

Orsay

n° d'ordre :

**UNIVERSITE DE PARIS SUD
CENTRE D'ORSAY**

THESE

présentée pour obtenir
le titre de DOCTEUR EN SCIENCE

par

René FARCY

**Sujet : Première étude d'une prothèse visuelle pour non-voyants
basée sur la profilométrie laser.**

A soutenir le 6 juillet 1995 devant la commission d'examen composée de :

MM. P. Chavel	Président
G. Fortunato	Rapporteur
M. Pottier	Rapporteur
R. Damaschini	
P. Denise	
D. Placko	
F. Raynard	

René Faray

Projet de recherche au LAC
(rédaction non définitive)

Mon programme de recherche au LAC débutera par une collaboration avec Jean Vergès et Roland Damaschini sur le problème de l'auto-rejection de la raie excitatrice en spectroscopie Raman par transformation de Fourier. (Expérience figurant dans les perspectives du rapport d'activité de 1994).

Un problème important rencontré en spectroscopie Raman provient de la diffusion Rayleigh de la raie excitatrice (λ_0). Celle-ci est 10^3 à 10^{10} fois plus intense que les raies Raman d'intérêt situées en son voisinage. Si l'on emploie la STFT, l'interféromètre n'opère pas de rejection de la raie à λ_0 et les raies Raman sont noyées dans un fond continu provenant des "pieds" de la raie Rayleigh. Cependant un mode d'échantillonnage particulier assure l'auto-rejection de la raie à λ_0 .

On utilise souvent en STFT un interféromètre ayant 2 sorties utilisables. En utilisant la sortie "vers la source", pour les différences de marche $z = 0, \lambda_0, \dots, n \lambda_0, \dots$, (n entier) le flux transporté sur λ_0 n'atteint pas le détecteur. En ces points seul le spectre Raman contribue au signal photoélectrique. Néanmoins la raie à λ_0

est présente dans le spectre restitué par TF car elle intervient lorsque l'on déduit l'interférogramme du signal photo-électrique.

Mais en employant un tel pas d'échantillonnage, le spectre restitué est composé de la superposition du spectre "vrai" et de son symétrique par rapport à $\sigma_0 = \frac{1}{\lambda_0}$. Mais les composantes Stokes et Anti-Stokes du spectre Raman ont les mêmes écarts de fréquence. Elles se superposent donc exactement et les positions relatives des raies Raman ne sont pas affectées. Une telle expérience nécessite un balayage pas à pas. Une expérience préliminaire très encourageante a été effectuée au laboratoire.

D'une manière générale ce procédé peut être employé chaque fois que des raies faibles mais auxquelles on attache beaucoup d'importance sont situées au voisinage d'une raie très intense car il a été démontré qu'en STF les raies faibles subissent le bruit apporté par les raies fortes. Ainsi, en plus de la possibilité d'obtenir des spectres Raman à très haute résolution, ce procédé permettra de reculer les limites de la détectabilité des raies faibles.

+ TF en phase
sur l'appareil
LUC

J'espère qu'il a quand même de bonnes chances.
On a besoin de gens qui font de l'instrumentation.

D : Farcy a déjà un poste

là où on a le moins besoin d'entraides, etc c'est chez Le Guët

Je connais bien. Peu de personnes sont capables de séparer l'affectif du non-affectif

ABSTRACT

The scope of this work is to realise a new navigational aid for the blind. The device is made of a triangulation laser telemeter and a sonorous or tactile interface. The compact telemeter is held by the top of the hand. Spatial information is got by scanning distances to obstacles with high angular resolution, drawing profiles. The scanning is done by a flexion of the wrist. Information about the profiles are transmitted in real time to the brain, in synchronism with the scanning, by the cinesthetic sense for the direction of the beam, and by the sonorous or tactile interface for the distance. We have worked out a laser telemetric compromise facing the needs of the prothesis joining the high depth of field (30 cm, 30 m), the insensibility to diurnal light, the mechanic strength, the ocular security, the compactness and the low cost. Different ways of coding the profilometric information for the interface are studied so as to take account of the spatiotemporal limits of the substitution sense and of the neurophysiological characteristics of the brain connections and functions involved. A first compact portable prototype has been build to judge the opportunity of the global approach. Preliminary results of the prototype allow the acquisition and the interpretation of 10 to 30 measures of distances per second in the 30 cm - 30 m range divided in 360 intervals, angular resolution lying typically between 0.1° and 2° . A test made of actions, not actually at the reach of the blind, has been succesfully realised after some hours of learning : detection and precise localisation at a few meters of a paquet and of his form on the floor, of a one centimeter diameter pike, of a few centimeters large hole etc.

Remerciements

Ce travail n'a pu exister que grâce au soutien et à la coopération essentiellement bénévole de nombreuses personnes que j'ai eu la chance de rencontrer et que je tiens à remercier ici.

Ce thème de prothèse profilométrique pour non - voyants n'aurait certainement pas à ce jour ce développement si Roland Damaschini n'avait tout d'abord accepté de diriger cette recherche en accord avec C. Brechignac directrice du laboratoire Aimé Cotton. J'ai apprécié sa clairvoyance et ses compétences en optique. Je tiens à lui exprimer toute ma reconnaissance et j'espère que nous pourrons continuer à travailler ainsi de nombreuses années.

Enseignant en optique et en électronique à la préparation à l'agrégation de l'ENS Casablanca, j'ai eu la chance depuis quelques années d'avoir Bertrand Denise comme collègue. Son dynamisme a été une constante référence. Cette étude a beaucoup bénéficié de sa coopération. Plusieurs amis Casablancais d'horizons très divers m'ont fait profiter de leurs connaissances et savoir faire à différents stades de ce travail, je citerai particulièrement Georges Lavertu (pour l'électrophysiologie), Abdelhak Ambari, Jean Yves Bothua et Jean François Morvan.

En poste à l'étranger depuis 86, juste après l'agrégation, scientifiquement très isolé, c'est en grande partie grâce au temps que m'a consacré à plusieurs reprises Pierre Chavel que j'ai pu remonter la pente et envisager d'entreprendre une recherche. Je lui exprime ici ma reconnaissance et je le remercie chaleureusement d'avoir accepté de présider ce jury.

Je remercie particulièrement Gérard Fortunato et Michel Pottier pour avoir accepté de rapporter ce travail et ce de plus dans des délais courts, ainsi que Dominique Placko pour sa participation au jury.

Les entrées bibliographiques et les conseils de Pierre Denise sur la partie physiologique ont été très précieux. Je le remercie d'avoir également accepté de participer à ce jury.

Etablir le contact avec les non - voyants sur le problème de la substitution de la vue est délicat. Les personnalités exceptionnelles de Michel Jacquin et de Francis Raynard, non-voyants et chercheurs dans le domaine, ont permis des échanges fructueux. Je suis particulièrement heureux que Francis Raynard puisse être présent à ce jury et je l'en remercie vivement.

Je tiens à remercier Serge Lowenthal pour son accueil au DEA d'optique ainsi que Jean Paul Hugonin pour toute l'aide qu'il m'a apporté durant cette année.

Je remercie mes parents de leur soutien. Je tiens à exprimer ma plus grande reconnaissance à mon épouse Esther pour son soutien moral et pour avoir toléré de longs mois de « chantier » dans la maison. Je ne peux ici oublier ici mon fils Genel Farcy le plus jeune expérimentateur de la prothèse.

TABLE DES MATIERES

AVANT-PROPOS.....	11
INTRODUCTION.....	15
 CHAPITRE I - ORIENTATIONS	
A - Données fonctionnelles et psychosociales sur la cécité.....	25
A.1 - Causes, situation mondiale, évaluation physiologique.....	25
A.2 - Domaines de déficit du non - voyant.....	27
A.3 - Domaines de compensation, rééducation.....	30
B - Modélisation de la substitution sensorielle.....	33
B.1 - Définition, modèle.....	33
B.2 - Difficultés psychosociales.....	36
C - Analyse des systèmes d'aide à l'autonomie des non-voyants.....	39
C.1 - Systèmes d'aide à la lecture.....	39
C.2 - Systèmes d'aide aux déplacements.....	42
C.3 - Recherches en cours.....	48
D - Principe général du nouveau type de prothèse envisagé.....	53
D.1 - Objectifs et démarches pour l'ensemble de la prothèse.....	53
D.2 - Inconnues sur l'information à acquérir.....	55
D.3 - Simulation partielle du fonctionnement.....	58
D.4 - Conclusion sur les orientations.....	61
 CHAPITRE II - LE PROFILOMETRE LASER	
A - Elaboration de la solution profilométrique.....	65
A.1 - Etat de l'art de la vision tridimensionnelle.....	65
A.2 - Caractéristiques prioritaires, contraintes.....	69
A.3 - Principe de base.....	71
A.4 - Détermination des paramètres.....	75
A.5 - Evaluation théorique de la portée et de la précision.....	81
B - Balayage et sécurité oculaire.....	85
B.1 - Problème de la sécurité oculaire.....	85

B.2 - Solution du balayage automatique.....	92
B.3 - Solution du capteur inertielle.....	93
C - Relevés du profilomètre 810 nm sur table.....	97
C.1 - Compromis sur la disposition des composants optiques.....	97
C.2 - Signaux de base, portée.....	99
C.3 - Précision.....	105
C.4 - Acquisition de la réflectivité.....	107
C.5 - Bruits.....	107
C.6 - Courtes distances et champ.....	111
D - Réalisation d'un prototype de capteur optique compact.....	112
D.1 - Choix sur le premier prototype.....	112
D.2 - Disposition des composants optiques.....	112
D.3 - Schéma de base de l'électronique de gestion.....	114
D.4 - Signaux in situ.....	116
D.5 - Précision expérimentale.....	124
D.6 - Etallonnage.....	127
D.7 - Traitement de la lumière diurne.....	128
D.8 - Comparaison de l'émission à 670 nm et 810 nm.....	131
E - Conclusions sur le profilomètre.....	132
E.1 - Résultats établis.....	132
E.2 - Améliorations à apporter.....	133
E.3 - Inconnues restantes.....	134

CHAPITRE III - L'INTERFACE SONORE

A - Etat de l'art de l'interfaçage sonore pour non-voyants.....	137
A.1 - Interfaces de capteurs à ultrasons.....	137
A.2 - Convertisseurs sonores d'images.....	137
A.3 - Convertisseur d'interfaces graphiques.....	137
B - Information à transmettre.....	138
B.1 - Nature de l'information.....	138
B.2 - Contraintes.....	138
B.3 - Données psychophysiques.....	139
C - Solution proposée.....	141
C.1 - Options retenues et arguments psychophysiques.....	141
C.2 - Réalisation technique du prototype.....	145

CHAPITRE IV - L'INTERFAÇE ELECTROTACTILE

A - Etat de l'art de l'interfaçage tactile.....	149
A.1 - Domaines d'applications.....	149
A.2 - Comparaison des options vibro et électrotactiles.....	149
A.3 - Electrophysiologie de la peau.....	151
A.4 - Psychophysique des dispositifs électrocutanés.....	153
B - Phase expérimentale préliminaire.....	157
B.1 - Optimisation expérimentale du signal et de la géométrie d'électrode.....	157
B.2 - Problèmes liés aux lignes d'électrodes.....	159
C - Solution proposée.....	159
C.1 - Information à transmettre.....	159
C.2 - Contraintes.....	159
C.3 - Options retenues.....	159
C.4 - Réalisation technique du prototype.....	162

CHAPITRE V - ESSAIS SUR LE PREMIER PROTOTYPE COMPLET

A - Critères d'évaluation fonctionnels de la prothèse.....	165
A.1 - Tests d'extérieur.....	165
A.2 - Tests d'intérieur.....	166
A.3 - Remarques sur les tests.....	166
B - Version à interface sonore.....	167
B.1 - Structure du prototype sonore.....	167
B.2 - Prise de contact, opérations élémentaires d'apprentissage.....	168
B.3 - Evaluation du taux de transmission des données.....	171
B.4 - Améliorations à implémenter.....	171
C - Version à interface électrotactile.....	172
C.1 - Structure du prototype tactile.....	172
C.2 - Prise de contact et essais de configurations.....	173
C.3 - Améliorations à implémenter.....	175
D - Neurocybernétique de l'ensemble porteur prothèse.....	176
D.1 - Multimodalité, comportement actif.....	176
D.2 - Premières hypothèses sur le comportement cérébral.....	177
D.3 - Représentation spatiale.....	178

D.4 - Comparaison provisoire des deux types d'interface.....	179
CONCLUSION.....	183
ANNEXES	
Annexe A : Norme de sécurité laser NFC 43 - 801 (document annexe)	
Annexe B : Résumé des données techniques de la version sonore du prototype.....	187
Annexe C : Résumé des données techniques de la version tactile du prototype.....	189
Annexe D: Glossaire.....	190
BIBLIOGRAPHIE.....	195

AVANT-PROPOS

Le problème traité est celui du remplacement partiel de la vue dans le cadre des déplacements et de la perception de l'environnement. Il n'y a pas d'un côté une théorie préliminaire, rendue trop difficile par le nombre d'inconnues et l'absence de données, et de l'autre l'expérience en accord ou en désaccord. Le travail a été surtout pragmatique et expérimental. On présente dans ce manuscrit une synthèse de l'ensemble des constatations faites en cherchant à dégager un début de structure pouvant être utile par la suite. Les aspects prospectifs n'ayant pas encore acquis un support expérimental clair ne seront pas développés.

Les paragraphes C et D du chapitre II traitent des détails techniques de mise en oeuvre expérimentale et d'évaluation du capteur optique. Il peut ne pas être lu sans affecter la compréhension de la suite.

L'introduction décrit une vue d'ensemble simplifiée de la prothèse recherchée en se basant sur des solutions techniques imaginées différentes des solutions effectives.

Le chapitre I traite du contexte de la cécité sur le plan social, fonctionnel et psychologique et passe en revue les principales aides. Les répercussions importantes de ces données sur les directions prises dans ce travail sont typographiées en italique. Certaines données, liées aux traumatismes psychologiques consécutifs à la cécité, que l'on évite en général d'aborder gratuitement, ne pourront être ignorées ici. Il s'agit en effet de redoutables obstacles freinant l'évolution des aides techniques, il est donc nécessaire de bien les connaître.

L'électronique tient une part essentielle, il n'a cependant pas été fait appel à des démarches pouvant être qualifiées de délicates ou limites. Les solutions actuelles sont loin d'être optimisées et reproduire le détail des circuits dans ce manuscrit n'aurait que peu d'intérêt. On présentera donc uniquement les schémas blocs significatifs.

Les constatations et hypothèses faites sur les aspects neurophysiologiques proviennent d'essais faits sur un nombre très restreint de personnes, elles n'ont valeur que de suppositions préliminaires devant donner lieu ultérieurement à une étude statistique.

Les termes techniques spécifiques au domaine de la cécité sont signalés d'un astérisque et figurent dans le glossaire en annexe D.

Ces travaux ont fait l'objet des dépôts de brevets FR 9401488 et PCT 9500103.

INTRODUCTION

La médiatisation de l'armement laser, en février 92 durant la Guerre du Golfe, suscitait, entre autres, l'intérêt des étudiants. Des quelques digressions occasionnelles sur la télémétrie laser sont ressortis les points suivants :

- La télémétrie laser est apte à effectuer une mesure de distance de très haute résolution angulaire ; la télémétrie répétitive dans des directions voisines est alors possible et mène à la profilométrie.

- La profilométrie laser est apte à accéder séquentiellement aux trois dimensions de l'espace avec une bonne résolution spatiale et angulaire. Cet accès se fait par plans de coupes successifs reconstituant l'image à trois dimensions par la superposition de lignes de coupe.

- L'information se présente sous une forme plus simple à traiter informatiquement que l'imagerie projective bidimensionnelle.

- Les données permettant d'obtenir la configuration « en profondeur » de l'environnement sont directement accessibles.

La profilométrie laser, se servant du cerveau pour traiter les données, ne pourrait-elle pas être une aide efficace pour le non-voyant ?

Cette question est le point de départ de ce travail. A notre connaissance, il ne semble pas y avoir eu, par le passé, d'étude menée sur cet aspect qui pourrait se qualifier d'imagerie tridimensionnelle par profils pour non-voyants. Nous allons présenter dans cette introduction un aperçu simplifié et superficiel de l'ensemble du problème, des contraintes et du type de solution proposé. Cette présentation servira à fournir des points de repère pour la lecture de la suite du manuscrit. Les solutions techniques évoquées sont naïves et imaginées et diffèrent beaucoup de celles effectivement développées, elles reflètent cependant le principe général et sont plus simples à présenter dans le cadre d'une introduction.

Si l'on veut se déplacer, à partir de la plus faible quantité possible de données sur l'environnement, l'imagerie bidimensionnelle ne se présente pas a priori comme la meilleure solution. En effet, une image contient plusieurs millions de données. L'information sur le relief à partir d'une seule image n'est possible que s'il y a identification complète de tous les éléments de celle-ci. 300.000 points à 8 niveaux de gris par image, renouvelés tous les $1/10^{\text{ème}}$ de seconde, sont suffisants. Mais pourrait-on suivre l'action d'un film avec seulement 1000

points images à raison de 10 images par seconde ? Certainement pas, cela représente pourtant bien plus d'informations que l'on est capable, dans l'état actuel de nos connaissances, d'envisager de transmettre au cerveau sans le système visuel.

La profilométrie laser donne accès à l'information sur l'environnement par une autre voie : le profil « en profondeur » de la face frontale des obstacles dans une portion de plan de coupe.

Une équivalence imagée mécanique serait la suivante. Imaginons une canne qui aie la propriété de s'allonger jusqu'au premier obstacle. Lorsque l'obstacle est rencontré elle indique au porteur sa longueur, lorsqu'elle est bougée elle réajuste sa longueur constamment. La canne ne pèse rien et est sans danger pour les passants, elle peut s'étendre de quelques dizaines de centimètres à quelques dizaines de mètres, on peut la bouger dans tous les sens. Elle a moins d'un centimètre de diamètre et peut donc aller explorer les détails. Elle transmet sa longueur avec précision et peut donner le niveau de gris sommaire de l'obstacle. Le profil (ou ligne de coupe) est en fait constitué de la trajectoire de l'extrémité extensible de la canne.

Le profilomètre laser se trouve au sommet de la portion de plan de coupe ouverte angulairement d'un angle θ_M (l'angle correspondrait à l'angle de balayage de la canne et le profilomètre serait positionné sur la main). L'intersection du plan de coupe avec la face frontale des obstacles (celle qui est en face du profilomètre) fournit le profil (ou ligne de coupe) en question. L'information acquise est constituée de la distance entre le profilomètre à chaque point de la ligne de coupe. Si le plan de coupe est horizontal on a le relief « vers l'avant » de l'obstacle, si le plan de coupe est vertical dirigé vers le haut on a le relief « vers le haut » etc. Un poteau vertical, pour un plan de coupe horizontal, donne un demi-cercle (l'autre demi cercle est la face cachée).

