CV). Une explication possible concerne la manière dont l'expérience visuelle affecte la représentation spatiale. Le EyeCane donne une information de distance relative entre l'utilisateur et l'obstacle de manière ponctuel. Ce mode de fonctionnement place l'utilisateur au centre de son espace perçu, ce qui privilégie l'utilisation d'une représentation spatiale égocentrique (centré sur le corps), contrairement au

cadre allocentrique (centré sur l'objet). Au cours du développement, la vision apparaît nécessaire à la formation d'un cadre de référence allocentrique (Pasqualotto, Spiller, Jansari, & Proulx, 2013). En effet, la vision donne une information détaillée sur l'environnement et permet d'analyser plusieurs stimuli en même temps. Mais surtout, la vision permet de coder l'information spatiale de manière allocentrique. La perte de vision impacte le traitement de l'information spatiale, les autres modalités sensorielles utilisant plus un cadre de référence égocentrique. Plusieurs études ont montré que les AT et CV ont tendance à utiliser une représentation allocentrique de l'espace et que les AP préfèrent une représentation égocentrique (Iachini, Ruggiero, & Ruotolo, 2014; Pasqualotto et al., 2013). Dans notre expérience, il semble que les AP ont alors pu traiter l'information spatiale plus rapidement grâce à la correspondance entre l'information donnée par le EyeCane et leur capacité à se représenter l'espace, les deux étant basées sur un cadre de référence égocentrique. Les AP et CV préférant le cadre de référence allocentrique, ils ont probablement eu besoin de plus de temps pour traiter l'information spatiale issue du EyeCane.

#### Écholocalisation simplifiée

Le EyeCane utilise le principe de l'écho, un faisceau est envoyé puis capté par l'appareil. Les propriétés du faisceau capté permettent d'estimer la distance à l'obstacle. Ce principe est répandu, que ce soit dans la nature et dans la population des personnes aveugles. En effet, certains aveugles utilisent l'écholocalisation pour leur navigation quotidienne (Thaler & Goodale, 2016). Une étude a comparé l'évitement d'un obstacle avec le guidage audio et un SSS fonctionnant avec le même principe que le EyeCane chez des participants voyant, aveugle et expert en écholocalisation. Les participants aveugles ont eu des performances généralement meilleures que les participants voyants en utilisant le guidage audio. Cependant, en utilisant le SSS tactile, les aveugles et les voyants ont eu des performances similaires (collisions, temps de mouvement, correction de vitesses et l'espace entre le participant et l'obstacle) (Kolarik, Scarfe, Moore, & Pardhan, 2017). Finalement, le EyeCane rend accessibles les avantages offerts par l'écholocalisation de manière simple.

### Comparaison aux études similaires

L'équipe qui a inventé le EyeCane a publié plusieurs études pour démontrer son potentiel dans la navigation chez les aveugles. Dans la première, le concept du EyeCane a été testé dans 3 expériences : estimation des distances, navigation et détection d'obstacle. Les expériences de navigation et détection d'obstacle ont été réalisées dans un environnement dit naturel, c'est-à-dire dans un couloir comportant des obstacles complexes. Les participants aveugles et voyants ont généralement obtenu des performances similaires dans les 3 expériences (Maidenbaum, Hanassy, et al., 2014). Dans une deuxième étude, les expériences se sont déroulées dans un environnement réel et virtuel. Les aveugles ont eu des performances similaires aux voyants dans une tâche de navigation simple et complexe avec le EyeCane (D. R. Chebat et al., 2015). Contrairement à ces études, nous avons trouvé des différences de performances entre les aveugles et les voyants aux yeux bandés dans la capacité à éviter un obstacle détecté. Ces différences peuvent s'expliquer par la taille des groupes et l'environnement de l'expérience. Dans notre étude, les 3 groupes étaient relativement bien équilibrés avec 9 AP, 7 AT et 8 CV. De plus, notre couloir à obstacle est complexe, proche de condition naturelle tout en restant dans un environnement contrôlé. Le cadre de porte représente l'environnement intérieur de bâtiment alors que le cube, le sol et le poteau représentent l'environnement de rue, particulièrement le trottoir. Les participants ont également effectué un nombre élevé d'essais comparativement aux autres études. Ces spécificités rendent nos résultats relativement robustes.

### **Tongue Display Unit (TDU)**

Le TDU est un appareil de substitution sensorielle qui transforme le signal d'une caméra en une stimulation électro-tactile de la langue. Il possède une résolution de 20x20 électrodes et l'information acquise est basé uniquement sur le contraste. *Peu de données ont été recueillies suite à l'arrêt des études humaines lors de la pandémie de COVID-19.* Aucun test statistique n'a été réalisé pour les performances entre les AP et les AT, comme il n'y a que deux participants dans le groupe des AP. Les résultats montrent que les participants ont pu naviguer tout en détectant et évitant les obstacles avec succès avec le TDU. Les AT ont notamment été capables d'identifier et éviter près de 80% des obstacles détectés.

## Navigation

Les résultats montrent que les aveugles ont pu obtenir de bonne performance de navigation avec le TDU. C'est en accord avec les précédentes études sur le TDU et les autres systèmes de substitution sensorielle. Pour être capables de naviguer, les participants effectuaient des mouvements de la tête dans le but d'acquérir le maximum d'informations pour tenter de comprendre ce qui était présenté par le TDU.

### Attribution distale

L'attribution distale, la capacité d'attribuer à la stimulation tactile un objet du monde réel (Hartcher-O'Brien & Auvray, 2014). Ce mécanisme prend place via 3 facteurs. Le premier est la connaissance d'un monde externe à la stimulation. Ce facteur était rencontré, comme tous les participants étaient conscients, dès le début, que la sensation perçue sur la langue était issue d'une caméra disposée sur les lunettes. Le deuxième facteur est le lien entre les mouvements et la stimulation. Ce facteur a été rencontré grâce aux premiers exercices réalisés avec le TDU. Après avoir installé le TDU, les participants devaient bouger leurs mains devant la caméra et ressentir la stimulation résultante. C'était très important qu'ils fassent cet exercice avec leur propre corps, pour réaliser un couplage entre les informations proprioceptives de leur main et la stimulation tactile de la langue. Enfin, le troisième facteur correspond à la calibration. Pour maintenir une représentation fidèle du monde réel via la stimulation, il est essentiel de régulièrement calibrer cette représentation notamment par les autres sens comme le toucher, qui permet de faire un lieu physique entre la représentation et le monde réel. Ce processus est également crucial pour la vision, qui ne permet pas à elle seule d'acquérir toutes les propriétés du monde comme la distance et la solidité (Ho, Serwe, Trommershäuser, Maloney, & Landy, 2009). Lors de l'entraînement, la calibration a été réalisée lorsqu'on incitait les participants à toucher les obstacles et les murs. Cependant, durant l'expérience, la calibration se faisait uniquement lors des collisions, comme les participants devaient naviguer sans toucher les obstacles et les murs.

L'attribution distale est un concept très important pour le TDU qui ne donne pas d'information directe de profondeur et de distance. Ainsi, cela permet une meilleure représentation mentale du monde, ce qui est particulièrement nécessaire lors de tâches complexes comme la navigation,

par exemple lors de l'extraction des informations de distances (Malika Auvray, Hanneton, Lenay, & O'Regan, 2005).

#### Effet du type d'obstacle

Il n'est pas surprenant que la porte soit l'obstacle le plus détecté, comme il s'agit de l'obstacle le plus grand et qu'il occupe toute la largeur du couloir. Cependant, dans les autres types de performances, les obstacles n'ont pas d'effet significatif. Lorsqu'il s'agit d'éviter un obstacle détecté, les participants ont obtenu de 70 à 80% de succès. Une précédente étude de navigation avec le TDU a montré au contraire que les obstacles à contourner sont plus faciles à détecter et à éviter que les obstacles à enjamber (D. R. Chebat et al., 2011). Ces différences peuvent être due à la taille des groupes, à la largeur du couloir et aux types d'obstacles utilisés.

#### **Effet de l'expérience visuelle**

Nous ne pouvons pas évaluer l'effet de l'expérience visuelle uniquement avec les données acquises dans cette étude. Cependant, nous pouvons les comparer avec de précédentes études. Cette étude a l'avantage d'avoir recruté principalement des AT, peu étudiés par rapport aux AP.

En 2011, la navigation avec le TDU chez des AP et CV a été testé dans un dispositif expérimental similaire à celui utilisé dans cette étude (D. R. Chebat et al., 2011). Le couloir contenait des obstacles à contourner et à enjamber et faisait 15m de long et 2.5m de large, coupé en deux dans sa longueur pour former un « U » de 30m de long. En général, Les AP ont été meilleurs que les CV pour détecter et éviter les obstacles. Les AP ont détecté près de 90% des obstacles et évité près de 70%. Les CV ont détecté 80% des obstacles et évité près de 60%. Une autre étude a montré que les AP ont notamment une meilleure acuité « visuelle » sur la langue avec le TDU que les CV (D. R. Chebat, Rainville, et al., 2007). Cependant, ce n'est pas le cas de toutes les études. Souvent, les performances entre les AP et les CV sont similaires, comme lors de tâches de reconnaissance de chemin (Kupers et al., 2010), de discrimination du mouvement (Matteau et al., 2010) et de discrimination de formes (Ptito et al., 2012).

## **Informations de distance et de contraste pour la navigation**

Les résultats montrent que les participants ont détecté plus d'obstacles avec le TDU qu'avec le EyeCane. Les autres types de performance sont similaires entre les deux appareils. Pour les trois premiers essais, les participants sont plus rapides avec le EyeCane qu'avec le TDU. Il y a également une différence de temps au 12e essai, où les participants sont plus rapides avec le EyeCane. Lorsqu'on regarde l'effet du type d'obstacle, on trouve que le poteau est plus détecté avec le TDU qu'avec le EyeCane.

### **Analyse de l'information**

Les différences de performance de détection semblent être principalement dues au poteau. Ces résultats s'expliquent par les différences de fonctionnement des deux appareils. Le EyeCane et le TDU fournissent à l'utilisateur des informations très différentes de l'environnement. Le EyeCane donne des informations de distance sur l'environnement immédiat (Maidenbaum, Hanassy, et al., 2014) alors que le TDU donne des informations de contraste sur l'environnement proche et lointain (Kaczmarek, 2011). Le supplément d'information que donne le TDU ne permet pas d'améliorer les performances de navigation comme le montrent les performances similaires de collision entre les deux appareils avec le poteau. En effet, le poteau est un obstacle mince. Avec le EyeCane les participants sont souvent passés à côté sans le remarquer contrairement au TDU. On peut alors suggérer que seules les informations de l'environnement immédiat sont nécessaires et suffisantes à la navigation (fig 34).

Les performances d'identification des obstacles après leur détection suggèrent que les deux appareils ont les mêmes capacités de discrimination de forme. Lors de l'expérience, lorsqu'un obstacle était détecté, les participants s'arrêtaient pour explorer l'environnement. Avec le EyeCane, ils scannaient en largeur et en hauteur pour déterminer les dimensions des obstacles, alors qu'avec le TDU, ils effectuaient des mouvements horizontaux de la tête pour déterminer leurs formes.

Les résultats de temps de traversée suggèrent que la quantité d'information à analyser a un effet sur la vitesse de navigation. En effet, même après un entraînement généralement plus long avec le TDU qu'avec le EyeCane, il faut 3 essais aux participants pour atteindre les mêmes

performances qu'avec le EyeCane. Cette problématique est commune aux SSS « visuel » comme le TDU et le vOICe. Ils transforment le signal d'une caméra directement en stimulation tactile ou auditive, difficile à interpréter et pouvant causer une surcharge cognitive (Elli, Benetti, & Collignon, 2014).

On observe également une augmentation du temps de traversée avec le TDU au 12<sup>e</sup> essais par rapport au EyeCane. Cela peut suggérer que le TDU fatigue les participants, réduisant leurs vitesses d'analyse après un certain temps d'utilisation. Cependant pour confirmer cette hypothèse, il aurait fallu augmenter le nombre d'essais.

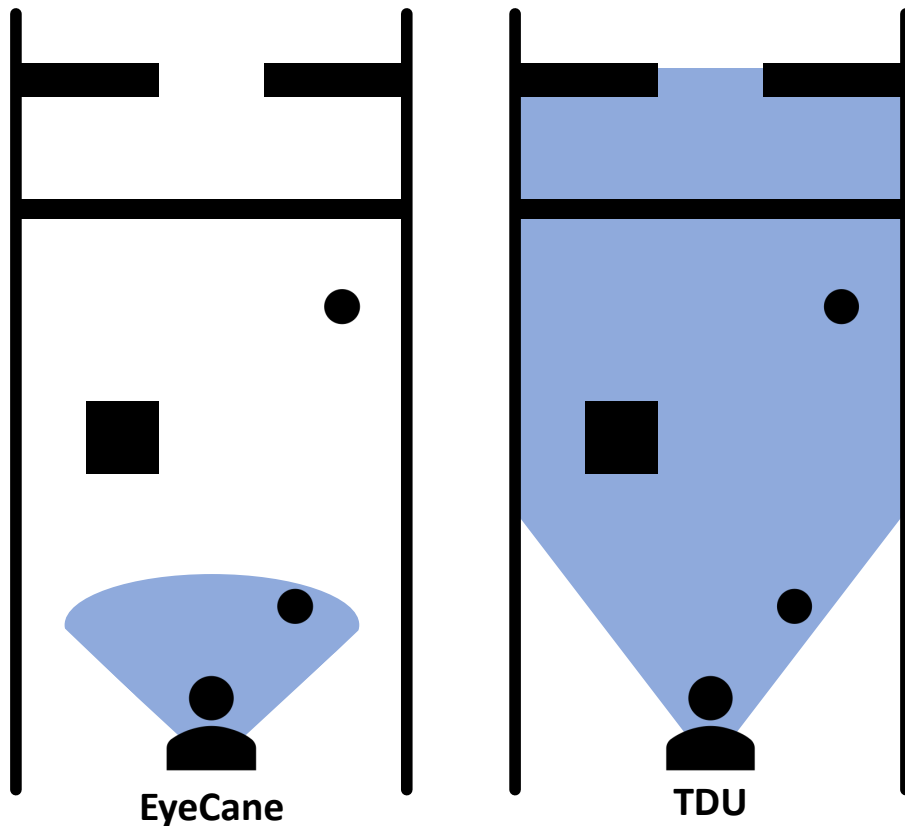


Figure 34. – Perception de l'espace avec le EyeCane et le TDU

Le schéma représente une vue de dessus d'un participant dans le couloir avec les quatre types d'obstacles. La zone bleue correspond à l'environnement perçu par le participant via le EyeCane, après un balayage, et via le TDU, en regardant dans la direction du couloir.

## **Environnement et mobilité**

Le couloir à obstacle utilisé dans cette étude a été conçu en noir et blanc pour maximiser les performances avec le TDU. Sur la plaque d'électrodes, un objet blanc n'induit aucune stimulation alors qu'un objet noir induit une stimulation maximale. Cela a permis aux participants de bien discerner les obstacles du reste de l'environnement. Cependant le monde n'est pas en noir et blanc. On peut faire l'hypothèse qu'en diminuant le contraste de l'environnement pour s'approcher de conditions réelles, les performances de navigation avec le TDU diminueront. En effet, il sera alors plus difficile d'extraire les informations pertinentes. Au contraire, le EyeCane n'est pas dépendant du contraste de l'environnement. On peut alors faire l'hypothèse que les performances de navigation seront similaires à celles obtenues dans cette étude.

Le EyeCane semble alors être meilleur pour la tâche de navigation que le TDU, de par sa simplicité et son ergonomie. Cependant, comme le montre le taux élevé de collisions avec l'obstacle au sol, il est difficile de détecter les faibles variations de signal. Cela fait qu'il est difficile d'utiliser le EyeCane seul en environnement extérieur pour une mobilité sécuritaire, où les variations du sol ne seront pas détectées. Malgré cela, il peut facilement se combiner avec la canne blanche pour la détection des obstacles disposés vers le haut du corps, cause d'accidents chez les aveugles (Buchs et al., 2017). De plus, c'est un appareil qui peut facilement s'utiliser en intérieur, où le sol est plat, comme le montrent les résultats avec la porte, le cube et le poteau.