A titre d'exemple la figure In.1 représente un non-voyant se déplaçant dans un jardin public. Il a des escaliers descendants en face de lui et deux arbres en avant à gauche. Il est supposé muni d'un profilomètre laser dégageant des lignes de coupe ou profils (en pointillé).

Il peut à volonté modifier l'orientation du plan de coupe. Sur la figure il fait l'exploration par un plan de coupe P_1 vertical droit devant lui. Si le sol était plat il aurait relevé une ligne droite traduisant la variation régulière de la distance de part et d'autre des deux extrémités du plan de coupe. Par contre les escaliers descendants en explorant le profil dans le sens des distances croissantes donnent une série d'augmentations brutales de la distance, la nature de ces augmentations renseigne sur le pas de l'escalier. L'exploration suivante est constituée d'un plan de coupe P_2 horizontal orienté vers la gauche. Les deux arbres sont touchés au niveau du

tronc, les deux demi cercles relevés donnent la direction des arbres, leur distance, ainsi que leur diamètre.

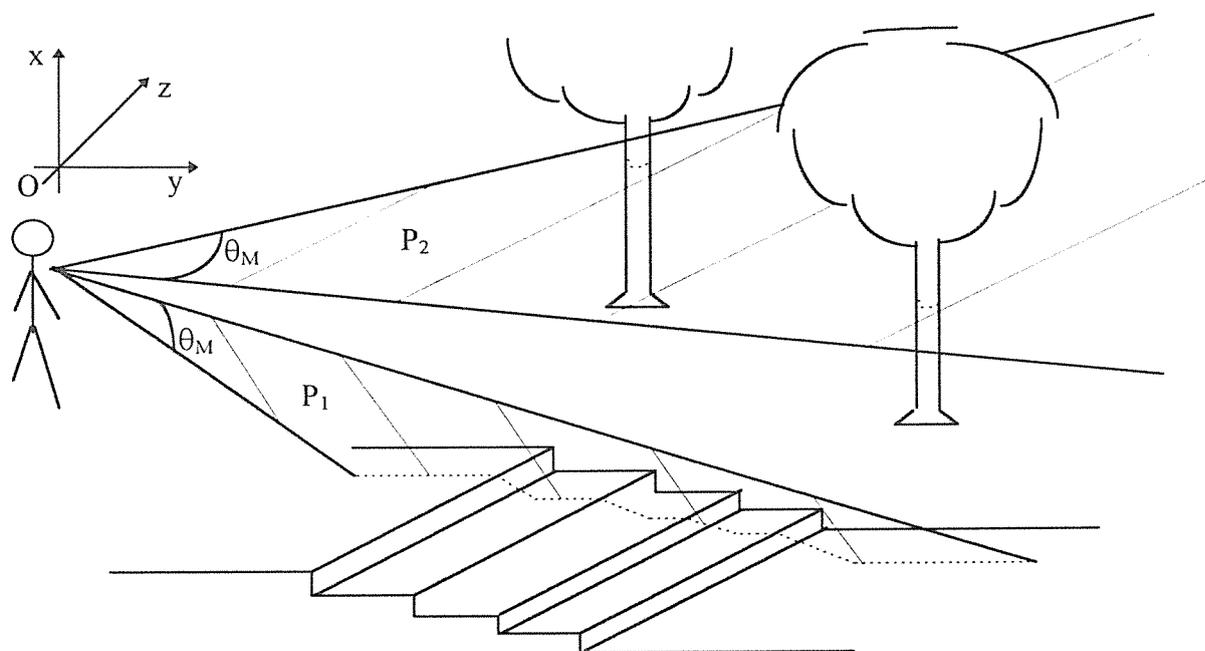


Figure In.1 : Non-voyant muni d'un profilomètre laser se déplaçant dans un jardin public^c, P_1 et P_2 sont des exemples de plans de coupe, respectivement verticaux et horizontaux, le profil dégagé est représenté en pointillé.

Pour se rendre compte qu'il s'agit de troncs ou piliers, il faut redégrafer des profils en faisant varier légèrement l'inclinaison de P_1 par rapport à l'horizontale. Si la ligne de coupe (ou profil dégagé) reste sensiblement la même il s'agit bien d'obstacles cylindriques dont on a acquis le diamètre. La figure In.2 représente les lignes de coupe correspondant à P_1 et P_2 .

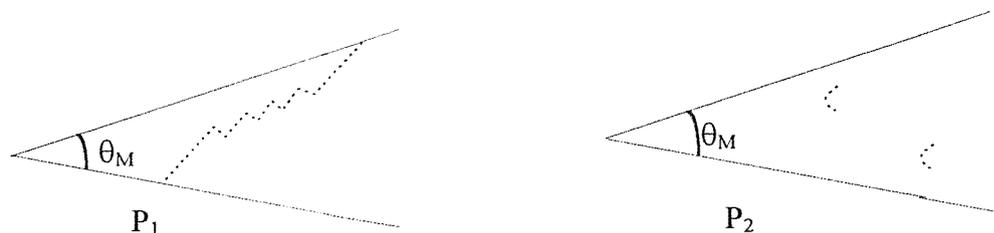


Figure In.2 : Lignes de coupe dégagées correspondant aux plans de coupe P_1 et P_2

Les différentes orientations des portions de plan de coupe permettent d'accéder à toute une série de lignes de coupe accédant à l'environnement sur ses trois dimensions. Les obstacles : trous, bosses, piquets, barres en hauteur, escaliers montants et descendants, passages dégagés... sont détectables. Ces profils, traduits sous la forme de lignes de coupe, se présentent donc comme une information attrayante pour l'aide aux déplacements des non-voyants. Si le non-voyant peut à volonté modifier les caractéristiques de la ligne de coupe : orientation, dimensions angulaire, résolution, etc. le système devient interactif. Bien que l'information soit bien moins complète que celle d'une image tridimensionnelle acquise par la vision, il apparaît comme possible de sélectionner dans l'espace l'information utile à l'accomplissement d'un objectif précis.

Les profilomètres laser existent dans de nombreuses versions, mais les systèmes développés, à notre connaissance, ne permettent pas de réaliser la fonction particulière décrite. Il faudra donc étudier l'éventuelle possibilité d'une solution profilométrique dans ce contexte et la réaliser.

Un profil en distance (on laissera pour l'instant de côté l'information relative au niveau de gris) représente toutefois une quantité importante d'informations. S'il faut transmettre la forme de la ligne de coupe en donnant par exemple oralement la liste des distances de chaque point, cela risque de prendre beaucoup de temps, et une fois la dernière distance donnée, les premières seront certainement oubliées et le profil donc ininterprétable. Les distances peuvent être mesurées très rapidement en quelques millisecondes, en une seconde on peut envisager par exemple de tirer 60 mesures, une tous les degrés pour une excursion de soixante degrés, ou bien une tout les 0,1 degré pour une excursion de 6 degrés. Il est souhaitable d'établir le temps réel entre l'acquisition optique de la distance et son interprétation par le cerveau du non-voyant. Pour cela il faut une interface physiologique, est-elle réalisable?

La manière la plus directe de transmettre l'information au non-voyant pourrait consister à reproduire tactilement à une échelle réduite les lignes de coupe sur une partie du corps de manière séquentielle. En effet une impression simultanée dans le dos par exemple du profil est indéchiffrable. Une expérience simple le met en évidence, il est facile (quelques minutes d'apprentissage) de reconnaître une lettre dessinée dans le dos. Par contre une lettre imprimée (lettre plastique imprimée) donne une sensation globale de pression ne permettant pas son identification. On peut alors imaginer une interface tactile constituée d'une table traçante dorsale (Figure In.3) représentant la portion de plan de coupe à une échelle réduite.

Une tige (Ra) tourne autour d'un axe orthogonal à la peau, guidée par un support (G) en arc de cercle. Le stylet (S) se déplaçant le long du rail (Ra) trace la ligne de coupe sur la peau à une échelle réduite.

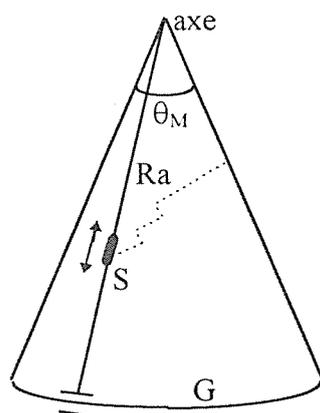


Figure In.3 : Table traçante dorsale, S : stylet, Ra : rail de guidage du stylet, G : barre de guidage en arc de cercle du rail.

Un schéma équivalent du système fonctionnerait par exemple suivant la méthode suivante : un faisceau laser est pointé dans une direction, l'intersection du faisceau avec le premier obstacle sur sa trajectoire produit un point lumineux. Le système optique de réception détermine la distance à laquelle se trouve le point (figure In.4).

Le rail Ra de la table traçante a son mouvement synchronisé avec le balayage du faisceau laser. La distance acquise par le système optique de réception est immédiatement répercutée sur la position du stylet (S). Le profil de l'obstacle est transmis en temps réel à la peau à une échelle réduite au rythme du balayage du faisceau laser. Le profil est acquis en une certaine durée T, fonction de l'information reçue le non-voyant réoriente le plan de coupe pour la recherche du profil suivant. Le profilomètre (P) peut par exemple être positionné sur la visière d'une casquette, pour la commodité d'orientation du profil on préférera le poignet, le système électronique de gestion des données (E) dans une sacoche de ceinture et l'interface tactile (I) peut être dorsale.

Le schéma de la figure In.4 fut en quelque sorte le premier envisagé. Ce qui en a été conservé est l'acquisition d'informations par lignes de coupe dont l'orientation est gérée par le non-voyant, le temps réel entre la mesure des données en distance et leur transmission à l'interface communiquant avec le non-voyant. On verra que tant l'ébauche de schéma optique, que la

« table traçante », présentés ici sont non opérationnels et laisseront place à d'autres procédés. Deux types d'interface seront en fait développés, l'une électrotactile et l'autre sonore.

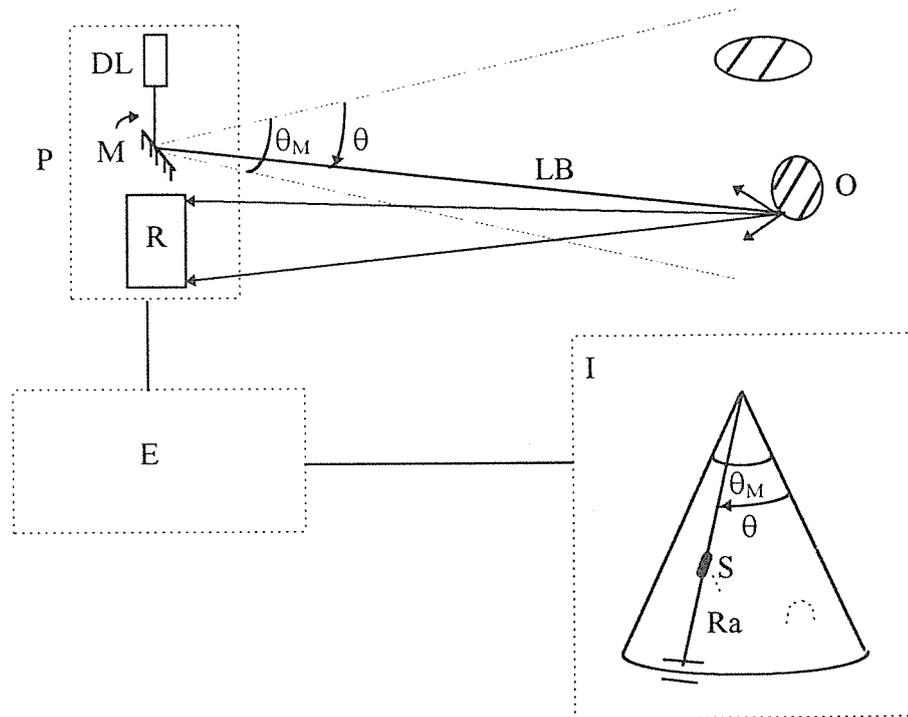


Figure In.4 : Schéma équivalent d'une éventuelle solution, DL : diode laser, M : miroir tournant, LB : faisceau laser balayé, R : récepteur optique, P : profilomètre, E : électronique de gestion du système, I : interface tactile, Ra : rail, S : stylet.

Cette approche demeure toutefois un point de repère simple pour présenter la suite. En effet, il apparaît déjà clairement qu'il n'est pas possible de chercher des solutions isolément dans la mesure où l'optique est couplée en temps réel avec une interface physiologique, elle même couplée au cerveau. L'information optique acquise doit pouvoir être transmise à l'interface tactile (ou sonore), puis à la peau (ou à l'oreille), puis de la peau (ou de l'oreille) au cerveau, et se présenter sous une forme facilement interprétable en temps réel. Les propriétés du cerveau sont donc à même de se répercuter sur la conception du système optique. On verra que optique, électronique, électro-, accousto-, neurophysiologie, psychologie et sociologie du non-voyant sont très interdépendants et que l'approche pluridisciplinaire est inévitable.

CHAPITRE I
ORIENTATIONS

A - Données fonctionnelles et psychosociales sur la cécité

L'élaboration d'un nouveau type de prothèse passe par une étude préalable du contexte global dans lequel elle est amenée à fonctionner. Les données qui vont suivre, d'ordre économique, statistique, médical, psychologique et sociologique (références : [RAY 91], [GRI 93], [QUI 94]), sont sélectionnées en fonction de leur influence potentielle sur les orientations techniques.

A.1 - Causes, situation mondiale, évaluation physiologique

Le qualificatif de non-voyant est attribué à une personne ayant une acuité visuelle dans l'axe inférieure à $1/20^{\text{ème}}$ après mise en oeuvre des moyens éventuels de correction. Il y a plus de trente millions de non-voyants dans le monde. Le taux oscille entre 1/100 et 1/1000 suivant le taux d'industrialisation du pays. Parmi les principales causes de la malvoyance donnant lieu, dans un certain nombre de cas, à la cécité totale on trouve :

- Les accidents de la circulation, 5% des accidents de travail, certaines tentatives de suicide.
- Les infections virales de la cornée (kératites), elles peuvent être traitées par des greffes de la cornée.
- Le glaucome, il provient d'une pression excessive des liquides intraoculaires. 1% de la population en Europe est touchée, les personnes âgées le sont en premier lieu. Il peut être enrayé par médication en cas de dépistage précoce.
- La cataracte, c'est une opacification du cristallin affectant essentiellement les personnes âgées, le traitement est chirurgical.
- La rétinopathie, c'est une lésion de la rétine d'origine non infectieuse, principalement liée au diabète. Elle se traite par médication, par photocoagulation au laser.
- L'onchocercose, dite aussi cécité des rivières, est une maladie transmise par une mouche (simulie), inoculant des larves vivant dans les tissus sous-cutanés et les yeux.
- Le trachome, conjonctivite granuleuse de type virale, est favorisée par le surpeuplement et l'insalubrité. Le traitement est à base d'antibiotiques, il n'y a pas de vaccins efficaces.
- La xérophtalmie, sécheresse de la conjonctive et de la cornée est due essentiellement à la malnutrition et aux carences en vitamines A et B₁ qui en résultent. Cette affection touche particulièrement les enfants.

- Les affections congénitales ou héréditaires, on peut citer les tumeurs cancéreuses (gliôme) au développement précoce chez l'enfant, le traitement est chirurgical à base de radiothérapie ; la rétinite pigmentaire, maladie évolutive par paliers sur une très longue durée, entraînant souvent la cécité.

- Les traumatismes divers : décollement de la rétine, hémorragies du vitré, lésions de la cornée, du globe etc. Les causes sont diverses, les traitements sont chirurgicaux ou par photocoagulation au laser.

L'onchocercose (30 millions de personnes touchées), la trachome (500 millions) et la xérophtalmie (non évalué) sont liées à la pauvreté et à l'insalubrité des régions. Elles sont les principales causes évitables de la cécité, où l'action préventive par personne à risque serait la plus accessible. On peut attribuer à ces trois maladies plus de 10 millions de cas de cécités totales, où toutes les tranches d'âges sont touchées. Viennent ensuite la cataracte et le glaucome qui non traités, faute de moyens, touchent plus de 20 millions de personnes, essentiellement des personnes âgées. Ce sont ces cinq maladies qui créent l'essentiel de la variation du taux de cécité suivant l'industrialisation du pays. A titre d'exemple pour le Maroc relativement peu touché par les causes d'origine infectieuses, on compte pour 25 millions d'habitants, 1,5 millions de cas de déficiences visuelles graves (soit 6%), dont 200000 non voyants (soit 0.8%). 45% des problèmes sont liés à la cataracte.

Le taux de 1/1000 en France, voir inférieur dans certains pays, est réparti sur des causes très diverses : accidents, taux d'échec des traitements délicats ou non pris à temps, insuffisance des legs de cornée. Plus de 50% des non-voyants le sont pour des raisons de santé ayant l'âge pour origine. Sur 38000 aveugles en France, 36% ont moins de vingt ans et 71% plus de cinquante ans. 5000 possèdent un métier (essentiellement kinésithérapeutes, standardistes, sténodactylos, musiciens, accordeurs de piano), 50% n'ont pu trouver d'emploi pour cause de rentabilité insuffisante. Le nombre des aveugles de naissance diminue considérablement en pays industrialisé. Ceci est dû à un meilleur contrôle prénatal et à l'amélioration des techniques d'accouchement.

En fait le qualificatif de non-voyant n'est pas si simple à définir, la frontière précédemment énoncée est arbitraire. Au niveau physiologique l'O.M.S. définit six catégories de déficients visuels répercutées dans la figure I.1. La connaissance de l'atteinte physiologique (endommagement des voies optiques) ne suffit pas à cerner le degré de malvoyance. Deux personnes atteintes de la même façon peuvent avoir des aptitudes fonctionnelles très différentes. Celles-ci peuvent s'évaluer selon les critères suivant [RAY 91] :

- capacité de déplacement (en lieu connu, en lieu semi-connu, en lieu inconnu) ;
- possibilités motrices, sensorielles et sensibles, intellectuelles et comportementales ;
- motivations (milieu social, habitudes) ;

- évaluation du risque encouru par le déficient visuel ou par l'aveugle dans telle ou telle activité, avec ou sans appareillage.

Type d'atteinte visuelle	Acuité visuelle avec la meilleure correction possible	
	Maximum inférieur à :	Minimum égal ou supérieur à
1	3/10èmes	1/10ème
2	1/10ème	1/20ème
3	1/20ème	1/50ème
4	1/50ème	Perception de la lumière
5	Pas de perception de la lumière	
6	Indéterminée ou non spécifiée	

Figure 1.1 : Catégories de déficients visuels définis par l'O.M.S.

En ce qui nous concerne ici, la prothèse est étudiée pour les catégories 4, 5 et 6 et éventuellement 3 pour les champs visuels très restreints dans le cas par exemple des rétinites pigmentaires. Comme nous l'avons vu, l'essentiel de la cécité en pays sous développé est évitable par une action préventive peu coûteuse au regard des approches type prothèse. Le champ d'application de la prothèse étudiée se réduit donc à trois ou quatre pour-cent des non-voyants mondiaux, soit environ un million de personnes.