Aucun des deux appareils n'a le potentiel de remplacer la canne blanche comme outil d'aide à la mobilité. Cependant, ils offrent un complément d'information non négligeable qui pourrait améliorer l'indépendance des personnes aveugles.

## **Effet de la cécité sur le cerveau**

Les résultats comportementaux obtenus, notamment entre les trois groupes étudiés, s'expliquent par des évidences neuro-anatomiques et fonctionnelles.

### **Perception tactile**

Une étude a testé l'acuité tactile passive du bout des doigts à l'aide de tâches d'orientation de barres chez une large population d'aveugles et de voyants. Ils ont trouvé que l'acuité tactile était



supérieure chez les aveugles indépendamment de l'expérience visuelle et de l'expérience de Braille (Goldreich & Kanics, 2003). L'acuité tactile active a été testée chez des aveugles et voyants de tous âges. Les résultats ont montré une baisse de l'acuité tactile chez les voyants avec l'âge. Contrairement aux voyants, les aveugles ont de hautes performances d'acuité même à des âges avancés (Legge, Madison, Vaughn, Cheong, & Miller, 2008). La cause de la supériorité des aveugles aux voyants a été étudiée par des tâches d'orientation de barres contrôlée par la force sur le bout des doigts et les lèvres (M. Wong, Gnanakumaran, & Goldreich, 2011). L'objectif était de confronter deux hypothèses : l'hypothèse de l'expérience tactile et celle de la privation visuelle. Les aveugles ont obtenu de meilleures performances d'acuité que les voyants sur les doigts, mais pas sur les lèvres, supportant l'hypothèse que cette supériorité s'explique par une plus grande utilisation du sens tactile chez les aveugles. Cependant, ce n'est pas un consensus dans la littérature. D'autres études ont trouvé des acuités tactiles similaires entre les voyants et les aveugles (Grant, Thiagarajah, & Sathian, 2000). L'évaluation de l'acuité tactile de la langue chez les aveugles et les voyants n'a montré que seul un sous-groupe d'aveugles était supérieur aux voyants (D. R. Chebat, Rainville, et al., 2007).

De manière générale, les résultats obtenus dans cette étude concordent avec l'hypothèse de la supériorité des aveugles dans la perception tactile.

### **Plasticité intermodale**

Les AP ont un système visuel à deux voies, ventrale et dorsale, conservée. Cependant, il existe des différences anatomiques et fonctionnelles avec le cerveau des CV (Kupers & Ptito, 2014).

Le cortex visuel des aveugles, notamment précoce, est connu pour s'activer lors de tâches tactiles comme la lecture du Braille (H. Burton et al., 2002; N Sadato et al., 1998; Norihiro Sadato et al., 1996), une tâche d'appariement vibrotactile (Harold Burton, Sinclair, & McLaren, 2004), une tâche de détection de l'orientation sur la langue avec le TDU (Ptito & Kupers, 2005) ; mais aussi lors de tâches auditives (Gougoux, Zatorre, Lassonde, Voss, & Lepore, 2005). Le cortex visuel d'aveugles précoce présente même une cartographie somatotopique des doigts, corrélé avec l'expertise en lecture du Braille (Ptito et al., 2008), et une cartographie de la localisation spatiale sonore, corrélée avec les capacités en écholocalisation (Norman & Thaler, 2019). Ces évidences sont

souvent liées à de meilleures performances chez les AP par rapport aux AT et CV (Kupers et al., 2010). Les réseaux neuronaux impliqués dans l'apprentissage de la détection et l'évitement des obstacles avec le TDU ont été examinés dans un dispositif expérimental similaire à notre étude (D.-R. Chebat et al., 2020a). Ces réseaux sont différents chez les AP et CV pour l'apprentissage de la détection. Les AP recrutent le lobe temporal médian et les aires sensorimotrices alors que les SC ne recrutent que le lobe temporal médian, pour des performances similaires. Pour l'apprentissage de l'évitement, c'est la voie dorsale qui est impliquée dans les deux groupes. Toutes ces évidences suggèrent que les performances de navigation spatiale chez les aveugles sont en partie expliquées par des mécanismes de plasticité intermodale dus à l'utilisation intensive des autres sens après la perte de la vision.

## **Limites de l'étude**

Les principales limites de l'étude concernent la taille des groupes, l'environnement et la procédure. Il est reconnu dans le domaine qu'il est difficile de recruter des participants aveugles surtout précoces. Augmenter la taille des groupes permettrait d'obtenir des résultats plus représentatifs de la population. De plus, la pandémie de COVID-19 a beaucoup affecté le déroulement de cette étude, notamment avec le TDU. Au moins douze participants étaient prévus par groupe et par appareil. Les SSS sont beaucoup étudiés en laboratoire depuis 50 ans.

Il y a une limite à l'utilisation de l'ANOVA pour l'analyse de données proportionnelles. En effet ces données ont un intervalle limité ici entre 0 et 100. Les données proches des limites sont souvent sujettes à invalider les conditions (Chen, Cheng, Berkout, & Lindhiem, 2017). Cependant, pour chaque test, chaque condition a été analysée pour valider ou non l'utilisation du test statistique.

L'objectif de ces systèmes est d'améliorer la vie des personnes aveugles. Cependant ils ne restent que très peu utilisés en dehors des laboratoires. Une limite de notre étude est que l'environnement expérimental n'est pas représentatif du monde extérieur principalement au niveau des couleurs utilisées. L'idéal serait de tester ces appareils directement dans la rue pour notamment déterminer leurs capacités à rendre une indépendance de navigation.

Enfin, le protocole utilisé ne contenait qu'un court entraînement avant de commencer les expériences. Les CV sont alors désavantagés par rapport aux aveugles, comme ils n'ont pas l'habitude de se déplacer avec les yeux bandés. Un suivi des performances sur une longue durée apporterait des résultats intéressants compte tenu du potentiel en réhabilitation de ces appareils.

## **Le futur de la substitution sensorielle**

En 2020, nous sommes capables de faire naviguer des voitures et des robots de façon presque entièrement autonome (Kunze, Hawes, Duckett, Hanheide, & Krajník, 2018), alors pourquoi pas les aveugles? Ces avancées sont notamment possibles grâce à l'explosion du domaine de l'intelligence artificielle. Pour que ces systèmes puissent être autonomes, ils doivent, au même titre que les humains, percevoir et comprendre l'environnement dans le but d'agir. Finalement les aveugles ont ce même besoin, acquérir plus d'information sur l'environnement dans le but de gagner en autonomie notamment pour la navigation. Comme vu dans cette étude, les SSS comme le TDU donnent à l'utilisateur le rôle d'analyser la totalité de l'information acquise, ce qui ne permet pas d'améliorer les performances de navigation par rapport à un SSS qui donne une information simple, et qui de plus tend à fatiguer la personne par une surcharge d'informations. Une partie plus importante du traitement de l'information doit être allouée à l'ordinateur, pour que celui-ci ne donne que les informations strictement nécessaires à la personne aveugle pour accomplir sa tâche. L'énorme intérêt qu'à la société pour l'intelligence artificielle et les systèmes autonomes pourrait bénéficier à la population des aveugles en permettant l'amélioration de chaque partie qui compose un SSS : les capteurs, l'ordinateur et les algorithmes, et l'interface homme-machine (Dutt, Regazzoni, Rinner, & Yao, 2020; Martinez, Roitberg, Koester, Schauerte, & Stiefelhagen, 2017). De plus, l'explosion dans le développement des téléphones intelligents fournit une plateforme facilement accessible, qui regroupe en un appareil les deux premiers modules d'un SSS, capteurs et ordinateurs. Notre laboratoire a justement récemment démontré le potentiel du téléphone intelligent en navigation, avec une nouvelle application qui utilise l'intelligence artificielle pour déterminer la position des obstacles et les signaler via des sons horizontaux spatialisés émis par des écouteurs à conduction osseuse (Paré et al., 2019). Le troisième module, l'interface homme-machine, peut prendre inspiration dans un tout autre domaine d'intérêt pour la société, la réalité virtuelle. Par exemple, une récente étude a montré

le développement d'une incroyable technologie de stimulation tactile sans-fil, sans batterie, flexible et mimant la texture de la peau (Yu et al., 2019). Les SSS ont donc le potentiel de voir arriver de nombreuses innovations technologiques propices à leur développement. Malgré les progrès technologiques, il semble difficile de remplacer la canne blanche qui offre une fiabilité incomparable dans la détection des obstacles aux sols, cruciale pour la sécurité de la navigation. La technologie n'est pas le seul facteur qui pourrait améliorer l'intégration des SSS dans la communauté des aveugles (Maidenbaum, Abboud, et al., 2014). Leur déploiement devrait se faire à bas prix et s'accompagner de programmes d'entraînement et de formation spécifiques comme il en existe aujourd'hui pour la canne blanche et le chien guide (Elli et al., 2014).

En plus de leur potentiel en réhabilitation, les SSS sont des outils d'études de la plasticité cérébrale chez les voyants et les aveugles comme le prouvent de nombreuses recherches (D.-R. Chebat et al., 2018; D.-R. Chebat et al., 2020b; Heimler & Amedi, 2020; Kupers & Ptito, 2014; Nau, Murphy, & Chan, 2015).

## **Conclusion**

Cette étude compare deux SSS tactiles, le EyeCane et le TDU, dans le but de déterminer la meilleure stratégie pour apporter une indépendance de navigation aux personnes aveugles. Le EyeCane donne directement une information de distance en un point alors que le TDU donne une information « visuel » issue d'une caméra, basé sur le contraste. On a trouvé que les participants aveugles précoces, aveugles tardifs et contrôle voyant aux yeux bandés, ont été capables de traverser un couloir à obstacle tout en les détectant, évitant et identifiant. Ces résultats sont en accord avec les précédentes études réalisées sur chacun des appareils et confirment leur potentiel en réhabilitation. Cependant, la comparaison entre les deux appareils a révélé que les participants ont détecté significativement plus d'obstacles avec le TDU qu'avec le EyeCane sans pour autant améliorer les performances de navigation. De plus, la quantité d'informations sur l'environnement fourni par le TDU nécessite un plus long entraînement, ralentit les participants lors de la navigation et les fatiguent après une longue période d'utilisation, contrairement au EyeCane. On peut alors suggérer que seules les informations de l'environnement immédiat donné par le EyeCane sont nécessaires et suffisantes à la navigation. L'analyse des performances par

type d'obstacle a mis en lumière la difficulté de détecter les obstacles au niveau du sol, notamment avec les informations de distance. Cependant, ces derniers doivent être détectés pour permettre une mobilité sécuritaire en milieu extérieur. C'est pourquoi aucun des deux appareils n'a le potentiel de remplacer la canne blanche comme outil d'aide à la mobilité. Cependant, ils offrent un complément d'information non négligeable qui pourrait améliorer l'indépendance des personnes aveugles.



## Références bibliographiques

- Abboud, S., Hanassy, S., Levy-Tzedek, S., Maidenbaum, S., & Amedi, A. (2014). EyeMusic: Introducing a "visual" colorful experience for the blind using auditory sensory substitution. *Restor Neurol Neurosci*, 32(2), 247-257. doi:10.3233/RNN-130338
- Aguirre, G. K., Detre, J. A., Alsup, D. C., & D'Esposito, M. (1996). The Parahippocampus Subserves Topographical Learning in Man. *Cerebral Cortex*, 6(6), 823-829. doi:10.1093/cercor/6.6.823
- Ainsworth, A., Gaffan, G. D., O'Keefe, J., & Sampson, R. (1969). A technique for recording units in the medulla of the awake, freely moving rat. *The Journal of physiology*, 202(2), 80P-82P. Retrieved from <http://europepmc.org/abstract/MED/5784315>  
<http://jp.physoc.org/cgi/content/abstract/202/2/80P>
- Allison, T. S., Moritz, J., Jr., Turk, P., & Stone-Roy, L. M. (2020). Lingual electrotactile discrimination ability is associated with the presence of specific connective tissue structures (papillae) on the tongue surface. *PLoS One*, 15(8), e0237142. doi:10.1371/journal.pone.0237142
- Auvray, M., Hanneton, S., Lenay, C., & O'Regan, K. (2005). There is something out there: distal attribution in sensory substitution, twenty years later. *Journal of Integrative Neuroscience*, 04(04), 505-521. doi:10.1142/s0219635205001002
- Auvray, M., Hanneton, S., & O'Regan, J. K. (2007). Learning to perceive with a visuo-auditory substitution system: localisation and object recognition with 'the vOICe'. *Perception*, 36(3), 416-430. doi:10.1068/p5631
- Bach-y-Rita, P. (1967). SENSORY PLASTICITY. *Acta Neurologica Scandinavica*, 43(4), 417-426. doi:10.1111/j.1600-0404.1967.tb05747.x
- Bach-y-Rita, P. (1983). Tactile vision substitution: past and future. *Int J Neurosci*, 19(1-4), 29-36. doi:10.3109/00207458309148643
- Bach-y-Rita, P., Collins, C. C., Saunders, F. A., White, B., & Scadden, L. (1969). Vision substitution by tactile image projection. *Trans Pac Coast Otoophthalmol Soc Annu Meet*, 50, 83-91. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4924579>

- Bach-y-Rita, P., Kaczmarek, K. A., Tyler, M. E., & Garcia-Lara, J. (1998). Form perception with a 49-point electrotactile stimulus array on the tongue: a technical note. *J Rehabil Res Dev*, 35(4), 427-430. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10220221>
- Benjamin, J. (1968). A review of the Veterans Administration blind guidance device project. *Bulletin of Prosthetics Research*, 10(9), 64.
- Brindley, G. S., & Lewin, W. S. (1968). The sensations produced by electrical stimulation of the visual cortex. *The Journal of Physiology*, 196(2), 479-493. doi:10.1113/jphysiol.1968.sp008519
- Brown, D., Macpherson, T., & Ward, J. (2011). Seeing with sound? exploring different characteristics of a visual-to-auditory sensory substitution device. *Perception*, 40(9), 1120-1135. doi:10.1068/p6952
- Buchs, G., Simon, N., Maidenbaum, S., & Amedi, A. (2017). Waist-up protection for blind individuals using the EyeCane as a primary and secondary mobility aid. *Restor Neurol Neurosci*, 35(2), 225-235. doi:10.3233/RNN-160686
- Burton, H., Sinclair, R. J., & McLaren, D. G. (2004). Cortical activity to vibrotactile stimulation: An fMRI study in blind and sighted individuals. *Human Brain Mapping*, 23(4), 210-228. doi:10.1002/hbm.20064
- Burton, H., Snyder, A. Z., Conturo, T. E., Akbudak, E., Ollinger, J. M., & Raichle, M. E. (2002). Adaptive Changes in Early and Late Blind: A fMRI Study of Braille Reading. *Journal of Neurophysiology*, 87(1), 589-607. doi:10.1152/jn.00285.2001
- Button, J. (1958). Electronics brings light to the blind. *Radio Electron*, 29, 53-55.
- Capelle, C., Trullemans, C., Arno, P., & Veraart, C. (1998). A real-time experimental prototype for enhancement of vision rehabilitation using auditory substitution. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 45(10), 1279-1293. doi:10.1109/10.720206
- Chadwick, Martin J., Jolly, Amy E. J., Amos, Doran P., Hassabis, D., & Spiers, Hugo J. (2015). A Goal Direction Signal in the Human Entorhinal/Subicular Region. *Current Biology*, 25(1), 87-92. doi:<https://doi.org/10.1016/j.cub.2014.11.001>
- Chebat, D.-R., Harrar, V., Kupers, R., Maidenbaum, S., Amedi, A., & Ptito, M. (2018). Sensory Substitution and the Neural Correlates of Navigation in Blindness. In *Mobility of Visually Impaired People* (pp. 167-200).