A.2 - Domaines de déficit du non-voyant

La vue occupe une grande partie de notre activité cérébrale, sa perte occasionne une lésion cérébrale importante [BAC 94]. Les conséquences psychologiques et déficits sont très variables d'un non-voyant à l'autre. Ils ne sont pas les mêmes pour une cécité congénitale, pour une cécité ultérieure, pour une personne jeune, une personne âgée, pour une cécité récente, ancienne, pour une atteinte d'origine accidentelle, d'origine malade (dépendant aussi du type de maladie) etc. [RAY 91]. Pour un type d'atteinte physiologique donné, la réponse fonctionnelle (ou comportementale) dépend de la personne prise dans sa globalité, de ses expériences passées, de sa personnalité [GRI 93]. L'une des extrêmes est le refus du handicap et de ses conséquences matérielles. Il y a tentative de maintenir la totalité de ses activités antérieures au prix d'attitudes risquées. L'autre consiste à majorer le handicap en le brandissant de manière défensive afin de se protéger d'une éventuelle situation d'échec.

A.2.a - Analyse des déficits fonctionnels

Les déficits comportementaux proviennent d'une rupture de la relation entre l'individu et le monde extérieur. La cécité limite les capacités de locomotion et d'information sur le résultat concret d'une manipulation. Le non-voyant ne peut plus mesurer l'écart entre l'objectif de son action et les effets réellement obtenus, l'environnement a moins de prise sur lui, et son accommodation est donc inférieure à la normale. Les quatre limitations de base affectant l'acquisition des connaissances peuvent se décrire de la façon suivante [RAY 91] :

- limitation du nombre et de la variété des expériences
- limitation de la capacité à se déplacer
- limitation du contrôle de ce qui se passe au sein du milieu (relation environnement - environnement)
- limitation des deux vecteurs de communication (relation corps - environnement, environnement corps).

Remarquons que l'usage d'un bandeau pour un voyant est loin de pouvoir simuler la situation d'un aveugle. En effet son attitude est expérimentale et peut s'arrêter à tout moment, ce qui évite la situation d'anxiété. Les lésions cérébrales consécutives à la perte de la vue sont absentes, ses domaines de compensation temporaires n'ont rien à voir avec ceux d'un non-voyant même récent.

Le manque de stimulations et de perceptions crée un décalage moteur et une inadéquation de réaction renforçant le déficit dans les déplacements. Dans un environnement qu'il ne peut contrôler, le malvoyant se sent au centre de l'attention, ne sachant quand il est observé, toute sa concentration se porte sur les gestes à accomplir et sur le comportement général. Ceci produit un état de tension élevé menant à la restriction des mouvements et déplacements [RAY 91]. La nécessité de mentaliser constamment les gestes, la constante vigilance afin de réagir à un obstacle imprévu contribue également à cette tension et provoque des contractions musculaires permanentes.

Les troubles de l'attitude et de l'équilibre proviennent de plusieurs facteurs :

- impossibilité d'imitation
- absence de simulations visuelles, à l'origine chez le voyant des mouvements de la tête et du cou, ce qui altère la mobilité du rachis cervical et mène à la cyphose dorsale
- crispations liées à la peur
- baisse générale de la tonicité
- moins bonne appréhension de la verticalité et de l'horizontalité.

Ces troubles se traduisent par les tendances suivantes :

- mauvais port de la tête
- réactions paradoxales de la tête se plaçant par exemple en extension lorsque le mouvement normal appelle une flexion
- dos rond, tête en avant, membres inférieurs excessivement pliés, membres supérieurs en avant correspondant à une attitude d'insécurité
- tronc déjécté en arrière dans le but de protéger la tête en interposant le sternum
- pas raccourcis, pieds traînants
- attitude de rigidité musculaire globale donnant un aspect de bloc, impression d'être constamment freiné
- freinage du balancement automatique des bras durant la marche
- blindismes* divers : mouvement de tout le corps d'avant en arrière pendant la marche, balancement droite gauche...
- aspect figé du visage
- difficulté à se maintenir immobile sur un pied, à se déplacer sur une bande étroite
- difficulté de maintenir un cap, que ce soit en avant ou sur le côté
- difficulté à maintenir la distance correcte vis à vis de son interlocuteur (distance trop courte en général).

Ces tendances entraînent des modifications de l'image mentale du corps, un déséquilibre du poids etc.

L'utilisation de la prothèse étudiée ne doit pas se restreindre à permettre des actions précises, mais également veiller à pouvoir réduire les causes de nombre des défauts précédemment cités. Ces points seront considérés dans les critères d'évaluation de la prothèse au chapitre V.

A.2.b - Analyse des difficultés psychologiques

Quel que soit l'âge de la personne, son contexte culturel et social, une chute importante de la vision, et a fortiori une perte totale de la vue est un choc psychologique énorme entraînant inévitablement une dépression. Il y a un deuil à faire et une nouvelle « image de soi » à reconstruire fonction du changement des données. Le processus de deuil se décompose habituellement en trois phases [GRI 93]. La dénégation est l'attitude initiale transitoirement adoptée face à la perte récente. Il y a négation des faits, fuite éventuelle dans des activités inadaptées à la situation. Cette étape laisse place progressivement à la dépression. Si les formes de dénégation sont variées, la phase dépressive reproduit davantage le tableau classique de cet

état : atteinte de l'humeur, pessimisme, abattement, inhibition, anxiété, troubles somatiques... La fin de la période dépressive se traduit par des variations brutales d'humeur allant de l'euphorie à l'abattement sans transitions. La réaction est l'aboutissement du travail de deuil ou la personne intègre le handicap dans l'ensemble de ses capacités et limites personnelles. Il intègre alors la baisse ou perte visuelle dans son « image de soi » et cherche à mettre en place les moyens de compensation. La durée des étapes, leur déroulement est très variable d'un non-voyant à l'autre, certains deuils restent en phase de dénégation, ou en phase dépressive. La qualité et la forme de la réaction sont propres à chaque individu. Elle dépend beaucoup du contexte familial et social. La rééducation est difficile, voire inefficace durant la phase de dénégation, elle doit cependant intervenir rapidement afin d'intégrer les possibilités de compensation dans la nouvelle « image de soi ». Si elle intervient trop tard, on est en face de quelqu'un qui s'est déjà ancré dans une situation très dépendante, et qui va devoir remettre en cause une nouvelle fois son image interne avec toutes les difficultés que cela comporte. Ce n'est pas parce qu'un changement va vers un mieux fonctionnel qu'il est nécessairement facile à faire sur le plan psychique. Certains non-voyants ayant retrouvé la vue par greffe de la cornée l'ont très mal vécu.

Introduire un nouveau type de prothèse est un élément déstabilisateur, il faut agir en ayant conscience de ce fait et se préparer à palier à des instabilités d'humeurs, même en cas d'enthousiasme initial. Cet élément déstabilisateur peut également faire peur et entraîner un rejet catégorique. Il y a réticence en général à utiliser une aide pouvant être perçue comme un symbole du soulignement du handicap. La forme de la prothèse, sa présentation tant sur le plan technique que psychologique doivent tenir compte de ces facteurs.

A.3 - Domaines de compensation, rééducation

La rééducation doit faire passer un contenu technique (rééducation fonctionnelle) au travers d'une relation thérapeutique. Elle est menée par une équipe pluridisciplinaire (médecin, kinésithérapeute, psychologue). L'objectif final doit être un renforcement de l'image interne du sujet redonnant envie d'entreprendre en ayant conscience de ses limites. Elle ne doit pas nier le handicap, ni les difficultés à surmonter, s'adapter à la globalité et à l'unicité des sujets : motivation, milieu familial et social, personnalité, éléments affectifs, cognitifs, passé de la personne. Une des premières difficultés est la discordance entre ce qui est attendu et la réalité [GRI 93]. Les attentes, quel que soit le milieu culturel et le niveau d'éducation, sont souvent de type magique, il y a un retour à la réalité à faire. La rééducation ne doit pas être uniquement axée sur des performances isolées, mais viser à améliorer globalement le mode de vie post-

rééducatif du non-voyant. La moindre évolution doit être exploitée pour concrétiser un changement d'attitude en cours de rééducation sans attendre le bilan final. Il y a deux familles d'activités durant ce processus :

- l'optimisation du traitement, de la recherche et de l'équilibrage des informations sensorielles, auditives, tactiles, olfactives, proprioceptives*...
- l'apprentissage de compensations techniques : canne longue, Braille, chien guide.

Les compensations techniques sont présentées au §C, nous allons mentionner brièvement ici les compensations sensorielles.

- Le sens cinesthésique [RAY 91], il s'agit de la sensation générale de l'existence du corps indépendamment des autres sensibilités et sensorialités visuelles, tactiles, auditives etc. Il résulte de la synthèse des sensations simultanées : musculaire, tendineuse, articulaire, capsulaire. La sensibilité s'exerce dans les conditions statiques et dynamiques. Lorsqu'un sujet ferme les yeux, il sait comment sont organisées ses articulations et les divers segments de son corps : il se rend compte qu'il est debout, qu'il plie un membre, il sent la grandeur de ses pas, l'amplitude des mouvements des bras. Le sens cinesthésique est un domaine de compensation qui aide dans les déplacements, dans l'orientation. Il rend la sensibilité proprioceptive* plus fine chez l'aveugle que chez le voyant. Ainsi un aveugle attentif cinesthésiquement est capable de détecter des inclinaisons du sol de deux ou trois degrés, imperceptibles à la vue.

Le sens cinesthésique, associé à la sensation du temps qui s'écoule (aspect devant être travaillé en rééducation) doit permettre, consciemment ou non, d'intégrer la distance entre deux points fonction du nombre de pas, de la taille des pas, des perturbations du trajet.

Dans notre cas la cinesthésie est amenée à jouer un rôle important, quel que soit le positionnement du profilomètre, ce sont les mouvements du non-voyant qui vont l'orienter. La connaissance précise du positionnement des obstacles correspondant aux lignes de coupe dépendra du contrôle du mouvement et de sa connaissance proprioceptive.*

- La mémoire musculaire : chez le voyant, il existe une mémoire visuelle, alors que chez l'aveugle se créent des mémoires musculaire, auditive, olfactive et tactile. La mémoire prend ses références dans le vécu. Par exemple, si l'aveugle a une connaissance préalable d'un lieu, d'un paysage, c'est la mémoire musculaire qui va l'y guider. Il peut se déplacer sans compter les pas ni contrôler les distances. Il en est de même pour les gestes rituels. La connaissance mémorisée de la forme d'un trajet constitue une « carte mentale ». Elle libère l'esprit et permet d'effectuer le trajet en pensant à autre chose.

- La compensation auditive : l'audition renseigne sur les données telle que la distance et la localisation d'un objet émettant un son, la profondeur de l'environnement, les caractéristiques du milieu au travers de la qualité des sons (utilisation de l'écho). Il y a possibilité d'utiliser un « sixième sens » sans émission de bruits qui permet de détecter les surfaces importantes (murs par exemple, mais ne fonctionne pas pour les poteaux). Ce sens sans être vraiment bien analysé est lié à l'audition dans la mesure où les sourd-aveugles ne le possèdent pas, et où il est acquis par des voyants après entraînement à condition de ne pas avoir les oreilles bouchées [RAY 91]. La reconnaissance d'une personne se fait par « phononimie », le bruit de la marche renseigne sur le sexe de la personne (bruit des chaussures), sur son style vestimentaire (froissement et frottements des vêtements). La voix renseigne sur l'état général de la personne, sa provenance etc.

- La compensation tactile informe sur la nature du sol par sa texture, le toucher sur la forme de l'objet, lorsque l'objet n'est pas explorable tactilement, sa connaissance se réduit à un verbiage.

- La compensation olfactive permet d'avoir des points de repères : boulangerie, pharmacie, etc.

Bien que l'on dise que la fonction crée l'organe, la nature ne compense pas automatiquement et spontanément les privations sensorielles. Les qualités de l'ouïe du mal voyant, de son odorat, de sa sensibilité tactile, de sa cinesthésie, reconnues comme plus efficace que celle du voyant, ne sont pas dues à une meilleure constitution anatomo-physiologique. Elles sont le fruit de l'effort constant accompli pour les utiliser au maximum. C'est la vigilance qui les fait se développer. Les domaines de compensation de la vigilance constituent le principal véhicule d'information. Ils « s'ouvrent » si on les stimule.

Une nouvelle prothèse est amenée à interférer avec l'ensemble des domaines de compensation.

Les interférences peuvent être constructives : une partie des actions de vigilance est soulagée et cela permet de mieux développer certains domaines de compensation à l'image des utilisateurs de chien guide qui statistiquement ont une meilleure perception des inclinaisons du sol et une meilleure acuité auditive que les non - utilisateurs.

Elles peuvent être aussi destructives : l'utilisation de la prothèse inhibe certaines compensations primordiales et mène à des situations risquées.

L'aspect constructif ou destructif dépendra certainement beaucoup de la façon dont elle est introduite, de la discipline avec laquelle elle est manipulée, de la connaissance de ses limites.

B - Modélisation de la substitution sensorielle

B.1 - Définition, modèle

L'adéquation des cinq sens à nos besoins, leur utilisation instinctive, leur flexibilité, leur capacité d'adaptation à des situations les plus diverses sont des faits. Il est particulièrement difficile de dégager quelques brides d'explication ou de modélisation de ce fonctionnement. L'adaptation de nos sens à l'environnement (pourquoi l'œil est-il sensible au domaine spectral de $0.4\mu\text{m}$ à $0.8\mu\text{m}$, qui correspond justement à une bande de transmission de l'atmosphère ?), de notre évolution aux possibilités sensorielles (Comment serait organisée notre nutrition si le goût n'existait pas ?), ceci sur des millions d'années est certainement un facteur non négligeable. Par hérédité le nouveau né reçoit un ensemble cohérent et rôdé de capteurs, connectique nerveuse et structures cérébrales. Les premiers jours de sa vie ne concernent que la mise en route de ce système complexe.

Lorsque l'un des sens manque, on parle d'un handicap relativement à notre mode de vie prévu pour une sollicitation permanente de tous les sens. La première démarche de type médical est d'essayer de restituer, du moins partiellement, le sens naturel. Lorsque ceci n'est plus possible, il est fait appel à un appareillage, dit prothèse, cherchant à atténuer les difficultés de vie liées au handicap.

Dans l'état actuel de nos connaissances, aucune prothèse fonctionnant par les mêmes démarches et procédés que le sens naturel n'est envisageable à quelque échéance prévisible, la maîtrise des capteurs biologiques et des liaisons nerveuses étant, entre autres, très insuffisante. Il faut donc utiliser les capteurs biologiques et liaisons disponibles, c'est à dire les sens restants. C'est ce qu'on appelle la substitution sensorielle.

La chose n'est pas aisée, prenons par exemple la substitution de la vue par le toucher. On sait bien réaliser des capteurs d'images (caméras vidéo) réalisant l'acquisition des informations manquantes, voir un couple de caméras pour l'acquisition du relief. Ceci ne résout cependant que très peu de choses du problème. En effet il faut un transducteur pouvant transmettre les informations acquises par la caméra au sens concerné, ici le toucher. C'est à dire une matrice de cellules tactiles d'environ 500×500 points, réinscriptible 25 fois par seconde. Peut-on construire un tel appareil ? Certainement, mais pourra-t-il communiquer toute cette information à la peau ? Dans l'état actuel de nos connaissances l'espacement entre les cellules tactiles serait trop faible pour que les différents points soient séparables par la peau. Supposons

toutefois que la peau puisse acquérir cette masse de points, dans ce cas le débit d'information pourra-t-il arriver au cerveau ? Si l'information partait du cortex visuel peut-être, mais si elle part du ventre par exemple, la densité des liaisons nerveuses est beaucoup plus faible et probablement insuffisante. Supposons malgré cela que les signaux relatifs à ces 500x500 points soient tout de même acheminés au cerveau, ils n'auront pas pris le canal habituel pour ce type d'information constitué d'une grande quantité de données spatiales sur l'environnement. La plasticité cérébrale, c'est à dire la capacité du cerveau à se réorganiser en profondeur pour cette nouvelle tâche sera-t-elle suffisante ?

Tentons de schématiser en quelques phases les premiers critères auxquels sont soumis les systèmes de substitution sensorielle pour avoir une chance d'être opérationnels.

Phase n°1 : Elle consiste à acquérir l'information manquante par un capteur artificiel, à titre d'exemples la caméra pour la vue, le micro pour le son; les capteurs de pression pour le toucher. L'information sortant du capteur doit être présentée sous la forme d'un code compatible avec les phases suivantes (ce n'est pas par exemple le cas du codage d'une image par 500x500 points afin de la transmettre à la peau).

Phase n°2 : Il s'agit de transmettre l'information codée sortant du capteur artificiel au sens de substitution. L'élément de base de cette phase est un transducteur artificiel, une matrice de cellules électro- ou vibrotactiles pour le toucher par exemple, ou bien un écouteur pour l'ouïe, un écran pour la vue. Le débit et la forme des signaux délivrés par le transducteur doit être adapté aux limitations du sens de réception.

Phase n°3 : C'est l'acquisition par les récepteurs du sens de substitution de l'information codée. Si la vue est substituée par l'ouïe par exemple il s'agit de l'écoute de signaux sonores pour traduire une configuration spatiale ; pour l'ouïe ou la vue substitués par le toucher, un ensemble de sollicitations tactiles sur la peau traduit un son ou une configuration spatiale. Les canaux nerveux de transmission au cerveau de l'information acquise au niveau du sens de substitution doivent être présents en quantité suffisante pour assumer le taux de parallélisme du codage de l'information. Le temps de réponse des liaisons doit être compatible avec le débit séquentiel de l'information.

Phase n°4 : L'information manquante, une fois arrivée au cerveau, doit se présenter sous une forme assimilable suite à un apprentissage plus ou moins long. Le cerveau doit pouvoir se réorganiser pour ce type d'information, le codage doit être étudié dans ce but.