- Chebat, D.-R., Schneider, F. C., & Ptito, M. (2020a). Neural Networks Mediating Perceptual Learning in Congenital Blindness. *Scientific Reports*, *10*(1), 495. doi:10.1038/s41598-019-57217-w
- Chebat, D.-R., Schneider, F. C., & Ptito, M. (2020b). Spatial Competence and Brain Plasticity in Congenital Blindness via Sensory Substitution Devices. *Frontiers in Neuroscience*, *14*(815). doi:10.3389/fnins.2020.00815
- Chebat, D. R., Chen, J. K., Schneider, F., Ptito, A., Kupers, R., & Ptito, M. (2007). Alterations in right posterior hippocampus in early blind individuals. *Neuroreport*, *18*(4), 329-333. doi:10.1097/WNR.0b013e32802b70f8
- Chebat, D. R., Maidenbaum, S., & Amedi, A. (2015). Navigation using sensory substitution in real and virtual mazes. *PLoS One*, *10*(6), e0126307. doi:10.1371/journal.pone.0126307
- Chebat, D. R., Rainville, C., Kupers, R., & Ptito, M. (2007). Tactile-'visual' acuity of the tongue in early blind individuals. *Neuroreport*, *18*(18), 1901-1904. doi:DOI 10.1097/WNR.0b013e3282f2a63
- Chebat, D. R., Schneider, F. C., Kupers, R., & Ptito, M. (2011). Navigation with a sensory substitution device in congenitally blind individuals. *Neuroreport*, *22*(7), 342-347. doi:10.1097/WNR.0b013e3283462def
- Chen, K., Cheng, Y., Berkout, O., & Lindhiem, O. (2017). Analyzing Proportion Scores as Outcomes for Prevention Trials: a Statistical Primer. *Prevention science : the official journal of the Society for Prevention Research*, *18*(3), 312-321. doi:10.1007/s11121-016-0643-6
- Corkin, S. (2002). What's new with the amnesic patient H.M.? *Nature Reviews Neuroscience*, *3*(2), 153-160. doi:10.1038/nrn726
- Corkin, S., Amaral, D. G., González, R. G., Johnson, K. A., & Hyman, B. T. (1997). H. M.'s Medial Temporal Lobe Lesion: Findings from Magnetic Resonance Imaging. *The Journal of Neuroscience*, *17*(10), 3964-3979. doi:10.1523/jneurosci.17-10-03964.1997
- Courellis, H. S., Nummela, S. U., Metke, M., Diehl, G. W., Bussell, R., Cauwenberghs, G., & Miller, C. T. (2019). Spatial encoding in primate hippocampus during free navigation. *PLoS Biology*, *17*(12), e3000546. doi:10.1371/journal.pbio.3000546
- D'Albe, E. E. F. (1920). The Optophone: An Instrument for Reading by Ear. *Nature*, *105*(2636), 295-296. doi:10.1038/105295a0

- Delbeke, J., Pins, D., Michaux, G. r., Wanet-Defalque, M.-C., Parrini, S., & Veraart, C. (2001). Electrical Stimulation of Anterior Visual Pathways in Retinitis Pigmentosa. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, *42*(1), 291-297.
- Doeller, C. F., Barry, C., & Burgess, N. (2010). Evidence for grid cells in a human memory network. *Nature*, *463*(7281), 657-661. doi:10.1038/nature08704
- Dutt, N., Regazzoni, C. S., Rinner, B., & Yao, X. (2020). Self-Awareness for Autonomous Systems. *Proceedings of the IEEE*, *108*(7), 971-975. doi:10.1109/JPROC.2020.2990784
- Elli, G. V., Benetti, S., & Collignon, O. (2014). Is There a Future for Sensory Substitution Outside Academic Laboratories? *Multisensory Research*, *27*(5-6), 271-291. doi:10.1163/22134808-00002460
- Fortin, M., Voss, P., Lord, C., Lassonde, M., Pruessner, J., Saint-Amour, D., . . . Lepore, F. (2008). Wayfinding in the blind: larger hippocampal volume and supranormal spatial navigation. *Brain*, *131*(Pt 11), 2995-3005. doi:10.1093/brain/awn250
- Franklin, B., & Wm, W. (1751). An Account of Mr. Benjamin Franklin's Treatise, Lately Published, Intituled, Experiments and Observations on Electricity, Made at Philadelphia in America; By Wm. Watson, F. R. S. *Philosophical Transactions (1683-1775)*, *47*, 202-211. Retrieved from <http://www.jstor.org/stable/105044>
- Gagnon, L., Schneider, F. C., Siebner, H. R., Paulson, O. B., Kupers, R., & Ptito, M. (2012). Activation of the hippocampal complex during tactile maze solving in congenitally blind subjects. *Neuropsychologia*, *50*(7), 1663-1671. doi:10.1016/j.neuropsychologia.2012.03.022
- Galvani, L., & Aldini, G. (1791). Commentary on the effect of electricity on muscular motion [De Viribus Electricitatis In Motu Musculari Commentarius](RM Green, Trans.), Vol. *E. Licht*, Cambridge, Massachusetts.
- Geldard, F. A. (1957). Adventures in tactile literacy. *American Psychologist*, *12*(3), 115-124. doi:10.1037/h0040416
- Goebel, R., Muckli, L., & Kim, D.-S. (2012). Chapter 37 - Visual System. In J. K. Mai & G. Paxinos (Eds.), *The Human Nervous System (Third Edition)* (pp. 1301-1327). San Diego: Academic Press.
- Goldreich, D., & Kanics, I. M. (2003). Tactile Acuity is Enhanced in Blindness. *The Journal of Neuroscience*, *23*(8), 3439-3445. doi:10.1523/jneurosci.23-08-03439.2003

- Gougoux, F., Zatorre, R. J., Lassonde, M., Voss, P., & Lepore, F. (2005). A functional neuroimaging study of sound localization: visual cortex activity predicts performance in early-blind individuals. *PLoS Biol*, 3(2), e27. doi:10.1371/journal.pbio.0030027
- Grant, A. C., Thiagarajah, M. C., & Sathian, K. (2000). Tactile perception in blind Braille readers: A psychophysical study of acuity and hyperacuity using gratings and dot patterns. *Perception & Psychophysics*, 62(2), 301-312. doi:10.3758/BF03205550
- Grill-Spector, K., & Malach, R. (2004). The Human Visual Cortex. *Annual Review of Neuroscience*, 27(1), 649-677. doi:10.1146/annurev.neuro.27.070203.144220
- Hafting, T., Fyhn, M., Molden, S., Moser, M.-B., & Moser, E. I. (2005). Microstructure of a spatial map in the entorhinal cortex. *Nature*, 436(7052), 801-806. doi:10.1038/nature03721
- Hanneton, S., Auvray, M., & Durette, B. (2010). The Vibe: a versatile vision-to-audition sensory substitution device. *Applied Bionics and Biomechanics*, 7(4), 269-276. doi:10.1080/11762322.2010.512734
- Hartcher-O'Brien, J., & Auvray, M. (2014). The Process of Distal Attribution Illuminated Through Studies of Sensory Substitution. *Multisensory Research*, 27(5-6), 421. doi:<https://doi.org/10.1163/22134808-00002456>
- Hartong, D. T., Berson, E. L., & Dryja, T. P. (2006). Retinitis pigmentosa. *The Lancet*, 368(9549), 1795-1809. doi:[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(06\)69740-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(06)69740-7)
- Hazama, Y., & Tamura, R. (2019). Effects of self-locomotion on the activity of place cells in the hippocampus of a freely behaving monkey. *Neuroscience Letters*, 701, 32-37. doi:<https://doi.org/10.1016/j.neulet.2019.02.009>
- Heimler, B., & Amedi, A. (2020). Chapter 15 - Task-selectivity in the sensory deprived brain and sensory substitution approaches for clinical practice: Evidence from blindness. In K. Sathian & V. S. Ramachandran (Eds.), *Multisensory Perception* (pp. 321-342): Academic Press.
- Hellström, A., Smith, L. E., & Dammann, O. (2013). Retinopathy of prematurity. *The lancet*, 382(9902), 1445-1457.
- Ho, Y.-X., Serwe, S., Trommershäuser, J., Maloney, L. T., & Landy, M. S. (2009). The Role of Visuohaptic Experience in Visually Perceived Depth. *Journal of Neurophysiology*, 101(6), 2789-2801. doi:10.1152/jn.91129.2008