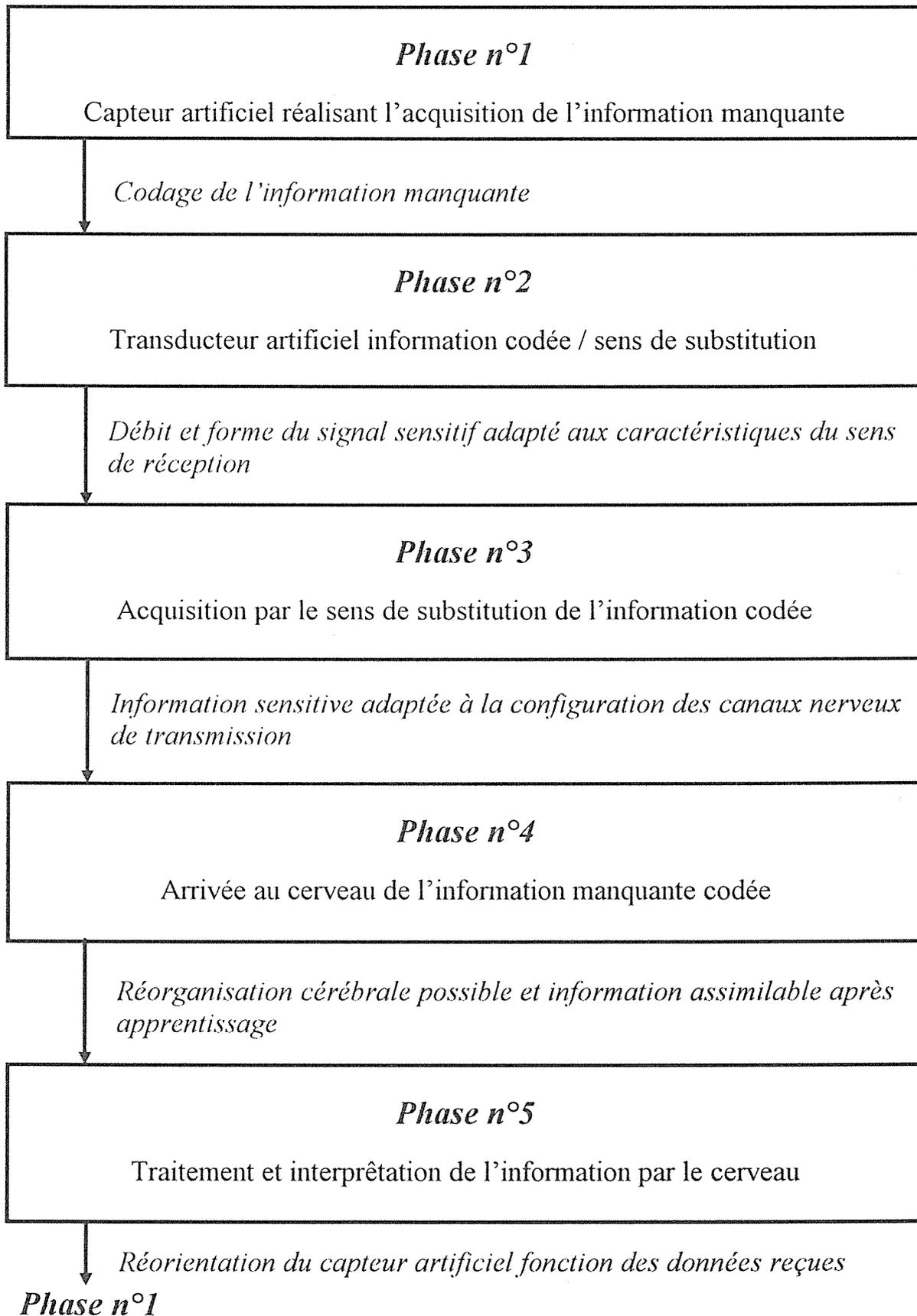


Figure I.2 : Décomposition schématisée d'un système de substitution sensorielle

Phase n°5 : Le cerveau doit interpréter l'information sans fatigue excessive et suffisamment rapidement afin de pouvoir en temps réel modifier le procédé d'acquisition du capteur fonction des données reçues.

Ces différentes phases sont résumées de manière schématique sur la figure I.2. N'oublions pas que cette décomposition en cinq phases est un simple modèle et la répartition des tâches entre les phases n°3, 4 et 5 est ici arbitraire et ne suppose pas leur séquentialité. En effet plusieurs écoles existent sur les modes de communication sens - cerveau [WHI 70]. Cet aspect sera vu plus en détails dans le paragraphe D.3.

Dans le système de substitution sensorielle proposé, le capteur artificiel est constitué d'un profilomètre laser. L'information acquise sur l'espace est faite de profils (ou lignes de coupe). Le transducteur artificiel est constitué soit d'une matrice de cellules électrotactiles, soit d'un synthétiseur de sons instrumentaux. Dans le premier cas l'information arrive au cerveau par les voies nerveuses dédiées au toucher, dans le second par le canal auditif. Fonction de l'interprétation de l'information l'orientation du profilomètre est modifiée afin d'acquérir une nouvelle ligne de coupe.

B.2 - Difficultés psychosociales

A ces conditions générales vont s'ajouter des contraintes sur chaque étape étroitement liées aux objectifs du système de substitution sensorielle. On retrouve cependant très souvent les dominantes suivantes :

- * La prothèse ne peut espérer, dans l'état actuel des choses, faire aussi bien que le sens naturel. Il est impératif de se concentrer sur l'information de première utilité et de sacrifier l'agrément. L'une des cinq phases du processus doit se charger de la sélection de l'information primordiale. Il est préférable que ça soit la première afin de soulager le reste de la démarche. Un capteur artificiel sélectif est donc souhaitable.
- * L'acquisition d'une nouvelle forme d'information donnera lieu à de nouvelles structures cérébrales et évolutions du sens sollicité. Il est particulièrement difficile de faire des prévisions.
- * La prothèse sensorielle ne peut échapper au capteur artificiel qui se présente comme une protubérance, celle-ci doit être supportable sur le plan physique et psychologique. Même si elle est visible, elle ne doit pas être un signe signalitif trop distinctif. Le port de la prothèse ne doit pas entraver la mobilité, ni être gênante. Elle doit se faire oublier lorsqu'elle n'est pas sollicitée.

* La fiabilité de l'ensemble, fonction de ce qui est attendu, doit être très élevée afin d'établir une relation de confiance porteur - prothèse. Le fonctionnement global ne doit pas entraîner de rejets d'ordre psychologique.

* Les possibilités et limites de la prothèse doivent être clairement définies afin de ne pas mener à de fausses attentes et déceptions, voir à une utilisation risquée. Elle doit s'insérer constructivement dans l'ensemble des procédés de compensation du handicap.

* Le système doit être d'un coût le rendant abordable en tant qu'appareil personnel pour une personne de revenus modestes.

Si l'on considère qu'un système de substitution sensoriel est réussi lorsqu'il mène à un appareil utilisé couramment, les succès dans ce domaine sont très rares. Les solutions millénaires sont la canne pour la cécité et le langage des signes pour la surdité. Le 19^{ème} siècle a apporté l'alphabet Braille, le 20^{ème} siècle le chien guide et les débuts de prothèses auditives. Les échecs ne sont pas dus qu'à des questions de coût de revient, un chien guide coûte de l'ordre de 50000 francs, ce qui n'empêche pas sa forte diffusion actuelle. Elle a toutefois mis plus de soixante dix ans à se faire après le travail des pionniers. Certains s'étonnent, d'autres reconnaissent [ADJ 92], qu'à l'ère des projets spatiaux réussis, des problèmes tel que la cécité n'aient pas de solution technique. La substitution de la vue serait-elle un problème souvent oublié par les chercheurs et la société ? Ou bien un problème plus coriace que d'autres thèmes bien plus spectaculaires ? C'est de manière certaine, à tout points de vue, un thème particulièrement déroutant. Les expériences passées montrent qu'obtenir une solution technique ayant des performances intéressantes n'apporte en aucun cas des garanties de suites.

Explicitons quelque peu les barrières psychologiques à vaincre précédemment évoquées. Nous avons vu au paragraphe A quelques aspects du traumatisme psychique lié à l'acquisition du handicap. Un système techniquement performant (ceci inclut l'aspect matériel et l'adéquation neurophysiologique) doit avoir les moyens de vaincre l'a priori négatif qu'entoure toute nouveauté dans le domaine de la cécité. Ce mauvais accueil provient du fait compréhensible que l'on en attend les caractéristiques du sens naturel : adéquation totale au mode de vie des voyants, utilisation instinctive sans réel apprentissage (du moins conscient). Ces deux dernières conditions sont objectivement irréalisables actuellement. Il apparaît difficile de faire déployer une grande quantité d'efforts dans le seul objectif d'un soulagement partiel du handicap. En effet le système se présente tout d'abord comme un déstabilisateur d'un équilibre psychologique difficilement acquis, il implique une remise en cause de son image interne, le jeu

en vaut-il la chandelle ? L'alphabet Braille a eu beaucoup de difficulté à se faire reconnaître malgré ses performances exceptionnelles.

S'il y a une attente envers la nouveauté technologique, elle est plutôt de type magique, indépendamment du niveau d'instruction. Envers tout système d'aide il y a une instabilité émotionnelle allant de l'euphorie à l'abattement et réciproquement sans transition. Cela va parfois jusqu'à une recherche injustifiée des défauts d'un système. A titre d'exemple, le « colortest », colorimètre de poche donnant la couleur d'un objet, présenté à l'exposition de Séville en 92 au pavillon des non-voyants (Once*), était littéralement dénigré par le responsable technique du stand. En effet, mis au fond d'une poche ou à l'obscurité le système donnait des couleurs erronées. C'est oublier que ce système est optiquement passif comme l'oeil, et dans le noir on ne voit pas non plus les couleurs.

Les difficultés précédemment évoquées sont néanmoins de nature scientifique. A celles-ci s'ajoutent les clivages d'intérêts de personnes introduites dans le milieu du handicap menant au montage de dénigrations non fondées, main combien efficaces. L'implant cochléaire en souffre. Etant donné la forte tendance à l'entêtement dans ce domaine, les preuves scientifiques ont beaucoup de mal à s'imposer face à une dénigration aussi inconsistante soit-elle, mais ayant de son côté la non - déstabilisation des équilibres.

L'ensemble des points évoqués dans ce paragraphe peut-être considéré comme le filtre « post - technique » de la démarche prothèse.

C - ANALYSE DES SYSTEMES D'AIDE A L'AUTONOMIE DES NON-VOYANTS

Nous allons tenter d'analyser les causes de succès ou d'échecs des systèmes et recherches en cours à l'intention des non-voyants. Il ne s'agit pas de critiquer certaines approches, le but de ce paragraphe est d'identifier le plus grand nombre de pièges que l'on sera susceptible de rencontrer. Tous les systèmes dont on a pu trouver trace ne pourront être décrits, on se contentera d'évoquer les différentes familles.

C.1 - Systèmes d'aide à la lecture

C.1.a L'alphabet Braille

Mis au point en 1860, il est indiscutablement à ce jour le système de substitution de la vision ayant le plus grand succès. Un groupe de six points saillants (d'environ 0.5mm d'épaisseur) disposé en deux colonnes de 3 points espacés de 2mm permet de réaliser 63 combinaisons. Chaque point a 1mm de diamètre, deux caractères sont espacés de 3mm (Figure I.3).

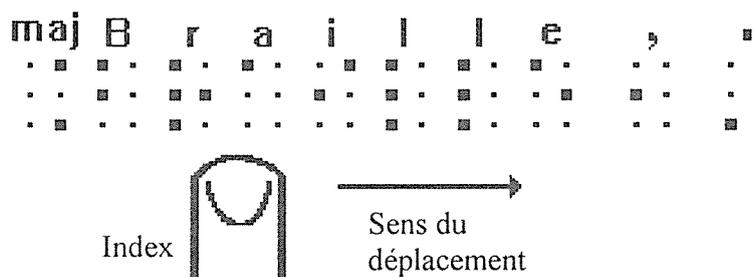


Figure I.3

La lecture se fait par glissement de gauche à droite de l'index droit sur les matrices de six points. Une lecture par pressions successives sur chaque caractère serait inefficace pour les raisons suivantes :

- La reconnaissance de l'existence des points est beaucoup moins claire par simple pression que par léger glissement. Le doigt immobile perd rapidement la sensation du point saillant. Le glissement du doigt permet de conserver une rémanence de la sensation.
- Le glissement de l'index permet de profiter des positions relatives des points sur les différentes colonnes et facilite par là beaucoup la reconnaissance du caractère. Sans cela la distinction entre le « a », la virgule ou le point par exemple serait très aléatoire [JAC 89].

- Le glissement augmente la résolution spatiale de la peau. Cela provient peut-être du fait que le « toucher » est naturellement dédié à l'analyse de texture. Un glissement du doigt sur deux points saillants équivaldrait à une reconnaissance de texture. On peut aussi penser à un processus psychophysique d'hypothèse - confirmation. Le début du glissement servirait à émettre des hypothèses, affinées puis confirmées par la répétition de la sensation tactile en des points différents mais voisins de la peau.

Le codage des caractères est d'autre part réalisé de façon à limiter les risques de confusion. « b » est la seule des 26 lettres de l'alphabet à utiliser deux points verticaux consécutifs. Tous les codes utilisent la première colonne à l'exception du symbole de majuscule. Ainsi une quinzaine de combinaisons pouvant facilement mener à des confusions ne sont pas utilisées alors qu'elles auraient pu l'être pour les chiffres. Ceux-ci sont codés par deux caractères, un symbole chiffre puis le symbole du « a » pour « 1 », de « b » pour « 2 » etc.

La forte densité en points d'un texte Braille n'est pas forcément une limite au niveau résolution tactile. On pourrait envisager d'imprimer en relief des caractères codés en noir* de dimensions plus petites. De telles caractères sont identifiables, mais il faut pour cela bouger le doigt autour pendant plusieurs secondes. Le braille apparaît donc comme un compromis particulièrement performant entre la vitesse d'accès au texte et la compacité de son codage. Un bon lecteur peut lire 20 caractères par seconde, cela peut aller jusqu'à 40 caractères pour les experts. Un tel débit de lecture devrait être source de nombreuses erreurs, cela prouve donc l'efficacité du codage, de l'effet de glissement et du bénéfice des positions relatives.

Les arguments précédents ne suffisent pas à expliquer le succès du Braille. La démarche empruntée lors du processus de lecture est certainement très compatible avec les automatismes cérébraux [JAC 89]. Le toucher au niveau des mains, vu le rôle majeur de cette partie du corps pour cette fonction, vu la fréquence de son utilisation, est amené à développer des réseaux privilégiés de communication avec le cerveau. A ceci s'ajoute l'extrême flexibilité de la démarche. L'utilisateur est maître de la vitesse de lecture à tout moment par simple contrôle du déplacement de sa main. Suivant les caractéristiques de la peau (plus ou moins sensible) de son index, il peut ajuster constamment la pression du contact, utiliser si nécessaire un glissement vertical en plus du latéral, etc. Le non-voyant contrôle l'ensemble des paramètres de la lecture par simple contrôle du mouvement de son index.

Ces aspects pourraient paraître à tort des évidences, aucun instrument récent, tel que nous le verrons plus loin, ne répond à ces critères de flexibilité, d'adéquation aux structures cérébrales, ni n'a obtenu une infime partie du succès de ce système datant de 1860.

Comment interpréter la lecture du Braille par rapport aux connexions nerveuses ? Des essais de lecture du Braille à partir d'électrodes sur la peau que nous avons effectué avec M. Jacquin laissent penser qu'il s'agit de la reconnaissance en parallèle d'un code de six points et non de

deux fois les trois points verticaux. Pour la lecture de 20 caractères par seconde il s'agit donc d'un débit de 20 codes par seconde à niveau de parallélisme 6.

Ceci constitue une référence quantitative éprouvée sur la possibilité de transmission d'information toucher - cerveau. D'autres références seront évoquées au paragraphe C.3.b et une synthèse faite au §D.2 sur les débits de transmission d'information des différents systèmes.

N'oublions pas que la lecture du braille se fait de plusieurs façons (utilisation de plusieurs doigts, des deux mains etc.). Chacun développe ses propres variantes suivant ses sensibilités. Bien que le Braille soit universellement reconnu, actuellement sur les 40000 aveugles et les 130000 déficients visuels en ayant utilité en France, moins de la moitié le connaissent et un nombre beaucoup plus faible l'utilise couramment [RAY 91].

C.1.b - Scanner interfacé sur ligne Braille réimpressible

Le Braille a cependant deux limitations : le volume des ouvrages (le nombre de caractères par page est quatre à cinq fois inférieur à celui d'un ouvrage en noir*, un seul côté du papier est utilisable et les feuilles doivent être plus épaisses pour le marquage), la nécessité de traduire en braille pour chaque langue pour un public potentiel limité à 0.1% de la population utilisant la langue, ce qui réduit le nombre d'ouvrages disponibles. On tente par l'informatique de surmonter ces deux inconvénients. La page d'un livre en noir* est scannée. Les caractères une fois identifiés par un logiciel de reconnaissance de lettres sont transmis sur une ligne d'affichage en relief en Braille réinscriptible sur laquelle est passé l'index. Les points s'enfonçant et se levant à la demande sont constitués de longues cales piézo-électriques bimorphes. Le prix de la cale est non négligeable au départ, sa fragilité entraîne une casse importante lors de la production des caractères réimpressibles, ce qui amène le coût du caractère à environ mille francs. Une ligne de 40 caractères se vend aux alentours de 40 mille francs ce qui la rend inaccessible à la majorité des individuels. La lecture par lignes pose des problèmes de repérage sur la page, le passage d'une ligne à l'autre fait appel à des manipulations de curseurs non conviviales [JAC 89]. La relecture d'un texte tapé n'est pas aisée. Le problème serait résolu par l'existence de la page Braille réimpressible mais elle ne semble pas pour l'instant réalisable, bien qu'annoncée depuis quelques années, pour des raisons d'encombrement sur les cales et de coût.

En résumé ces systèmes étendent l'accès à l'information, mais ne possèdent pas la convivialité de la lecture d'une page de Braille et sont coûteux.

C.1.d - Digicassette

Les caractères Braille sont enregistrés sur une cassette ordinaire. Quatre vingt dix minutes de cassette permettent de stocker 10^6 caractères soit 1000 pages de Braille [RAY 91]. Les caractères sont restitués sur une ligne de 20 caractères réimpressibles. Une sortie sonore est

également possible. On retrouve en gros les avantages et inconvénients du système précédent dans des compromis différents.

C.1.e - Optacon

La main droite fait défiler une petite caméra sur une ligne de texte, l'image est transmise en relief sur une interface tactile contenant plus d'une centaine de pointes vibrantes lues par l'index gauche [BLI 70]. le caractère est retranscrit en noir* sur l'interface tactile. Il semble que ce type de démarche se heurte principalement au fait que l'identification tactile d'une lettre en relief codée en noir* est bien moins efficace que si elle est codée en braille. Le débit de lecture est typiquement cinq à six fois inférieur à celui de Braille. Des versions modifiées d'Optacon ont été testées pour la reconnaissance de formes (ronds, carrés, triangles) [BLI 70]. Il ne semble pas y avoir eu de résultats probants.

C.1.f - Les lecteurs à synthèse vocale

Il y a un nombre important de systèmes. Le texte en noir* est scannérisé et lu par une synthèse vocale. Il existe sinon des cartes de synthèse vocale épelant ou lisant les mots affichés sur un écran d'ordinateur.

C.1.g - Le système Delta

C'est un dispositif de lecture utilisant une mini-caméra et un système de reconnaissance des formes permettant la lecture de tout type de caractère dactylographié non italique. Les caractères sont ensuite transcrits en Braille et lus sur une ligne Braille réimpressible. Cela a été la première machine de lecture électronique.

C.1.h - Le stéréocopieur

C'est une sorte de photocopieur sur papier spécial, tout ce qui est en noir, après passage dans un four sort en relief. L'intensité du gris détermine l'épaisseur du relief.