- Holmes, G. (1918). Disturbances of vision by cerebral lesions. *The British journal of ophthalmology*, 2(7), 353.
- Horner, A. J., Bisby, J. A., Zotow, E., Bush, D., & Burgess, N. (2016). Grid-like Processing of Imagined Navigation. *Current biology : CB*, 26(6), 842-847. doi:10.1016/j.cub.2016.01.042
- Howard, Lorelei R., Javadi, Amir H., Yu, Y., Mill, Ravi D., Morrison, Laura C., Knight, R., . . . Spiers, Hugo J. (2014). The Hippocampus and Entorhinal Cortex Encode the Path and Euclidean Distances to Goals during Navigation. *Current Biology*, 24(12), 1331-1340. doi:<https://doi.org/10.1016/j.cub.2014.05.001>
- Humayun, M. S., de Juan, E., Jr, Dagnelie, G., Greenberg, R. J., Propst, R. H., & Phillips, D. H. (1996). Visual Perception Elicited by Electrical Stimulation of Retina in Blind Humans. *JAMA Ophthalmology*, 114(1), 40-46. doi:10.1001/archophth.1996.01100130038006
- Iachini, T., Ruggiero, G., & Ruotolo, F. (2014). Does blindness affect egocentric and allocentric frames of reference in small and large scale spaces? *Behavioural Brain Research*, 273, 73-81. doi:<https://doi.org/10.1016/j.bbr.2014.07.032>
- Javadi, A.-H., Emo, B., Howard, L. R., Zisch, F. E., Yu, Y., Knight, R., . . . Spiers, H. J. (2017). Hippocampal and prefrontal processing of network topology to simulate the future. *Nature Communications*, 8(1), 14652. doi:10.1038/ncomms14652
- Kaczmarek, K. A. (2011). The tongue display unit (TDU) for electrotactile spatiotemporal pattern presentation. *Sci Iran D Comput Sci Eng Electr Eng*, 18(6), 1476-1485. doi:10.1016/j.scient.2011.08.020
- Kaczmarek, K. A., Tyler, M. E., & Bach-y-Rita, P. (1997, 30 Oct.-2 Nov. 1997). *Pattern identification on a fingertip-scanned electrotactile display*. Paper presented at the Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 'Magnificent Milestones and Emerging Opportunities in Medical Engineering' (Cat. No.97CH36136).
- Kay, L. (1963). *Active energy radiating systems: Ultrasonic guidance for the blind*. Paper presented at the Proceedings of International Congress on Technology and the Blind.
- Kolarik, A. J., Scarfe, A. C., Moore, B. C., & Pardhan, S. (2017). Blindness enhances auditory obstacle circumvention: Assessing echolocation, sensory substitution, and visual-based navigation. *PLoS One*, 12(4), e0175750. doi:10.1371/journal.pone.0175750
- Kotovskiy, K., & Bliss, J. C. (1963). Tactile Presentation of Visual Information. *IEEE Transactions on Military Electronics*, MIL-7(2 & 3), 108-113. doi:10.1109/TME.1963.4323059

- Kropff, E., Carmichael, J. E., Moser, M.-B., & Moser, E. I. (2015). Speed cells in the medial entorhinal cortex. *Nature*, 523(7561), 419-424. doi:10.1038/nature14622
- Kunze, L., Hawes, N., Duckett, T., Hanheide, M., & Krajník, T. (2018). Artificial Intelligence for Long-Term Robot Autonomy: A Survey. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(4), 4023-4030. doi:10.1109/LRA.2018.2860628
- Kupers, R., Chebat, D. R., Madsen, K. H., Paulson, O. B., & Ptito, M. (2010). Neural correlates of virtual route recognition in congenital blindness. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 107(28), 12716-12721. doi:10.1073/pnas.1006199107
- Kupers, R., & Ptito, M. (2014). Compensatory plasticity and cross-modal reorganization following early visual deprivation. *Neurosci Biobehav Rev*, 41, 36-52. doi:10.1016/j.neubiorev.2013.08.001
- Legge, G. E., Madison, C., Vaughn, B. N., Cheong, A. M. Y., & Miller, J. C. (2008). Retention of high tactile acuity throughout the life span in blindness. *Perception & Psychophysics*, 70(8), 1471-1488. doi:10.3758/PP.70.8.1471
- Leroy, C. (1755). Ou l'on rend compte de quelques tentatives que l'on a faites pour guerir plusieurs maladies par l'electricite. *Hist Acad Roy Sciences Memoires Math Phys*, 60, 87-95. Retrieved from <https://ci.nii.ac.jp/naid/10018834739/en/>
- Lewis, P. M., & Rosenfeld, J. V. (2016). Electrical stimulation of the brain and the development of cortical visual prostheses: An historical perspective. *Brain Research*, 1630, 208-224. doi:<https://doi.org/10.1016/j.brainres.2015.08.038>
- Linville, J. G., & Bliss, J. C. (1966). A direct translation reading aid for the blind. *Proceedings of the IEEE*, 54(1), 40-51. doi:10.1109/PROC.1966.4572
- Maguire, E. A., Burgess, N., Donnett, J. G., Frackowiak, R. S. J., Frith, C. D., & O'Keefe, J. (1998). Knowing Where and Getting There: A Human Navigation Network. *Science*, 280(5365), 921-924. doi:10.1126/science.280.5365.921
- Maidenbaum, S., Abboud, S., & Amedi, A. (2014). Sensory substitution: closing the gap between basic research and widespread practical visual rehabilitation. *Neurosci Biobehav Rev*, 41, 3-15. doi:10.1016/j.neubiorev.2013.11.007
- Maidenbaum, S., Hanassy, S., Abboud, S., Buchs, G., Chebat, D. R., Levy-Tzedek, S., & Amedi, A. (2014). The "EyeCane", a new electronic travel aid for the blind: Technology, behavior & swift learning. *Restor Neurol Neurosci*, 32(6), 813-824. doi:10.3233/RNN-130351

- Maidenbaum, S., Levy-Tzedek, S., Chebat, D. R., & Amedi, A. (2013). Increasing accessibility to the blind of virtual environments, using a virtual mobility aid based on the "EyeCane": feasibility study. *PLoS One*, *8*(8), e72555. doi:10.1371/journal.pone.0072555
- Martinez, M., Roitberg, A., Koester, D., Schauerte, B., & Stiefelhagen, R. (2017). Using Technology Developed for Autonomous Cars to Help Navigate Blind People. *2017 Ieee International Conference on Computer Vision Workshops (Iccvw 2017)*, 1424-1432. doi:10.1109/iccwv.2017.169
- Masland, R. H. (2012). The neuronal organization of the retina. *Neuron*, *76*(2), 266-280.
- Matteau, I., Kupers, R., Ricciardi, E., Pietrini, P., & Ptito, M. (2010). Beyond visual, aural and haptic movement perception: hMT plus is activated by electro tactile motion stimulation of the tongue in sighted and in congenitally blind individuals. *Brain Research Bulletin*, *82*(5-6), 264-270. doi:10.1016/j.brainresbull.2010.05.001
- Meijer, P. B. L. (1992). An experimental system for auditory image representations. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *39*(2), 112-121. doi:10.1109/10.121642
- Michalska-Małecka, K., Kabiesz, A., Nowak, M., & Śpiewak, D. (2015). Age related macular degeneration – challenge for future: Pathogenesis and new perspectives for the treatment. *European Geriatric Medicine*, *6*(1), 69-75. doi:<https://doi.org/10.1016/j.eurger.2014.09.007>
- Molday, R. S., & Moritz, O. L. (2015). Photoreceptors at a glance. *J Cell Sci*, *128*(22), 4039-4045. doi:10.1242/jcs.175687
- Nau, A. C., Murphy, M. C., & Chan, K. C. (2015). Use of sensory substitution devices as a model system for investigating cross-modal neuroplasticity in humans. *Neural Regeneration Research*, *10*(11), 1717-1719. doi:10.4103/1673-5374.169612
- Norman, L. J., & Thaler, L. (2019). Retinotopic-like maps of spatial sound in primary 'visual' cortex of blind human echolocators. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, *286*(1912), 20191910. doi:doi:10.1098/rspb.2019.1910
- Nye, P. W., & Bliss, J. C. (1970). Sensory aids for the blind: A challenging problem with lessons for the future. *Proceedings of the IEEE*, *58*(12), 1878-1898. doi:10.1109/PROC.1970.8061
- O'Keefe, J. (1979). A review of the hippocampal place cells. *Progress in Neurobiology*, *13*(4), 419-439. doi:[https://doi.org/10.1016/0301-0082\(79\)90005-4](https://doi.org/10.1016/0301-0082(79)90005-4)