C.1.i - Conclusions

Le Braille, par son ergonomie et l'efficacité du code, s'est imposé comme seul mode de sortie tactile pour le codage des caractères. Des études récentes réalisent des unions ergonomiques des appareils précédemment citées [BEL 94]. Les progrès dans ce domaine sont encourageants, le problème du coût est irrésolu voir aggravé.

C.2 - Systèmes d'aide aux déplacements

C.2.a - La canne pliable

En tant que système de substitution de la vision, c'est, avec l'alphabet Braille, les deux seuls succès à grande échelle. Son utilisation n'est pas si évidente qu'elle peut paraître a priori. On

peut la considérer comme un profilomètre mécanique. Sa portée est égale à la longueur de la canne soit en général de 1 à 2 mètres. La profondeur de champ de l'exploration est restreinte à la course du bras, soit deux à trois dizaines de centimètres.

La canne ne peut frotter contre le sol, ce qui rendrait son balayage trop pénible. Les trous ne sont pas détectés ainsi que les obstacles en hauteur. Pour les trous il existe un modèle de canne à extrémité à roulette qui permet de toucher le sol lors du balayage et donc de détecter les trous. Les roulettes ne fonctionnent cependant pas sur toutes surfaces. la canne ne peut être levée systématiquement afin d'explorer les zones en hauteur sous peine de réaliser des dégâts divers.

Le signal de ce capteur mécanique est reçu dans le creux de la main, la position du poignet (acquise par le sens cinesthésique*) permet de connaître la position de l'obstacle détecté. Il n'est pas possible de balayer rapidement ou sur un grand angle à cause de l'inertie mécanique de la canne et des risques d'accrochage.

Malgré les limitations de ce capteur rudimentaire, de nombreux points en font son succès :

- Bien que le capteur soit extrêmement limité au niveau appréhension de l'espace, il sélectionne directement l'information utile au déplacements dans les milieux non hostiles.
- La transmission de l'information acquise au cerveau est aisée.
- Son coût est modique.
- Le poids est faible, l'encombrement relativement réduit bien que l'une des mains soit occupée.
- Le système est silencieux, l'espace sonore, source importante d'information, n'est pas perturbé.

La canne peut être identifiée à un profilomètre mécanique relevant en quelque sorte une ligne de coupe d'ouverture angulaire allant jusqu'à une ou deux dizaines de degrés, intersection du plan balayé par la canne et des obstacles à un mètre de l'aveugle à un centimètres environ au dessus du sol, avec une profondeur de champ d'une trentaine de centimètres.

Une présentation simple de l'un des profilomètres laser que nous développons consiste à le comparer à une canne spéciale aux propriétés suivantes :

- *La canne est extensible de 30cm à 30 mètres et s'ajuste automatiquement pour aller toucher l'obstacle le plus proche, elle indique la distance de cet obstacle avec une précision du pour-cent et une résolution angulaire pouvant descendre bien au dessous du degré.*

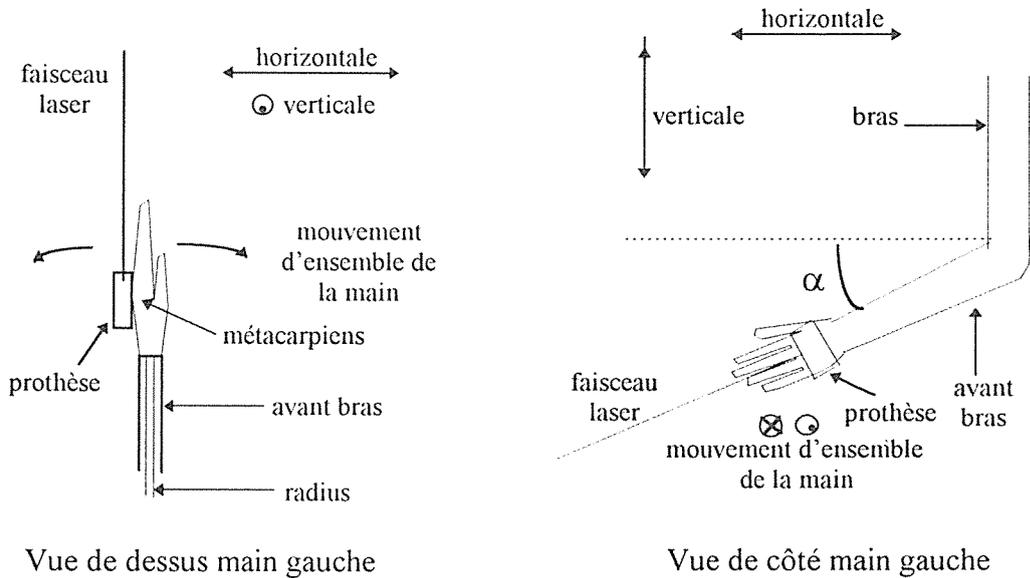
- *La mesure de la distance est sans cesse répétée au rythme de 50 mesures par seconde, lorsqu'elle est balayée, les variations continues de distance indiquées fournissent le profil de l'environnement.*
- *Elle n'a pas de poids et n'endommage pas l'environnement, on peut donc la balayer dans tous les sens sans inconvénient de n'importe quel angle.*
- *L'information obtenue étant plus riche, il est plus difficile de la transmettre au cerveau. Deux solutions sont envisagées : l'une par matrice de cellules tactiles, l'autre sonore.*
- *Si elle est commercialisée un jour, elle coûtera bien plus cher qu'une canne.*

Il s'est avéré (voir § I.D.3 et chapitre V) qu'un balayage ordonné du profilomètre était nécessaire. Une technique dérivée de celle de la canne semble adaptée. Nous profitons de ce paragraphe pour la décrire. Commençons par la description de la technique de la canne blanche extraite de la référence [RAY 91].

« Une technique efficace consiste à décrire avec le bout de la canne un arc de cercle égal à la largeur des épaules. Le balayage se produit à cinq millimètres du sol et est rythmé avec la marche, la canne est à gauche quand le pied droit avance. La pointe de la canne touche le sol à chaque extrémité de course et est synchronisée avec le claquement des talons. Le bras qui tient la canne est en avant, épaule avancée et coude plié à 90°, ce qui positionne la main à la hauteur de l'estomac, en face du sternum. Lorsque la canne n'est pas bien « alignée » sur la partie médiane du corps, la marche de l'aveugle dévie du côté où la canne est décalée. Le bras est l'élément stabilisateur car il détermine la position de la main dans l'espace. Le poignet est l'élément mobilisateur. Il réalise à lui seul le balayage. Il s'agit d'un mouvement dans le plan perpendiculaire aux deux os de l'avant bras (inclinaison cubitale). La paume ne regarde jamais le sol. Il faut veiller à ne pas bouger le bras entier et à ne pas incliner le tronc entier. La main est le second élément stabilisateur, elle tient fermement la canne, pouce vers le haut, index sur le côté. L'ensemble du mouvement de balayage se décompose donc en deux activités stabilisatrices, pour une action mobilisatrice. »

Le premier prototype de profilomètre se fixe sur la main gauche au dessus des métacarpiens entre le poignet et les phalanges qui restent libres. La technique de balayage est une variante avec extension de celle de la canne. Pour un plan de coupe incliné par rapport à l'horizontale on reprend quasi intégralement la technique ci-dessus aux différences suivantes près : il ne doit pas y avoir flexion du poignet dans le sens où la paume de la main se maintient dans le plan des deux os de l'avant bras, l'inclinaison de l'avant bras par rapport à l'horizontale détermine l'inclinaison du plan de coupe. Il n'y a plus le repère mécanique de la pointe de la canne qui touche le sol, l'inclinaison est cependant connue par deux moyens, la cinesthésie

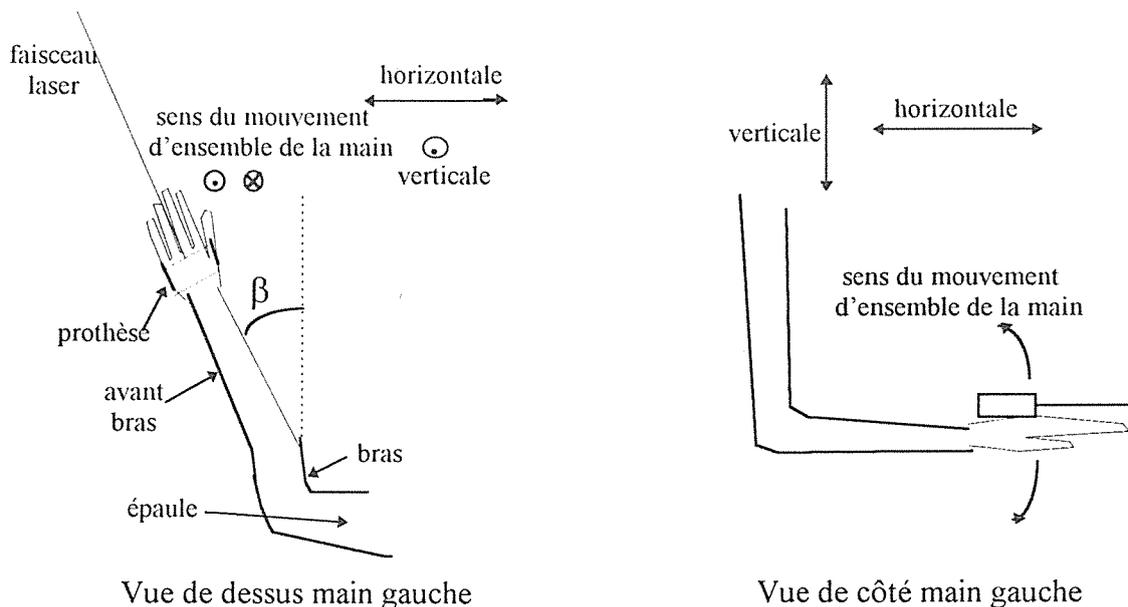
de l'avant bras si la discipline au niveau du poignet est respectée, et la distance au sol qui est constamment transmise au cerveau (figure I.4).



Vue de dessus main gauche

Vue de côté main gauche

Figure I.4 : Balayage incliné d'un angle fixe α par rapport au plan horizontal. Bras et avant bras sont toujours immobiles par rapport au corps durant le balayage. Le bras reste toujours le long du corps, le mouvement de l'avant bras vers le haut ou vers le bas (tout en restant en avant perpendiculaire à l'abdomen) modifie l'inclinaison du plan de coupe.



Vue de dessus main gauche

Vue de côté main gauche

Figure I.5 : Balayage vertical incliné d'un angle β par rapport à l'avant du corps. L'avant bras est horizontal, la paume de la main vers le bas. Le principe du mouvement est le même que pour le balayage horizontal.

Le profilomètre peut également être balayé verticalement. Pour un plan de coupe vertical dirigé vers l'avant, on effectue une rotation d'un quart de tour du poignet et on reprend le mouvement de flexion extension du poignet de bas en haut ou de haut en bas (au lieu de droite à gauche) (figure 1.5). Lorsque le plan vertical d'exploration doit être dévié vers la droite ou la gauche, l'avant bras est rapproché ou écarté par rapport à l'abdomen. Cette première technique est susceptible d'être revue ultérieurement. Le chapitre V détaillera sa pratique dans des contextes précis.

C.2.b - Le chien dressé

C'est une aide efficace pour le contournage des obstacles et les déplacements en ville. Au dressage le chien détecte également les barres en hauteur, vu la rare sollicitation en pratique, cette aptitude se perd généralement. La demande est supérieure à l'offre. Le dressage est une opération longue et complexe ne pouvant se faire en grande série. Un dresseur doit faire de l'ordre du millier de kilomètres à pieds pour un chien. Le chien guide convient mal aux enfants qui ont de la peine à s'imposer dans la mesure où leur relation avec le chien est plus ludique que fonctionnelle. Il faut une forme physique minimale pour maîtriser correctement cette aide. Le chien est plus fiable lors des déplacements que les autres moyens de compensation ce qui permet de relâcher la vigilance et diminuer le stress.

C.2.c - Les détecteurs de distance à ultrasons [BRA 82], [RAY 91], [EAS 92].

Ils constituent toujours un domaine actif de recherche. La mesure de distance se fait par mesure du temps de trajet d'une onde ultrasonore renvoyée par un obstacle. Le temps d'acquisition est de l'ordre de la seconde, la résolution angulaire ne descend guère en dessous de 10°. Il existe de nombreux appareils destinés aux non-voyants basés sur ce principe, nous ne citerons que les plus connus. Le Mowat Sensor a la forme d'un boîtier rectangulaire se tenant à la main, il émet des ultrasons suivant un faisceau de 15° de large par 30° de haut. Il fournit un signal tactile vibratoire dans la main correspondant à des obstacles situés à moins d'un mètre ou entre un et quatre mètres. Il s'utilise avec la canne longue. Les deux mains sont alors occupées. Basé sur le même principe le « Nottingham obstacle détecteur » a une portée entre 50cm et 2,4m et découpe l'intervalle de distance en 8 tranches de 30 cm correspondant à huit notes d'une sortie sonore. Le sonic-guide se présente sous la forme d'une paire de lunettes comportant un émetteur large champ (60-90°) et deux récepteurs de part et d'autre, leurs signaux vont respectivement dans l'oreille droite et l'oreille gauche. Il permet de connaître la direction de l'obstacle ainsi que sa distance. Sa position sur la tête ne permet pas de traiter les obstacles proches et il est donc associé à la canne longue. Il est inefficace pour les trous, les escaliers à descendre ou tout obstacle n'atteignant pas au minimum 30 à 40 cm de haut.

La controverse sur ces systèmes prend plusieurs formes. La voie sonore est reconnue pour sa grande capacité de transmission de l'information, mais masque les informations auditives extérieures; Le fait que le sonic-guide offre une information plus détaillée que les autres systèmes lui vaut le reproche de mener à des confusions. L'utilisation de cette aide par des nourrissons et des enfants de moins de 10 ans a cependant été montrée [AIT 83]. Concernant l'option sonore ou tactile il y a partage des opinions. La personnalité de l'individu influe certainement beaucoup dans l'adoption ou non de cette aide. La limitation essentielle des capteurs à ultrasons provient de leur manque de résolution angulaire ne pouvant être guère meilleure que 10°. Ceci ne permet pas de dégager la forme d'un objet, ni le changement de perspective au cours du temps lors du mouvement de l'observateur ou de l'objet [EAS 92]. On leur reproche aussi le signalement d'obstacle dans l'axe de marche alors que ceux-ci sont légèrement latéraux et que le passage est donc possible. Le problème le plus crucial est celui de la réflexion ultrasonore. Quand un plan est attaqué sous plus de 40°, il n'y a pratiquement pas de signal renvoyé vers l'émetteur. Parfois les réflexions multiples mènent à des signaux erronés [JAR 83].

C.2.d - La canne laser

Contrairement à ce que pourrait laisser supposer la dénomination, elle n'a que très peu de choses en commun avec l'approche ici présentée. L'invention date de 1961 [BEN 61], c'est un système optique actif effectuant une triangulation en tout ou rien à base d'une ou deux cellules photoréceptrices ou de faisceaux coïncidants. Les sources à incandescences «choppées» initiales ont été ultérieurement remplacés par des lasers. Le système est incorporé dans une canne longue. La portée contient deux barrière de détection à 1,5 m et 3,6 m au devant du bout de la canne. La version Suédoise est à un seul rayon. La version complète comporte trois rayons, un horizontal, un à 45° vers le haut en avant, le troisième à 45) en avant vers le bas. L'utilisateur reçoit trois signaux sonores : aigu pour le rayon supérieur, médium pour le rayon médian, grave pour le rayon inférieur. Le système est sensible aux trottoirs. Son poids est de 750g pour la version complète, 250g pour la version à un rayon. L'apprentissage est réputé complexe, il n'y a pas d'informations sur la réflectivité du milieu. Le nombre d'utilisateurs est très réduit, est-ce à cause de son coût, de son poids, de la difficulté d'apprentissage?

C.2.e - La rugosité des sols

Cette source naturelle d'information est par exemple mise à profit en utilisant un revêtement spécial pour indiquer le bord du quai dans les stations de métro.

C.2.f - Localisateurs divers

Ils sont essentiellement basés sur les signaux sonores : une puce placée sur un objet répond par un "beep" lorsqu'elle est appelée par une télécommande, afin de localiser les objets souvent

déplacés ; signaux sonores pour les feux rouges ; expériences citadines sur des panneaux d'indications répondant de manière sonore à une demande par télécommande etc.

C.2.g - Brevets divers

Les traces de ces systèmes ont été retrouvées lors de recherches bibliographiques sur les brevets dans le domaine. Il n'ont pas donné lieu à notre connaissance à des commercialisations, ni à des rapports d'évaluation des prototypes.

[WOL 75] : Système de télémétrie optique active à coïncidence de faisceaux multiples. Le procédé de détermination de la distance semble faire appel à une démarche complexe au niveau géométrique, il n'est pas fait mention de procédés de transmission de l'information au cerveau.

[GUI 76] : Système de la même famille que [WOL 75].

[KOL 87] : Il s'agit d'une variante de la canne laser avec des dispositions différentes des faisceaux.

[ROB 72] : Système basé sur le principe de la caméra à balayage à une cellule détectrice. Les parties tournantes sont importantes pour un système destiné à être porté sur la tête. Il ne résout pas les problèmes rencontrés en T.V.S. (voir § C.3.b) au niveau de l'interface avec le cerveau.

[STA 89] : Le système est passif et estime les distances par analyse des gradients d'intensité lumineuse. Les récepteurs sont des séries de quatre photodiodes disposées au sommet d'un carré. La distance est donnée par un circuit analogique simple en temps réel. Elle est convertie en fréquence sonore, la distance minimale est de 50 cm. Il n'est pas fait mention de la portée maximale, ni de la résolution angulaire ou spatiale (qui dépend sans doute des conditions d'éclairage). Il n'est pas sensible aux surfaces uniformes (murs) dont seulement les coins sont détectés. Les formes sphériques ne sont pas distinguées des formes rectangulaires d'après les relevés présentés.

Le traitement réservé par les non-voyants aux prothèses n'est guère encourageant. Les capteurs ultrasonores sont l'objet de nombreuses critiques, peu font remarquer que les utilisateurs de ces systèmes sont beaucoup moins crispés dans leurs déplacements que les autres. S'agit-il d'un rapport gain d'information, difficulté d'utilisation, perturbation, prix défavorable ? Ou bien l'attente que la technique pallie, comme peut le faire le chien guide, aux erreurs du manipulateur ?

C.3 - Recherches en cours

C.3.a - Implants d'électrodes dans le cortex visuel

Il s'agirait à long terme de développer une mini caméra vidéo reliée à de petites électrodes implantées dans le cortex visuel. L'implantation de 38 micro-électrodes a été réalisée, dont 34 ont répondu permettant de voir de petites tâches dont la couleur dépend de l'intensité de la

ont répondu permettant de voir de petites taches dont la couleur dépend de l'intensité de la décharge. L'expérience a été interrompue suite à l'instabilité mécanique des électrodes. L'implantation de 250 électrodes est l'étape suivante envisagée. Le programme de recherche bénéficie de 10 millions de dollars sur 20 ans. Il sert également à la recherche fondamentale sur le cerveau. Des brevets ont cependant été déposés [STO 79].

C.3.b - T.V.S. (Tactile Vision Substitution)

Le principe de base consiste à convertir une image optique bidimensionnelle acquise par caméra en une image tactile sur la peau. Les premières traces de cette démarche remontent à la fin du 19^{ème} siècle. Noiszewski en 1897 avait construit un récepteur optique à une voie à cellule de Sélénium et conçu une interface thermotactile multivoies; Il avait également envisagé le couplage d'une matrice de cellules photosensibles en parallèle avec une matrice tactile activée par des solénoïdes [COL 73]. En 1943 un système à caméra interfacé sur une matrice de cellules électrotactiles annulaires a été breveté [SEL 43]. Des programmes importants de recherche se sont succédés dans les années 60 soutenus par la NASA notamment. Plusieurs prototypes ont été construits dans les années 70 : [COL 69], [COL 70], [WHI 70]. On n'a pas retrouvé de signes importants de poursuite d'activité de cette voie durant ces dix dernières années.

La prothèse présentée poursuit par une voie différente les mêmes objectifs que la T.V.S. dans la mesure où l'on travaille avec une résolution à ambition « optique ». On va tâcher de retracer brièvement les phénomènes mis en évidence et les difficultés rencontrées par cette démarche afin d'en tirer des enseignements pour nos objectifs.

Un prototype constitué de 400 cellules vibrotactiles, placées sur le dos d'un « siège de dentiste » et connecté avec une caméra vidéo est reporté dans les années 70 : [WHI 70], [COL 70], [COL 73]. Le prototype le plus complet dont on a trouvé trace est de 1024 cellules électrotactiles [SAU 83] et est portable au prix d'un encombrement certain.

Les deux niveaux de gris disponibles obligent à travailler dans des espaces aménagés où tout est soit peint en noir, soit peint en blanc. Les multiples subtilités de contraste d'une situation réelle rendent impossible la détermination d'un seuil adéquat.

Il est rapidement apparu au cours des expériences que le balayage de la caméra effectué par le porteur de la prothèse était essentiel pour une reconnaissance correcte des figures de base proposées : croix, cercles, triangles etc.

La reconnaissance est apparue comme largement basée sur le déplacement des contours de l'image [BAC 83]. Le mouvement de la figure sur l'interface tactile améliore donc l'acuité de

la reconnaissance, à condition que ce soit la même personne qui sente la sensation et effectue le mouvement [WHI 70].

Ceci montre d'une part l'importance des phénomènes proprioceptifs, d'autre part le rôle de la dynamique du signal tactile.*

A partir d'un certain nombre d'heures d'entraînement, il n'y a plus sensation et analyse des cellules tactiles mais acquisition mentale directe de la forme. Ce phénomène est courant dans les systèmes de substitution sensorielle. En lecture du Braille par exemple, la lettre parvient directement au cerveau sans décomposition de la matrice de points. On arrive même à reproduire certaines illusions visuelles de manière tactile [MAR 83].

Ce phénomène peut être considéré comme un critère d'adéquation du mode de présentation de l'information aux structures cérébrales. Le débit temporel avec lequel l'information peut se transmettre mesure la qualité du codage. On a vu par exemple au C.I.e que la présentation tactile d'une lettre en « noir » est moins efficace qu'en « Braille ».

la résolution spatiale de la peau, la surface minimale des électrodes n'a semble-t-il pas permis d'aller au delà de 1024 cellules ce qui s'avère insuffisant dans un lieu non aménagé. A résolution spatiale égale, de nombreux points communs ont été mis en évidence entre le toucher et la vue [LOO 81a], [LOO 82] ayant mené à des hypothèses de similarités fonctionnelles communes pour la perception des formes. Plus récemment des contre exemples ont été mis en évidence [LOO 93] et les hypothèses revues. Il a été remarqué que la peau à une réponse plus rapide que l'oeil. La « fréquence de fusion » pour l'oeil est de 100 Hz contre 400 Hz pour la peau [COL 73]. En fait la fréquence de fusion de l'oeil dépend des conditions d'éclairement et de la région de l'oeil, elle varie généralement entre 5 et 50 Hz [GRE 77]. Au niveau tactile, nous ferons nos propres mesures dans notre contexte expérimental. Dans un même ordre d'idée, la durée minimale d'une cassure détectable dans une stimulation continue est de 3 ms pour l'oreille, 10 ms pour la peau et 30 ms pour l'oeil [BAC 83].

L'espacement entre deux cellules tactiles discernables est entre 2 et 10 mm suivant l'endroit où elles sont placées sur le corps. Sur 4000 cm² de surface sur le tronc sont disponible 10000 points, excités à 400 Hz cela donne 4 MHz de débit d'information comparables à la fovéa de 34000 cônes à 100 Hz [COL 70], [BAC 83]. La signification de ce type de comparaison est très discutable, le champ de la fovéa n'est que de 3 à 4 degrés, il n'est pas tenu compte de ses 200 échelons de couleur et de la grande dynamique en intensité du signal qui sont essentiels dans l'acquisition de l'information. De telles extrapolations n'ont pas donné lieu à des preuves

expérimentales. Il est fort probable qu'elles auraient eues à faire face à des phénomènes secondaires simples tel l'échauffement de la peau. Une cellule vibrotactile dissipe de 10 à 50 mW sur la peau, ce qui pour le prototype de 400 cellules a déjà posé des problèmes d'élévation de la température. Pour les cellules électrotactiles des sensations ont été reportées pour des niveaux de 50 microWatts. Il demeure qu'une sensation bien maîtrisée (voir chapitre IV) dissipe quelques mW, ce qui est prohibitif pour 10000 cellules.

La technique électrotactile permet par modulation des trains d'impulsions électriques de dégager une échelle de sensation pouvant servir à transmettre les niveaux de gris. Cependant il faut un laps de temps assez élevé (plusieurs dixièmes de seconde) pour transmettre le niveau de sensation. Il est difficile d'analyser tactilement l'amplitude d'une sensation très courte.

L'acquisition d'une image bidimensionnelle de faible résolution est très pauvre en informations sur le relief; Il a été tenté d'utiliser l'effet cinétique de profondeur, qui consiste en fait à regarder l'objet sous plusieurs faces pour apprécier le relief [JAN 83], [EAS 92]. Des résultats n'ont été obtenus que dans des contextes artificiels très simplifiés. Le système perd rapidement toute efficacité en cas d'environnement complexe; Il est considéré comme inefficace dans le cadre de l'aide aux déplacements [ADJ 92], [KAC 91].

Pour remédier aux problèmes d'encombrement, il est proposé d'effectuer un prétraitement de l'image : contour des objets, relèvement des contrastes [ADJ 92], segmentation d'image [PUN 82]. Ceci suppose cependant de disposer d'un ordinateur puissant portable afin d'effectuer rapidement ces opérations. le temps réel semble difficile. Il a été également tenté d'explorer l'image par morceaux [KAC 85] à l'aide d'un zoom. L'opération est très lente. Les expériences de T.V.S. ont sinon contribué à l'étude de la plasticité cérébrale.

Notons qu'il y a eu certaines approches faites pour transmettre des graphiques de manière sonore. cela sera évoqué lors du chapitre III.

Ces recherches ont montré la relative haute capacité de la peau à la transmission d'information. Elle reste cependant en pratique très inférieure à la rétine au niveau du parallélisme et de la dynamique, mais plus performante au niveau séquentiel. L'imagerie bidimensionnelle imitant la vue ne semble pas être la forme d'information adéquate à ce sens de substitution dans le cadre de l'acquisition de l'information tridimensionnelle nécessaire aux déplacements dans un lieu non aménagé.

Il s'agira ici d'acquérir l'information par lignes de coupes donnant directement le relief et à travailler à faible niveau de parallélisme, haut débit séquentiel et haut niveau dynamique par un effet de codage fréquentiel (pour la voie sonore) ou spatial (pour la voie tactile).

D - Principe général du nouveau type de prothèse envisagé

Le principe général est présenté dans l'introduction. On insiste dans ce paragraphe sur les difficultés, les inconnues, les contraintes et les précautions à prendre au niveau de l'approche globale faite sans entrer dans les problèmes et solutions techniques qui feront l'objet des chapitres II, III et IV.

D.1 - Objectifs et démarche pour l'ensemble de la prothèse

D.1.a - Principales étapes

Les périodes les plus actives de recherche se sont situées à la fin des deux guerres mondiales. L'activité dans ce domaine est actuellement relativement faible si l'on se réfère aux brevets et publications sur le sujet nombreux jusqu'en 1970 puis nettement plus rares depuis, donc peu de nouvelles approches ayant donné lieu à des prototypes depuis 25 ans. Au niveau de l'optique il y a eu pendant cette période l'avènement de la télémétrie laser offrant de nouvelles possibilités d'exploration de l'espace. La particularité de la télémétrie laser est de pouvoir faire une mesure de distance de l'obstacle le plus proche dans la ligne de visée de très haute résolution angulaire. Celle-ci peut descendre à la valeur de la divergence du faisceau laser, c'est à dire atteindre le centième de degré. La répétition de la mesure dans des directions voisines dégage un profil. Les techniques de télémétrie et profilométrie laser sont utilisées dans des contextes très divers en robotique, en géodésie, et dans le cadre d'applications militaires liées à l'identification de cibles. Les profilomètres sont couplés à des ordinateurs interprétant les données. La qualité des profils obtenus est « optique » et l'accès aux trois dimensions de l'espace est séquentiel.

Un compromis de profilométrie laser à usage des non-voyants serait-il possible ? Les données profilométriques seront-elles transmissibles, traitables et interprétables par le cerveau de manière efficace ?

On peut sommairement sous-diviser le problème en la série de questions suivantes en n'oubliant pas leur étroite interdépendance.

Première question

Un système de profilométrie laser à faible coût; léger et robuste peut-il s'adapter aux besoins prioritaires des non-voyants dans le cadre des déplacements et de l'identification de l'environnement ? Peut-il facilement sélectionner l'information primordiale ?

Deuxième question

Un transducteur fiable et léger apte à transmettre l'intégralité de l'information acquise par le profilomètre au sens de substitution est-il concevable ?

Troisième question

L'information issue du profilomètre est - elle codable dans sa totalité afin d'être adaptée : au transducteur qui la transmettra au sens de substitution, à son acquisition par le sens de substitution, à sa transmission au cerveau, à la réorganisation cérébrale pour son interprétation ? Pourra -t - il y avoir communication directe entre le sens de substitution et le cerveau sans passer par l'analyse de la sensation ?

Quatrième question

Le système peut-il fonctionner de manière fiable dans sa totalité dans le cadre d'un système portable léger ? Sera-t-il effectivement interactif en temps réel à l'échelle des événements quotidiens ? Sera-t-il facilement supporté sur le plan physique ? Donnera-t-il lieu à un processus d'apprentissage suffisamment simple ? Entraînera-t-il une fatigue psychique supportable ? Pourra-t-il à terme s'utiliser de manière quasi-inconsciente ?

Cinquième question

La prothèse répondra-t-elle aux attentes ? Pourra-t-elle être couramment utilisée par les non-voyants ? Ses limites pourront-elles être clairement définies et apprises afin de ne pas devenir un instrument dangereux ? Pourra-t-elle trouver une place stable parmi les procédés de compensation courants de la cécité ?

La prothèse sera -t- elle acceptée par un nombre important de non-voyants ?

D.1.b Démarche adoptée

L'orientation de ce premier travail sur la question ne consiste pas à approfondir, ni à optimiser une partie isolée de la prothèse. Il ne s'agit pas non plus de rechercher de manière théorique les différentes démarches globales possibles. Le but est de mener avec support expérimental, le plus rapidement possible, une approche complète, si possible raisonnable. Les premiers prototypes montés ont pour rôle d'évaluer la validité de l'idée de base dans sa totalité, de mettre en évidence les étapes critiques sur lesquelles il faudra concentrer les efforts, et de permettre un réajustement, en connaissance de cause expérimentale, des directions prises.

Les contraintes matérielles objectives du non-voyant sont prises en compte. Il est également fait un effort pour intégrer les aspects d'ordre psychologiques et sociaux, bien que très fluctuants d'une personne à l'autre. Ce dernier point restera assez théorique tant que le système n'aura pas atteint un certain degré de fiabilité. En effet la mise au point technique ne peut se faire que sur ceux qui fabriquent le prototype. Les tests sur non-voyants seront déjà assez éprouvants sur le plan psychologique sans rajouter une insécurité technique et de constants réajustements..

Nous tâcherons ici d'apporter des réponses aux quatre premières questions. Les interactions entre les aspects optiques et neurophysiologiques comportent de nombreuses inconnues. Afin d'atténuer les conséquences des effets imprévus, qui ne manqueront pas d'intervenir lors de l'assemblage des différentes parties, on recherchera lors de la conception de chaque partie séparée le maximum « d'élasticité ». Le capteur optique, l'interface sonore ou tactile, le codage de l'information devront être le plus malléable possible. Ils devront pouvoir donner lieu à des modifications rapides et de nombreuses variantes, ne serait - ce que pour tenir compte de la grande diversité des non-voyants.

D.2 Inconnues sur l'information à acquérir

Les inconnues portent à la fois sur le type d'information à extraire de l'environnement, sur la façon de l'acquérir et sous sa forme de présentation pour un débit efficace.

La solution dans notre « référentiel humain » est la vue, mais celle ci étant artificiellement non imitable, il faut trouver des sous-solutions. On est particulièrement dépourvu quand il s'agit de définir l'information minimale nécessaire pour effectuer par exemple un déplacement donné dans un environnement fluctuant. L'inconnue augmente encore quand il s'agit d'une plus ample diversité d'actions dans un environnement non déterminé. C'est en quelque sorte la difficulté majeure devant laquelle on se place quand on cherche à effectuer du traitement d'image pour en extraire l'information utile au non-voyant. Une façon d'éviter cet écueil est de partir d'un procédé technique d'acquisition de l'environnement et de laisser le cerveau se charger du tri et du traitement des informations. C'est la démarche adoptée ici. L'efficacité finale dépendra beaucoup du mode de présentation de l'information. A titre d'exemple, voyons le cas de la transmission de l'écriture. L'information est définie : ce sont les caractères, son acquisition également : la technique des points saillants. Deux modes de présentation ont été développées le Braille (voir § C.1.a) et l'Optacon (voir § C.1.e). Le Braille (1860) peut transmettre 20 caractères par seconde (codés sur 6 points) soit un débit de 120 bits par

seconde. L'Optacon (1970) transmet en moyenne 3 à 4 caractères par seconde (codés sur 144 points en noir*), soit un débit d'environ 500 bits/s. Il y a quatre fois plus d'information débitée que pour le Braille par seconde. La forme de celle-ci est moins bien adaptée au sens de substitution, ce qui fait qu'elle est finalement six fois moins efficace, car c'est finalement le nombre de caractères lus par seconde qui compte.

Le problème de l'autonomie des déplacements est plus compliqué que la lecture car l'information nécessaire n'est pas définie. De quoi a-t-on besoin pour se déplacer ou reconnaître sa position dans le cas général ? Le critère final d'efficacité d'une solution est simple, il peut se résumer au taux de diffusion final du système. Avant d'avoir les moyens d'en arriver là, il faut des critères intermédiaires d'évaluation d'une démarche à ses débuts. Le débit d'information en bits/s tel qu'il a été explicité pour le Braille et l'Optacon est une mesure de la sophistication de l'appareil, pas forcément de son efficacité pour une action donnée. Notons que l'Optacon permet d'accéder à des images graphiques, chose non disponible dans l'alphabet Braille. On ajoutera comme critères complémentaires :

- l'inventaire des actions rendues possible
- l'analyse de leur utilité
- la facilité de leur exécution
- l'accessibilité de la prothèse (coût, encombrement).

Effectuons rapidement une évaluation du débit d'information des principales aides au déplacement vues au § C.

Canne longue : Le balayage au ras du sol, au rythme du pas (soit 60° balayés par seconde), avec une résolution cinesthésique d'environ un degré, détectant la présence ou non d'un obstacle heurtant la canne donne 6 bits/s d'information. Lorsque la canne frappe le sol à chaque balayage, on peut discerner une cinquantaine de textures différentes ce qui fait 6 bits de plus, soit en tout 12 bits par seconde. Si on frotte un obstacle avec la canne (palpation à distance) le débit d'information devient beaucoup plus élevé, mais ce n'est pas son rôle habituel durant la marche. Le débit d'information est très faible, mais compensé par la sélection de l'information primordiale. Il n'y a pas d'encombrement cérébral.

Nottingham obstacle détecteur : Etant donné les 25° de résolution angulaire, le balayage dans un cône de 60° peut se réduire à 4 bits d'information (4 intervalles verticaux et 4 horizontaux), l'échelle des distances est sur trois bits, si le système peut s'amorcer deux à trois fois par seconde, cela fait du 20 bits/s.

T.V.S. : Considérons le prototype à 1024 électrodes, on n'a pas trouvé sur ce système de report précis des temps de rafraîchissement des électrodes, ni des temps d'acquisition d'images types. Sur le prototype à 400 électrodes, après entraînement reconnaître une lettre prenait environ 10 secondes. Cela fait une exploitation de l'image à $400/10 = 40$ bits par seconde. Si on considère les 1024 électrodes activées à 10 Hz, sans considérer l'information effectivement acquise on arrive à 10 kbits /s.

Vision normale binoculaire : On a 400000 points images pour un oeil (soit $4 \cdot 10^5$ bits). L'échelle des visions des couleurs est à environ 200 niveaux [GRE 77], (soit 8 bits), l'échelle des contrastes est très variable suivant le niveau de luminosité, prenons arbitrairement une valeur de 500 (9bits). Pour le relief à 20 cm (vision minimale distincte) l'angle des images entre les deux yeux fait environ 15° , la résolution angulaire moyenne étant de $1/30^\circ$ de degré (entre la fovéa et le champ périphérique) on a 15×30 données en échelle de relief (soit 9 bits). A raison de 30 images par seconde le total est de $4 \cdot 10^5 \times (9+9+8) \times 30$ soit 300 Mbits/s.

Image vidéo : Prenons une résolution médiocre 300×300 pixels en noir et blanc avec 500 niveaux de gris (9bits), à 25 images par seconde on obtient 20 Mbits/s.

Vision monoculaire de $1/10^\circ$ en noir et blanc avec contraste réduit : Prenons 4000 points sur 16 niveaux de gris (4bits), à 25 images par seconde on a 400 kbits/s.

Vision monoculaire $1/50^{\text{ème}}$: Prenons 160 points, 4 niveaux de gris (2bits), 5 images par seconde soit 1,6kbits/s.