- O'Keefe, J., & Dostrovsky, J. (1971). The hippocampus as a spatial map. Preliminary evidence from unit activity in the freely-moving rat. *Brain Research*, 34(1), 171-175. doi:[https://doi.org/10.1016/0006-8993\(71\)90358-1](https://doi.org/10.1016/0006-8993(71)90358-1)
- Pamir, Z., Canoluk, M. U., Jung, J.-H., & Peli, E. (2020). Poor resolution at the back of the tongue is the bottleneck for spatial pattern recognition. *Scientific Reports*, 10(1), 2435. doi:10.1038/s41598-020-59102-3
- Paré, S., Bleau, M., Djerourou, I., Knowledge, C., Bernal, D., Piszczor, M., . . . Ptito, M. (2019). *Sensory substitution and spatial navigation in early and late blind individuals using a new SensoryFusion application installed on a smartphone*. Paper presented at the Neuroscience 2019, Chicago. Poster retrieved from <https://www.abstractsonline.com/pp8/#!/7883/presentation/55031>
- Pasqualotto, A., Spiller, M. J., Jansari, A. S., & Proulx, M. J. (2013). Visual experience facilitates allocentric spatial representation. *Behavioural Brain Research*, 236, 175-179. doi:<https://doi.org/10.1016/j.bbr.2012.08.042>
- Pezaris, J. S., & Reid, R. C. (2007). Demonstration of artificial visual percepts generated through thalamic microstimulation. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 104(18), 7670-7675. doi:10.1073/pnas.0608563104
- Poulter, S., Hartley, T., & Lever, C. (2018). The neurobiology of mammalian navigation. *Current Biology*, 28(17), R1023-R1042.
- Ptito, M., Fumal, A., de Noordhout, A. M., Schoenen, J., Gjedde, A., & Kupers, R. (2008). TMS of the occipital cortex induces tactile sensations in the fingers of blind Braille readers. *Exp Brain Res*, 184(2), 193-200. doi:10.1007/s00221-007-1091-0
- Ptito, M., & Kupers, R. (2005). Cross-modal plasticity in early blindness. *J Integr Neurosci*, 4(4), 479-488. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16385642>
- Ptito, M., Matteau, I., Zhi Wang, A., Paulson, O. B., Siebner, H. R., & Kupers, R. (2012). Crossmodal recruitment of the ventral visual stream in congenital blindness. *Neural Plast*, 2012, 304045. doi:10.1155/2012/304045
- Richardson, M. L., Lloyd-Esenkaya, T., Petrini, K., & Proulx, M. J. (2020). *Reading with the Tongue: Individual Differences Affect the Perception of Ambiguous Stimuli with the BrainPort*. Paper presented at the Proceedings of the 2020 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems, Honolulu, HI, USA. <https://doi.org/10.1145/3313831.3376184>  
<https://dl.acm.org/doi/pdf/10.1145/3313831.3376184>

- Rowland, D. C., Roudi, Y., Moser, M.-B., & Moser, E. I. (2016). Ten Years of Grid Cells. *Annual Review of Neuroscience*, *39*(1), 19-40. doi:10.1146/annurev-neuro-070815-013824
- Russell, L. (1967). *Travel Path Sounder-Furthe Results*. Paper presented at the Proc. Int. Conf. on Sensory Devices for the Blind.
- Sadato, N., Pascual-Leone, A., Grafman, J., Deiber, M. P., Ibañez, V., & Hallett, M. (1998). Neural networks for Braille reading by the blind. *Brain*, *121*(7), 1213-1229. doi:10.1093/brain/121.7.1213
- Sadato, N., Pascual-Leone, A., Grafman, J., Ibañez, V., Deiber, M.-P., Dold, G., & Hallett, M. (1996). Activation of the primary visual cortex by Braille reading in blind subjects. *Nature*, *380*(6574), 526-528. doi:10.1038/380526a0
- Sakula, A. (1998). That the Blind May Read: The Legacy of Valentin Hauy, Charles Barbier, Louis Braille and William Moon. *Journal of Medical Biography*, *6*(1), 21-27. doi:10.1177/096777209800600104
- Sampaio, E., Maris, S., & Bach-y-Rita, P. (2001). Brain plasticity: 'visual' acuity of blind persons via the tongue. *Brain Res*, *908*(2), 204-207. doi:10.1016/s0006-8993(01)02667-1
- Sampaio, E., Maris, S., & Bachy-y-Rita, P. (2001). Brain plasticity: 'visual' acuity of blind persons via the tongue. *Brain Research*, *908*(2), 204-207. doi:Doi 10.1016/S0006-8993(01)02667-1
- Save, E., Cressant, A., Thinus-Blanc, C., & Poucet, B. (1998). Spatial Firing of Hippocampal Place Cells in Blind Rats. *The Journal of Neuroscience*, *18*(5), 1818-1826. doi:10.1523/jneurosci.18-05-01818.1998
- Striem-Amit, E., Cohen, L., Dehaene, S., & Amedi, A. (2012). Reading with sounds: sensory substitution selectively activates the visual word form area in the blind. *Neuron*, *76*(3), 640-652. doi:10.1016/j.neuron.2012.08.026
- Striem-Amit, E., Guendelman, M., & Amedi, A. (2012). 'Visual' acuity of the congenitally blind using visual-to-auditory sensory substitution. *PLoS One*, *7*(3), e33136. doi:10.1371/journal.pone.0033136
- Taube, J. S. (2007). The Head Direction Signal: Origins and Sensory-Motor Integration. *Annual Review of Neuroscience*, *30*(1), 181-207. doi:10.1146/annurev.neuro.29.051605.112854



- Taube, J. S., Muller, R. U., & Ranck, J. B., Jr. (1990). Head-direction cells recorded from the postsubiculum in freely moving rats. I. Description and quantitative analysis. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, *10*(2), 420-435. doi:10.1523/JNEUROSCI.10-02-00420.1990
- Thaler, L., & Goodale, M. A. (2016). Echolocation in humans: an overview. *WIREs Cognitive Science*, *7*(6), 382-393. doi:10.1002/wcs.1408
- Tolman, E. C. (1948). Cognitive maps in rats and men. *Psychological Review*, *55*(4), 189-208. doi:10.1037/h0061626
- Tyler, M., Danilov, Y., & Bach, Y. R. P. (2003). Closing an open-loop control system: vestibular substitution through the tongue. *J Integr Neurosci*, *2*(2), 159-164. doi:10.1142/s0219635203000263
- White, B. W., Saunders, F. A., Scadden, L., Bach-Y-Rita, P., & Collins, C. C. (1970). Seeing with the skin. *Perception & Psychophysics*, *7*(1), 23-27. doi:10.3758/bf03210126
- Wolbers, T., Wiener, J. M., Mallot, H. A., & Büchel, C. (2007). Differential Recruitment of the Hippocampus, Medial Prefrontal Cortex, and the Human Motion Complex during Path Integration in Humans. *The Journal of Neuroscience*, *27*(35), 9408-9416. doi:10.1523/jneurosci.2146-07.2007
- Wong, M., Gnanakumaran, V., & Goldreich, D. (2011). Tactile Spatial Acuity Enhancement in Blindness: Evidence for Experience-Dependent Mechanisms. *The Journal of Neuroscience*, *31*(19), 7028-7037. doi:10.1523/jneurosci.6461-10.2011
- Wong, W. L., Su, X., Li, X., Cheung, C. M. G., Klein, R., Cheng, C.-Y., & Wong, T. Y. (2014). Global prevalence of age-related macular degeneration and disease burden projection for 2020 and 2040: a systematic review and meta-analysis. *The Lancet Global Health*, *2*(2), e106-e116. doi:[https://doi.org/10.1016/S2214-109X\(13\)70145-1](https://doi.org/10.1016/S2214-109X(13)70145-1)
- Yu, X., Xie, Z., Yu, Y., Lee, J., Vazquez-Guardado, A., Luan, H., . . . Rogers, J. A. (2019). Skin-integrated wireless haptic interfaces for virtual and augmented reality. *Nature*, *575*(7783), 473-479. doi:10.1038/s41586-019-1687-0
- Zhang, S., Schönfeld, F., Wiskott, L., & Manahan-Vaughan, D. (2014). Spatial representations of place cells in darkness are supported by path integration and border information. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, *8*(222). doi:10.3389/fnbeh.2014.00222