Pour évaluer une forme de vision il faut autant prendre en compte le récepteur (oeil) que le cerveau qui traite les données. Pour les basses visions, il existe depuis une dizaine d'années une rééducation dite « vision fonctionnelle » qui consiste à modifier les stratégies cérébrales d'analyse des données pour exploiter au mieux le reliquat visuel [GRI 93].

On évaluera au chapitre V le débit de la prothèse en bits/s. Bien que cette information isolée aie peu de valeur, elle peut servir à mieux quantifier les possibilités et limites du transcodage effectué de l'information, le dosage série ou parallèle de la présentation de l'information. Le code devra être efficace aussi bien pour l'interprétation que pour la création de routines cérébrales inconscientes permettant d'assimiler les données tout en pouvant penser à autre chose.

D.3 - Simulation partielle du fonctionnement

Dans le schéma de substitution sensorielle présenté au B.1 nous tablons sur un profilomètre laser en tant que capteur sélectif de l'information. Il va s'agir ici de vérifier dans un premier temps si l'information acquise par un profilomètre (en supposant que celui soit réalisable) de portée de quelques dizaines de mètres, de résolution angulaire variable, de résolution spatiale de l'ordre du pour-cent, est suffisamment complète pour constituer une aide efficace aux déplacements. Nous présentons pour cela la simulation suivante : les lignes de coupe sont tracées par un faisceau laser rouge balayé, une personne voyante, placée dans la totale obscurité, ne verra que les lignes de coupe, sa vision binoculaire du relief lui permettra d'apprécier la profondeur des lignes.

La personne doit pouvoir se mouvoir à l'aide de ces seules lignes dans un environnement complexe. Nous allons présenter une série d'essais. Le balayage test du faisceau laser est manuel par mouvement d'un pointeur laser fixé sur les métacarpiens à la position prévue de la prothèse. Ces tests vont également permettre de déterminer rapidement les routines de balayage en fonction des objectifs, du type d'environnement et de son niveau de connaissance préalable. Les mouvements utilisés pour le balayage ainsi que les plans de coupe correspondant sont ceux détaillés au § C.2.a (p. 44). Dérivés de la technique de la canne blanche, ils se sont imposés lors des premiers essais sur le prototype complet. Dans cette simulation, la connaissance visuelle de la direction de pointage, au lieu d'une connaissance cinesthésique, permet de balayer sans aucune discipline, sans préjudice au niveau de l'acquisition des données. On maintiendra cependant la technique correcte des mouvements afin d'éviter de faire appel à des plans de coupe difficiles à acquérir par cinesthésie.

D.3.a - Tests à résolution angulaire visuelle

Les lignes de coupe sont appréciées avec la résolution de l'oeil, ce qui correspond à une résolution angulaire d'environ $1/60^{\text{ème}}$ de degré. La résolution angulaire d'un profilomètre laser peut descendre à la valeur de la divergence de son faisceau collimaté, pour un à deux millimètres de diamètre de faisceau, cela donne quelques dixièmes de milliradian (un milliradian vaut $1/180^{\text{ème}}$ de degré). Cet ordre de grandeur pour la résolution n'est donc pas utopique. Au niveau perception du relief on verra que le profilomètre mise sur des ambitions de résolution proches de celles de la vision binoculaire.

Dans les premières minutes d'essais, il y a eu des problèmes de perception du relief pour un point lumineux isolé (spécialement dans le champ latéral), ainsi que dans une moindre mesure pour les lignes. La binocularité n'apporte qu'une partie de la perception du relief, et il a fallu s'entraîner à travailler en binoculaire pur. Au bout d'une quinzaine de minutes, la perception

du relief est devenue suffisamment bonne pour commencer à utiliser les lignes de coupes pour se déplacer. Les tests se sont faits dans de grandes salles mélangeant tables et chaises de différentes hauteurs, tabourets éparpillés, couloirs étroits de passage, chariots divers etc.

Une discipline s'est tout de suite imposée dans les plans de coupe à explorer sous peine de se heurter latéralement surtout aux coins et bords de tables. Un balayage dans un champ de 60° , incliné d'environ $\alpha = 15^\circ$ (notations de la figure I.4, p. 44) par rapport à l'horizontale touche le sol à trois mètres environ (si le poignet est à un mètre de haut) et est efficace pour la détection des pieds de tables ou tabourets. Une série de balayages en faisant varier l'inclinaison de ce plan de coupe entre 20° et l'horizontale, est efficace pour détecter la forme des couloirs jusqu'à une quinzaine de mètres en avant.

En avancée dans un couloir de passage un balayage vertical incliné de $\beta = 30^\circ$ (notations de la figure I.5 p.45) vers la gauche ou la droite est utile pour identifier le rebord des tables (épaisseur, hauteur, encombrement éventuel de la table) et se repositionner.

Un balayage vertical vers l'avant ($\beta = 0^\circ$) sert à s'assurer qu'il n'y a pas un obstacle au sol ou en hauteur sur le trajet. Le dosage optimal entre ces divers types de balayage dépend à tout moment de la position, des données obtenues, des hypothèses faites sur ce qui vient, du niveau de connaissance des lieux, et des objectifs.

Lorsqu'il n'y a rien de détecté à trois ou quatre mètres et que l'on n'envisage pas de changer de direction, le balayage à $\alpha = 15^\circ$ est suffisant alterné à 10% du temps avec un balayage en vertical en avant pour détecter les obstacles en hauteur.

Près d'une table il faut rajouter des balayages verticaux à $\beta = 30^\circ$ car le balayage à $\alpha = 15^\circ$ peut passer sous la table et ne pas toujours rencontrer un pied ou trop tard. Après 30 minutes d'entraînement (nécessaires pour commencer à faire confiance aux lignes de coupe) les déplacements et décisions de trajectoires ont pris un rythme ordinaire de marche.

Pour la recherche d'objets au sol il faut faire plusieurs balayages horizontaux et verticaux en faisant varier l'angle pour que le spot du faisceau laser passe sur toute la zone de présence hypothétique. Une fois l'objet détecté, on intensifie les balayages à son voisinage pour relever sa forme.

Pour la recherche d'une porte fermée il faut se fier au cadre de la porte qui n'est pas toujours détectable à grande distance si le cadre est peu épais, s'il y a un renforcement cela devient facile.

D.3.b - Tests à résolution angulaire réduite

Pour des raisons de compromis techniques qui seront vues ultérieurement la résolution angulaire du profilomètre peut être amenée à être réduite à 0.1° ; 0.5° ; 1° ou encore 2° . Pour simuler grossièrement une telle situation, on baisse l'acuité visuelle par le port de lunettes diffusantes. L'épaisseur du matériau diffusant placé sur les lunettes est ajusté sur un test de séparation d'une mire de Foucault* de contraste maximum (le test dépend des conditions de luminosité car les lunettes deviennent assez absorbantes) de façon à faire baisser la résolution à la valeur voulue. L'ajustement de la résolution angulaire latérale est fait. Pour la vision, la chute de la résolution se répercute sur l'acuité de la perception du relief (voir chapitre II §A.4.b). Par contre, pour le profilomètre, la diminution de la résolution angulaire n'affecte pas la résolution en profondeur (voir chapitre II § A.5.b). La reprise des mêmes tests n'a pas vraiment souffert, dans le cadre des déplacements, jusqu'à 1° , par contre les identifications d'objets à grande distance ont été beaucoup plus difficiles. A 2° il faut uniquement se fier à l'information distante de moins de quatre mètres, les prévisions 10 ou 20 mètres en avant ne sont plus fiables.

D.3.c - Discussion du test

On ne multipliera pas ici les exemples et les situations particulières (ce sera fait au chapitre V dans le cadre de comparaisons avec les prototypes). Ces deux exemples d'objectifs : traversée d'une pièce aléatoirement encombrée et recherche d'objets au sol, ont montrés que l'on peut se déplacer avec une efficacité honorable et faire des prévisions une dizaine de mètres à l'avance, bien que l'information soit très réduite par rapport à celle visuelle. On a donc là un argument pour dire que l'information composée de lignes de coupe est une information efficace pour les déplacements.

L'identification d'un objet demande davantage de temps car il faut balayer un grand nombre de lignes de coupe voisines.

Les lignes de coupe obliques ou autres essayées n'ont pas présenté d'apport supplémentaire d'informations par rapport aux coupes précédemment décrites, il n'y a donc pas de raisons de les introduire.

Bien entendu cette simulation a de nombreuses limites, la plus importante est certainement qu'elle ignore tout l'aspect neurophysiologique, le système visuel utilisé étant surdimensionné par rapport à la voie tactile ou sonore projetée pour le transfert de l'information.

D.4 Conclusion sur les orientations

On a tenté de situer la démarche profilométrique entreprise dans le contexte global de la cécité en cherchant à tenir compte de l'ensemble des facteurs que leur nature soit scientifique ou non.

Il s'agit d'être informé de la difficulté à trouver une issue positive à l'ensemble du problème, de ne pas oublier que le but est d'améliorer les conditions de vie au quotidien des non-voyants. Les données figurant dans ce chapitre doivent servir à éviter les voies techniquement attrayantes pour elles-mêmes dérivant des objectifs primordiaux.

Le trop grand nombre de paramètres et d'inconnues rendent une réflexion théorique globale efficace difficilement concevable. Comme l'a précisé l'avant propos, ces orientations ne sont pas des préliminaires théoriques, mais la façon dont le problème est perçu au stade actuel des essais.

CHAPITRE II

LE PROFILOMETRE LASER

A - Elaboration de la solution profilométrique

A.1 - Etat de l'art de la vision tridimensionnelle

La figure II-1 reprend un schéma extrait de la référence [NIT 88]. Le schéma est complété par la technique des gradients d'intensité [STA 89] postérieure à cette revue. Nous discuterons brièvement l'opportunité éventuelle de ces techniques dans le contexte de la cécité.

Mesures indirectes utilisant une source ponctuelle d'éclairage

La compétition avec la lumière du jour est un obstacle important pour ces techniques, il n'est cependant pas fondamental dans la mesure où on peut utiliser une lumière modulée en intensité, ou une lumière monochromatique qui sera ultérieurement filtrée.

Technique des ombres : Il faut une source ponctuelle de lumière divergente et une caméra décalée par rapport à la source. L'acquisition de l'image à la fois de l'objet et de son ombre permet de remonter à la distance. Ceci suppose la vision simultanée de l'objet et de l'ombre dans le champ de la caméra ce qui est restrictif à des situations particulières. Il faut de plus des moyens de calcul.

Technique des franges de Moiré : Elle fournit les déformations relatives du contour de surfaces continues, information de peu d'intérêt dans notre cas.

Acquisition de l'orientation de surfaces mates et spéculaires : On parle aussi de photométrie stéréo. L'information est pauvre pour nos objectifs. Il est de plus fait appel à des balayages de caméra, des calculs non linéaires etc.[NIT 88].

Mesures indirectes en lumière passive ambiante

Un problème commun à ces techniques est l'inaptitude à fonctionner sur une surface de réflectance uniforme éclairée de manière égale.

Gradient d'intensité : L'approche brevetée à l'usage des non-voyants [STA 89] est décrite brièvement à la page 48. Le temps réel est respecté. Elle a fait sinon l'objet de plusieurs articles dans le domaine de la robotique [STA 89]. Nous n'avons pas réussi à trouver de rapports d'expériences in situ sur un prototype effectif. Qu'en est-il advenu ?

Focalisation : Pour une image non uniforme, on fait varier la position de la lentille jusqu'à obtenir une image contrastée, la position de la lentille donne la distance de l'objet. La technique d'acquisition est lente car il faut un mouvement mécanique de l'objectif. Elle ne

donne pas les détails de l'objet, la résolution angulaire est faible. Si le champ est réduit pour augmenter cette résolution, on risque alors d'avoir une image trop unie manquant d'inhomogénéité pour l'optimisation du contraste. Ce procédé participe dans une moindre mesure à la perception du relief par la vue en monoculaire (effort d'accommodation).

Géométrie connue : Si la taille d'un objet est connue, la dimension de son image permet d'évaluer la distance. C'est l'argument utilisé en T.V.S. (p. 49) pour apprécier le relief à partir d'une image monoculaire. Pour cela il faut cependant une bonne définition pour pouvoir dans un premier temps reconnaître l'objet, surtout s'il n'est pas isolé. Les moyens de calculs doivent être importants si on envisage la réalisation informatique du procédé (reconnaissance préalable de forme).

Orientation de surface par perspective : Il faut des lignes régulières sur la surface. Ce n'est applicable que dans des cas très particuliers.

Orientation de surface par gradient de texture : Si une surface contient une série de grains circulaires et si ceux-ci apparaissent elliptiques, on a une information sur l'orientation de la surface. La technique est à contexte d'utilisation restreint.

Mesures directes à temps de vol

Ces techniques sont basées sur le temps le trajet de l'onde entre l'émetteur et le récepteur; Les deux éléments étant côte à côte pour un système portable, il doit y avoir renvoi de la lumière par l'obstacle en direction du récepteur. Les limitations aux courtes distances proviennent de la difficulté de mesurer un intervalle de temps très court (surtout pour les ondes lumineuses), au grandes distances la limitation provient de l'insuffisance d'énergie renvoyée par l'obstacle en direction du récepteur.

Ultrasons : Voir § I.C.2.c page 47. Remarquons que le problème de l'absence de signal de retour d'une surface sous inclinaison oblique (à partir de 40°) est beaucoup moins crucial pour les longueurs d'ondes optiques, la taille des grains étant généralement supérieure à la longueur d'onde (micromètre), ce qui n'est pas le cas pour les ultrasons (longueur d'onde centimétrique).

Temps de retard d'une impulsion laser : On la nomme télémétrie à temps de vol ou impulsionnelle. La gamme de distance est typiquement de 25 mètres à un kilomètre pour les télémètres à sécurité oculaire (cas nous intéressant), avec une résolution de l'ordre du mètre

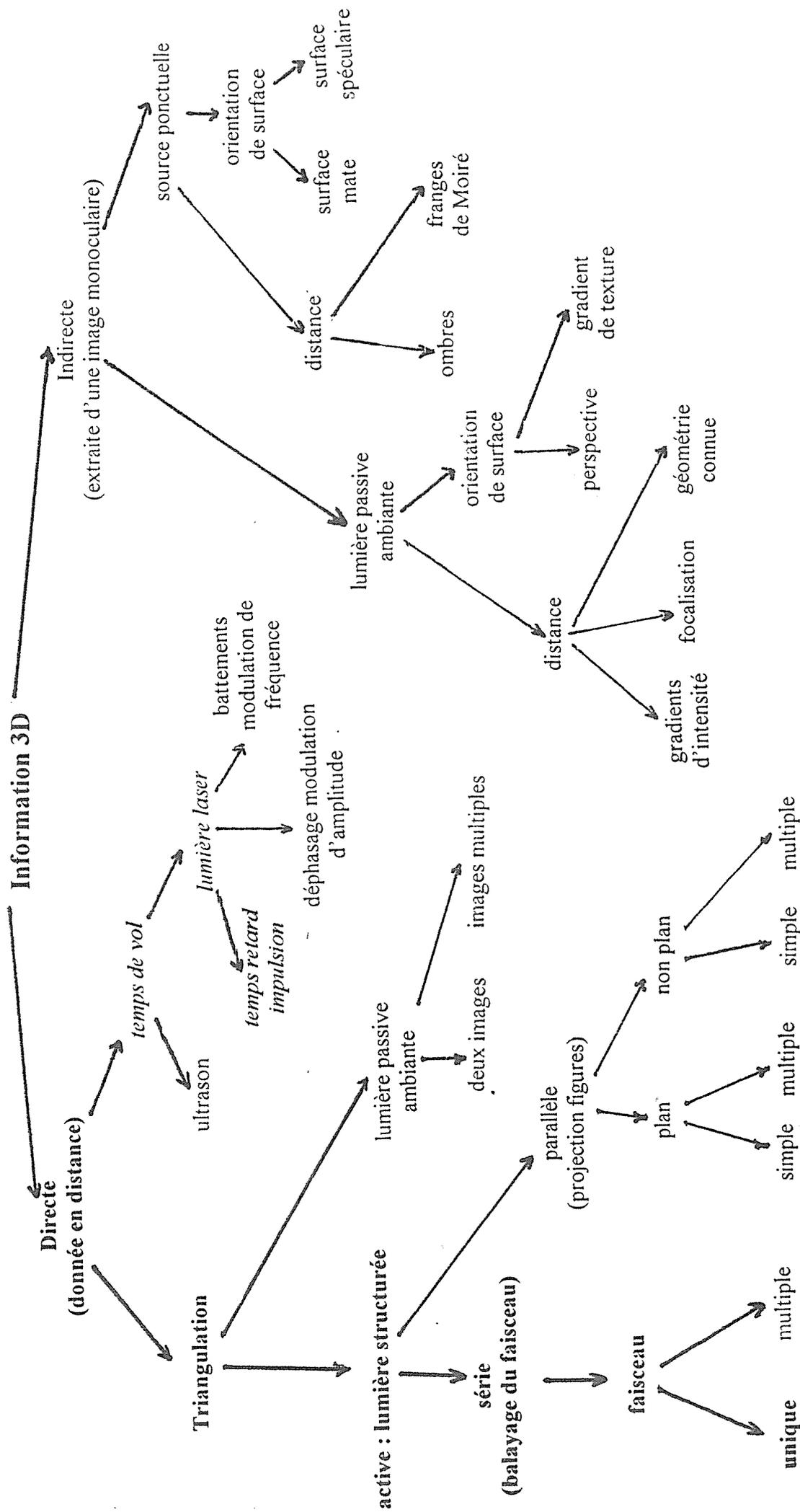


Figure II-1 : Procédés d'acquisition tridimensionnelle de l'espace

[LEI 92]. Le temps de mesure est de plusieurs dixièmes de seconde pour des raisons de rapport signal sur bruit. Il est difficile d'accéder aux distances plus courtes pour des problèmes de rapidité de l'électronique et d'étroitesse temporelle des impulsions laser. Un système dans la plage 1,5 -10 mètres a été réalisé [KAI 83] pour des durées d'acquisition inférieures à 0,1 seconde au prix cependant de complications par rapport à une solution à triangulation de performances équivalentes. Les portées dépassant les 20 mètres ne sont pas l'objectif prioritaire, cependant le système à temps de vol pourra compléter avantageusement un profilomètre à triangulation dans le cadre de l'extension de sa portée (voir § II.D).

Déphasage de la modulation d'amplitude d'une lumière laser (télémétrie à comparaison de phase) : Ils sont typiquement utilisés en topographie pour leur grande portée et leur haute précision. A titre d'exemple le Wild DI 1001 [WIL 94] a une incertitude de 5mm + 5 ppm (parties par millions) de la distance mesurée pour des portées allant jusqu'au kilomètre (avec cible coopérative). Plus près de nos préoccupations il y a le Disto de Leica [DIS 93] d'une portée de 0,2 mètre à 30 mètres (sans réflecteur) de classe II (sécurité oculaire), ce qui correspond à une plage intéressante pour les objectifs. La précision sur la distance est excessive (± 3 mm) mais on n'est pas obligé de l'utiliser. Par contre le temps de mesure de 2,5 à 10 secondes ne convient absolument pas, il ne peut être question de tirer des profils avec ce débit de mesure. Ce temps élevé est dû au problème de l'ambiguïté sur la mesure de la distance dans ce type de télémètres ([COR 85] par exemple), il faut faire plusieurs mesures à des fréquences de modulation différentes de la lumière laser pour pouvoir la lever.