## Annexe 1 : Information sur le participant

Nom, Prénom : .....

Âge : ..... CPR number:.....

Sexe : [ ] M, [ ] F. Handedness: [ ] Droitier, [ ] gaucher

Niveau d'éducation : .....

Occupation : .....

### Caractéristiques de la cécité

Moment du début de la cécité : .....

Cause de la cécité : .....

Perception lumineuse? [ ] Aucune, [ ] faible, [ ] forte

Perception des formes? [ ] Aucune, [ ] faible, [ ] forte

Perception du mouvement? [ ] Aucune, [ ] faible, [ ] forte

### Braille

Lisez-vous le Braille? Oui/non

Si oui, avec quelle main? [ ] gauche [ ] droite [ ] les deux

À quel âge avez-vous commencé à lire le Braille?.....

En moyenne, combien d'heure par jour lisez-vous le Braille? .....

Combien de mots êtes-vous capable de lire par minute? .....

## **Navigation**

Quelles sont les stratégies que vous utilisez quotidiennement afin de vous rendre à une destination connue?

Quelles sont les stratégies que vous utilisez afin de vous rendre à une nouvelle destination?

Lorsque vous naviguez vers une destination connue, avez-vous une carte mentale de la route à suivre ou utilisez-vous une approche analytique (par ex., tourner à droite, 20 pas, tourner à droite...)?

Quels outils utilisez-vous quotidiennement dans vos déplacements (par ex., chien guide, canne blanche, sons, GPS, etc.)?

Notez sur une échelle de 0 à 10 votre capacité à trouver votre chemin, « 0 » étant pauvre et « 10 », excellente : .....

## Annexe 2 : Feuille de prise de données

| Appareil | Essai | Configuration | Obstacle | Détection | Évitement | Collision | Identification | Temps (s) |
|----------|-------|---------------|----------|-----------|-----------|-----------|----------------|-----------|
|          | 1     |               | 1        |           |           |           |                |           |
|          | 1     |               | 2        |           |           |           |                |           |
|          | 1     |               | 3        |           |           |           |                |           |
|          | 1     |               | 4        |           |           |           |                |           |
|          | 1     |               | 5        |           |           |           |                |           |
|          | 1     |               | 6        |           |           |           |                |           |
|          |       |               |          |           |           |           |                |           |
|          | 2     |               | 1        |           |           |           |                |           |
|          | 2     |               | 2        |           |           |           |                |           |
|          | 2     |               | 3        |           |           |           |                |           |
|          | 2     |               | 4        |           |           |           |                |           |
|          | 2     |               | 5        |           |           |           |                |           |
|          | 2     |               | 6        |           |           |           |                |           |
|          |       |               |          |           |           |           |                |           |
|          | 3     |               | 1        |           |           |           |                |           |
|          | 3     |               | 2        |           |           |           |                |           |
|          | 3     |               | 3        |           |           |           |                |           |
|          | 3     |               | 4        |           |           |           |                |           |
|          | 3     |               | 5        |           |           |           |                |           |
|          | 3     |               | 6        |           |           |           |                |           |
|          |       |               |          |           |           |           |                |           |
|          | 4     |               | 1        |           |           |           |                |           |
|          | 4     |               | 2        |           |           |           |                |           |
|          | 4     |               | 3        |           |           |           |                |           |
|          | 4     |               | 4        |           |           |           |                |           |
|          | 4     |               | 5        |           |           |           |                |           |
|          | 4     |               | 6        |           |           |           |                |           |
|          |       |               |          |           |           |           |                |           |
|          | 5     |               | 1        |           |           |           |                |           |
|          | 5     |               | 2        |           |           |           |                |           |
|          | 5     |               | 3        |           |           |           |                |           |
|          | 5     |               | 4        |           |           |           |                |           |
|          | 5     |               | 5        |           |           |           |                |           |
|          | 5     |               | 6        |           |           |           |                |           |
|          |       |               |          |           |           |           |                |           |
|          | 6     |               | 1        |           |           |           |                |           |
|          | 6     |               | 2        |           |           |           |                |           |
|          | 6     |               | 3        |           |           |           |                |           |
|          | 6     |               | 4        |           |           |           |                |           |
|          | 6     |               | 5        |           |           |           |                |           |
|          | 6     |               | 6        |           |           |           |                |           |

|  |    |  |   |  |  |  |  |  |
|--|----|--|---|--|--|--|--|--|
|  |    |  |   |  |  |  |  |  |
|  | 7  |  | 1 |  |  |  |  |  |
|  | 7  |  | 2 |  |  |  |  |  |
|  | 7  |  | 3 |  |  |  |  |  |
|  | 7  |  | 4 |  |  |  |  |  |
|  | 7  |  | 5 |  |  |  |  |  |
|  | 7  |  | 6 |  |  |  |  |  |
|  |    |  |   |  |  |  |  |  |
|  | 8  |  | 1 |  |  |  |  |  |
|  | 8  |  | 2 |  |  |  |  |  |
|  | 8  |  | 3 |  |  |  |  |  |
|  | 8  |  | 4 |  |  |  |  |  |
|  | 8  |  | 5 |  |  |  |  |  |
|  | 8  |  | 6 |  |  |  |  |  |
|  |    |  |   |  |  |  |  |  |
|  | 9  |  | 1 |  |  |  |  |  |
|  | 9  |  | 2 |  |  |  |  |  |
|  | 9  |  | 3 |  |  |  |  |  |
|  | 9  |  | 4 |  |  |  |  |  |
|  | 9  |  | 5 |  |  |  |  |  |
|  | 9  |  | 6 |  |  |  |  |  |
|  |    |  |   |  |  |  |  |  |
|  | 10 |  | 1 |  |  |  |  |  |
|  | 10 |  | 2 |  |  |  |  |  |
|  | 10 |  | 3 |  |  |  |  |  |
|  | 10 |  | 4 |  |  |  |  |  |
|  | 10 |  | 5 |  |  |  |  |  |
|  | 10 |  | 6 |  |  |  |  |  |
|  |    |  |   |  |  |  |  |  |
|  | 11 |  | 1 |  |  |  |  |  |
|  | 11 |  | 2 |  |  |  |  |  |
|  | 11 |  | 3 |  |  |  |  |  |
|  | 11 |  | 4 |  |  |  |  |  |
|  | 11 |  | 5 |  |  |  |  |  |
|  | 11 |  | 6 |  |  |  |  |  |
|  |    |  |   |  |  |  |  |  |
|  | 12 |  | 1 |  |  |  |  |  |
|  | 12 |  | 2 |  |  |  |  |  |
|  | 12 |  | 3 |  |  |  |  |  |
|  | 12 |  | 4 |  |  |  |  |  |
|  | 12 |  | 5 |  |  |  |  |  |
|  | 12 |  | 6 |  |  |  |  |  |
|  |    |  |   |  |  |  |  |  |