Battement par modulation de fréquence : Ce type de système nécessite une source laser de haute longueur de cohérence [COU 85] pour pouvoir effectuer une détection hétérodyne. Ce n'est pas à la portée des diodes laser courantes. Les solutions, inspirées des techniques radars, sont assez lourdes de mise en oeuvre et relèvent en général du domaine militaire.

Mesures directes à triangulation

Triangulation passive en lumière ambiante : Il s'agit d'une reconstitution du relief à partir de deux images décalées comme dans la vision. Le problème est de trouver la coïncidence entre les deux images. Pour cela, comme dans toutes les techniques passives, il faut une image non uniforme. Il n'est pas concevable informatiquement, à l'heure actuelle, de parvenir à dégager le relief en temps réel par ce procédé pour une image non élémentaire [STA 89].

Triangulation active à lumière structurée : La lumière utilisée en pratique est d'origine laser. Deux options se présentent, le balayage série du faisceau point par point (récepteur mono ou

bidimensionnel) et le balayage parallèle par projection d'un faisceau étalé en trait par exemple que l'on déplace (récepteur bidimensionnel). Au niveau temps réel la méthode série est plus facile à manier car elle ne nécessite aucune structure de calcul (on peut avoir à la limite une seule routine de détermination de la distance) contrairement à l'autre méthode. La puissance laser nécessaire, pour une portée donnée, est beaucoup plus faible car toute la lumière laser est concentrée sur un seul point de mesure à la fois. Elle permet également l'utilisation d'un récepteur linéaire meilleur marché et plus simple à gérer que le récepteur bidimensionnel indispensable à l'approche parallèle. On verra également par la suite que la technique série est immunisable contre les réflexions parasites et la lumière ambiante de manière plus efficace que la technique parallèle.

Si on évoque le problème de la mesure de distance dans son cadre général, chaque technique a un intervalle de fonctionnement optimal. Pour les distances inférieures à 10 μ m, c'est l'interférométrie, pour les distances supérieures à quelques dizaines de mètres la télémétrie à temps de vol, pour l'intervalle de 10 μ m à la dizaine de mètres la triangulation. La mesure est rapide (typiquement de l'ordre de quelques millisecondes) et bénéficie de l'étroitesse du faisceau laser au niveau de la résolution angulaire, c'est donc vers cette technique que l'on s'est tourné. Avant d'explicitier les solutions envisageables, on va établir une liste des priorités et contraintes du système, puis voir si une solution déjà réalisée peut convenir.

A.2 - Caractéristiques prioritaires, contraintes

le système a pour ambition de permettre au non-voyant de développer les stratégies suivantes :

- Eviter avec un haut degré de sécurité les surprises sur un trajet.
- Se repérer dans un lieu inconnu.
- Localiser et identifier certains objets.

Pour cela le système doit être apte à :

* Pouvoir accéder aux données de l'environnement dans une plage de distances allant de la dizaine de centimètres à quelques dizaines de mètres. Ces deux distances correspondent respectivement à ce que l'on peut atteindre avec la main et aux dimensions d'un carrefour.

* Pouvoir détecter une voiture rapide à quelques centaines de mètres. Dans le cas des routes à plusieurs voies les signaux auditifs sont brouillés.

* Obtenir sur cet environnement les données suivantes :

- Profil en distance et réflectivité des obstacles avec une résolution angulaire pouvant être ajustée entre le $1/100^{\text{e}}$ de degré et quelques degrés, une précision de l'ordre du pour-cent sur les distances. Le champ angulaire accessible en une seconde doit pouvoir atteindre plusieurs dizaines de degrés et également être faible pour repérer les détails. Pour cela un balayage rapide doit mener à une faible résolution angulaire et inversement, le débit en nombre de mesures de distances par seconde étant fixé. Ceci doit permettre soit d'explorer en détails une zone étroite, soit d'explorer grossièrement avec un grand champ.

- Direction et vitesse pour les objets en mouvement avec un compromis entre l'exploration angulaire et la durée d'acquisition de l'information. En effet si on veut détecter un objet en mouvement sans connaître sa localisation, il faudra balayer large, une fois pointé, on doit avoir son déplacement en temps réel.

- Pouvoir transmettre plusieurs dizaines d'informations par seconde au non-voyant, une information étant par exemple constituée d'une mesure de distance et réflectivité d'un point de l'environnement avec une résolution angulaire d'un degré. La durée d'une mesure se situera typiquement entre 10 ms et 100 ms.

* L'appareillage ne doit pas entraver la liberté de mouvement ni perturber fortement l'espace sonore autre source d'informations.

* Présenter un lien facilement assimilable par le non-voyant entre les données spatiales à trois dimensions et les données tactiles (ou sonores) tout en utilisant un nombre restreint de cellules tactiles (ou sonores).

* Satisfaire aux normes de sécurité, en particulier sur le rayonnement laser.

Au niveau technologique il faut faire compact et rendre le faible coût envisageable dans le cadre de petites séries. Un appareil ultraperformant utilisant 15 kg de matériel ou amené à coûter 100000 francs ne sera de toute façon pas utilisé. Toute solution technique, reposant sur des composants exclusivement dédiés à la recherche, aux applications militaires ou à l'aérospatiale, est à éviter. Il n'est pas possible non plus de compter sur le développement d'un composant particulier qui conviendrait parfaitement dans la mesure ou le marché sera trop faible. Il ne faut pas se fier au million d'utilisateurs potentiels, les rendements du potentiel à l'effectif sont très faibles dans ce domaine pour les raisons vues au chapitre I. On se tourne donc vers les composants à applications grand public utilisés par exemple dans les fac-similés, les imprimantes laser, les disques compacts, les lecteurs de code barre etc.

La robustesse et la compacité sont de première importance, mais la contrainte essentielle est avant tout l'obtention d'un système non ambigu, c'est à dire qui ne donne pas de renseignements faux dans certaines situations.

A.3 - Principe de base

A.3.a - Revue des profilomètres à triangulation

Avant d'envisager l'élaboration d'une solution tentant de répondre aux impératifs, il faut voir si un profilomètre pouvant convenir n'a pas été déjà réalisé.

[COR 75] : Brevet sur un profilomètre de contrôle de qualité de surfaces, éventuellement de routes. Les réquisitions sont très différentes des nôtres.

[SEI 90] : Série de profilomètres à balayage série, hors sécurité oculaire, ayant typiquement 10 cm de profondeur de champ et une résolution de l'ordre de 0.1mm.

[BIC 85] : Balayage série, profondeur de champ 10 cm, résolution 25 microns, hors sécurité oculaire.

[RIO 87] : Balayage série, profondeur de champ 0.1-1mètre, 40° d'excursion de balayage, résolution de ± 1 mm à 10 cm, ± 7 mm à un mètre, débit de 25 profils par seconde, hors sécurité oculaire.

[HAU 88] : Projection parallèle, 1,7 mètre de profondeur de champ avec une résolution de 50 microns, puissance laser non spécifiée.

[HAM 88] : Télémètre compact pour autofocus, profondeur de champ de 1 à 10 mètres, mais seulement 16 pas de mesure et une faible résolution angulaire (plusieurs degrés), à sécurité oculaire.

[HIG 86] : Profilomètre à sources multiples, profondeur de champ de l'ordre de 10 cm.

[ADD 85] : Digitalisateur rapide de surface, c'est l'objet qui doit tourner.

On peut voir sur ces quelques exemples que les cahiers des charges sont orientés vers les phases d'approche de robots (faible profondeur de champ, haute précision), les contrôles de qualité de surfaces, les systèmes autofocus. De telles solutions ne sont pas utilisables dans le contexte étudié. Il n'y a pas eu, à notre connaissance, de systèmes travaillant en grande profondeur de champ (plusieurs dizaines de mètres), haute résolution angulaire, sécurité oculaire, forte lumière ambiante etc.

Nos exigences en précision sont par contre beaucoup plus modestes. Le temps d'acquisition par mesure doit pouvoir être réduit à quelques millisecondes, afin de pouvoir arriver au débit maximal d'information supporté par le corps (interface plus cerveau). La robustesse, le faible poids, la compacité et le faible coût exigent de s'orienter vers une optique simple dans un premier temps. L'indispensable fiabilité globale nous fera nous restreindre aux technologies confirmées.

A.3.b - Schéma proposé

On a vu au A.1 plusieurs raisons d'utiliser le balayage série. Le schéma de base est présenté à la figure II.2. L'émetteur est constitué d'une diode laser collimatée. Pour la réception, étant

donné l'ambition de portée de plusieurs mètres voire dizaines de mètres en respectant la sécurité oculaire, on se tourne vers les récepteurs CCD, dont le temps d'intégration réglable permet d'avoir une haute sensibilité a priori supérieure à celle des capteurs de type PSD (voir § D.9).

Le faisceau laser a une faible divergence et produit un spot A sur le premier obstacle qu'il rencontre. L'obstacle rétrodiffuse la lumière. La partie réceptrice comporte un filtre interférentiel qui réduit la lumière diurne, une lentille à grand champ et un récepteur CCD. La tache lumineuse en A est imagée par la lentille en une zone image A' sur le récepteur CCD. La position de la zone image dépend de la distance B dite base de triangulation, de la distance D à l'obstacle et de la distance focale f de la lentille.

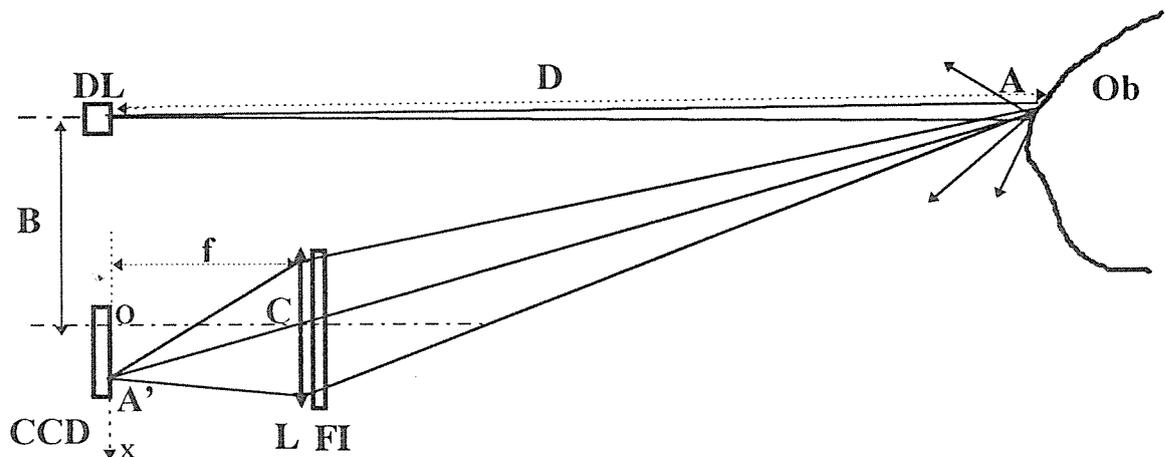


Figure II.2 : Schéma de base du télémètre, LD : diode laser, FI : filtre interférentiel, L : lentille à grand champ, CCD : barrette CCD, (OC) : axe optique de la lentille, f : distance focale de L.

Le récepteur CCD retenu est la barrette à une ligne (disposée dans le plan (Ox, OC) pour plusieurs raisons:

- Il est le moins susceptible d'être perturbé par des réflexions parasites du faisceau laser, ou des sources de lumière dans le voisinage de la zone à explorer. En effet on peut voir sur la figure II.2 qu'une source de lumière parasite non exactement située dans le plan (Ox, OC) s'imagera soit au dessus soit au dessous de la barrette. Pour une source située dans le plan (Ox, OC) elle n'arrivera sur la barrette que si elle se trouve dans une plage angulaire restreinte correspondant à l'excursion angulaire maximale du système donné par L/f avec L

longueur de la zone sensible de la barrette. Ceci limite considérablement la probabilité d'un signal faux par rapport à une matrice ou une barrette à plusieurs lignes.

- Il est plus facile à vider rapidement et donc rend plus aisé le temps réel.
- Il est plus compact et économique.
- Il permet un faible champ de réception contrairement à la matrice ce qui facilite l'immunité à la lumière diurne.

Si x est l'abscisse du point image A' , la distance D est donnée par

$$D = (f.B/x) + f \quad (1)$$

La précision sur x détermine la précision sur D , on a :

$$\delta D = \delta x (D - f)^2 / (B.f) \quad (2)$$

Les compromis sur les éléments du système sont déterminés par les propriétés suivantes recherchées : la profondeur de champ, la précision, la sensibilité aux grandes portées, la sécurité oculaire, le temps réel, la compacité, la stabilité mécanique, l'immunité aux réflexions et sources de lumière parasites, l'immunité à la lumière externe. Voyons les paramètres qui vont dans le sens de chacune de ces propriétés :

* ***La forte profondeur de champ :***

- une barrette longue (raison géométrique)
- une base courte (raison géométrique)
- une distance focale courte (raison géométrique)
- une bande passante large du filtre interférentiel (le décalage de la longueur d'onde centrale du filtre en fonction de l'incidence de la lumière rétrodiffusée ne doit pas atténuer le signal retour).

* ***Une précision élevée :***

- une détermination précise de x , soit un pixel étroit de la barrette CCD (raison géométrique)
- une base grande (raison géométrique)
- une focale grande (raison géométrique)
- une lentille peu ouverte (afin d'avoir peu d'aberrations et faciliter la détermination de x).

* ***Une sensibilité aux grandes portées (flux recueilli important) :***

- une focale grande (afin de pouvoir ouvrir la lentille et recueillir plus de lumière)
- une puissance élevée de la diode laser
- une divergence faible du faisceau laser, afin d'avoir une tache A du spot petite et donc une image concentrée A' sur le minimum de pixels et donc, à flux donné, un pic élevé sur les pixels touchés.

- un temps d'intégration élevé de la barrette CCD (sensibilité plus grande)
- un pixel de grandes dimensions (flux recueilli plus important)
- un filtre interférentiel de transmission élevée (peu de pertes).

*** La sécurité oculaire :**

- un faisceau laser étalé (afin de ne pas rentrer entièrement dans la pupille de l'oeil)
- une puissance faible de la diode laser
- un faisceau laser se déplaçant rapidement (afin de rester peu de temps dans l'oeil)

*** Le temps réel :**

- un vidage rapide de la barrette
- un temps d'intégration court

*** La compacité :**

- une barrette courte
- une faible distance focale
- une base courte

*** La stabilité mécanique :**

Le support peut globalement se déformer sous les contraintes thermiques (domaine d'utilisation de -10° à $+50^{\circ}$), voire les chocs. Si la ligne photosensible réceptrice sort quelque peu du plan défini par les axes coplanaires de la diode laser et de la lentille le signal est perdu. On se protège contre cet effet en augmentant la tolérance sur ce plan. Deux paramètres peuvent influencer positivement :

- un pixel allongé en hauteur pour la barrette
- un faisceau laser anamorphique, l'anamorphose (direction la plus étalée) étant placée perpendiculairement au plan (axe du faisceau, axe de la lentille).

*** L'immunité aux réflexions et sources de lumière parasites :**

- un pixel de faible dimensions (un pixel très allongé peut mener à des problèmes similaires à ceux d'une matrice).

*** L'immunité à la lumière externe :**

- un filtre interférentiel à bande étroite (filtrage optimal de la lumière laser)
- un faible champ angulaire (afin de faire rentrer moins de lumière diurne dans le profilomètre, qui par diffusion au voisinage du récepteur crée un fond lumineux).

A.4 - Détermination des paramètres

A.4.a - Choix de la base

La première donnée qui va régir le compromis est la place disponible pour le support. L'axe du faisceau laser, de la lentille et la ligne de photorécepteurs doivent appartenir au même plan. Le profilomètre même s'il effectue un balayage automatique dans une direction doit pouvoir être orienté facilement et constamment par le non-voyant. Ceci exclut toute solution de port en bandoulière tel un appareil photographique. Il doit être positionné de manière fixe sur un organe orientable. Plusieurs solutions se présentent : la paire de lunettes, la visière de casquette, un bracelet sur l'avant bras, le tenir dans la main, le positionner sur les métacarpiens en laissant poignet et phalanges libres.

La paire de lunette :

Voyons les difficultés au niveau encombrement et poids. Même s'il l'on réduit le poids à une centaine de grammes, cela reste lourd pour des lunettes. La place derrière les verres est très limitée. Une diode laser collimatée occupe un certain volume, il faudrait alors délocaliser la source de lumière. Ceci suppose l'utilisation d'une fibre quasi monomode pour acheminer la lumière dans la mesure où la collimation doit pouvoir être proche de la limite diffractive. Les pertes de couplage obligent alors à surdimensionner la diode laser, le coût de l'opération est dissuasif. Le boîtier d'une barrette CCD est également encombrant à l'échelle de la paire de lunettes. Nous ne connaissons pas de modèles de barrettes proposés en technologie CMS. Le fil de connexion entre la barrette et son électronique doit être nécessairement blindé, ce qui le rend peu flexible et gênant. On pourrait partiellement envisager de surmonter ces difficultés en recueillant la lumière par une rangée de fibres de 10 microns de coeur, l'espace de séparation dû aux gaines est perdu, la sensibilité du dispositif est compromis par les pertes de couplage, utiliser alors les fibres amplificatrices... Compacter au niveau d'une paire de lunettes est un dangereux engrenage de complications, l'option est rejetée.

Visière de casquette :

Les précédentes limitations au niveau encombrement et poids sont moins contraignantes. Moyennant des miroirs permettant de « replier » le schéma de base proposé, on peut espérer placer sans trop de difficultés l'ensemble des composants. Au niveau exploration, il y a une

grande mobilité de la tête permettant l'orientation grossière du champ visuel. Cependant le schéma présenté est à champ très étroit et explore séquentiellement l'espace. Ceci signifie que le non-voyant devra constamment bouger la tête pour s'informer. Ceci est susceptible de poser des problèmes cervicaux dans la mesure où une telle sollicitation n'est pas naturellement prévue, de perturber la notion d'équilibre de l'oreille interne, et est de plus une attitude peu discrète soulignant le handicap. Le balancement de la tête est déjà un défaut naturel engendré par la cécité. Nous n'éliminerons cependant pas définitivement la solution, un prototype prévu pour un autre emplacement pourra toujours être positionné sur la tête à titre d'essais afin de voir ce que cela implique effectivement.

Positionnement sur les métacarpiens :

Par rapport à la main, ou au bracelet de l'avant bras, c'est la solution la plus intéressante. Elle permet de profiter de la mobilité du poignet sans encombrer les phalanges, ni demander d'effort de préhension. C'est celle retenue, les géométries possibles sont représentées à la figure II.3.

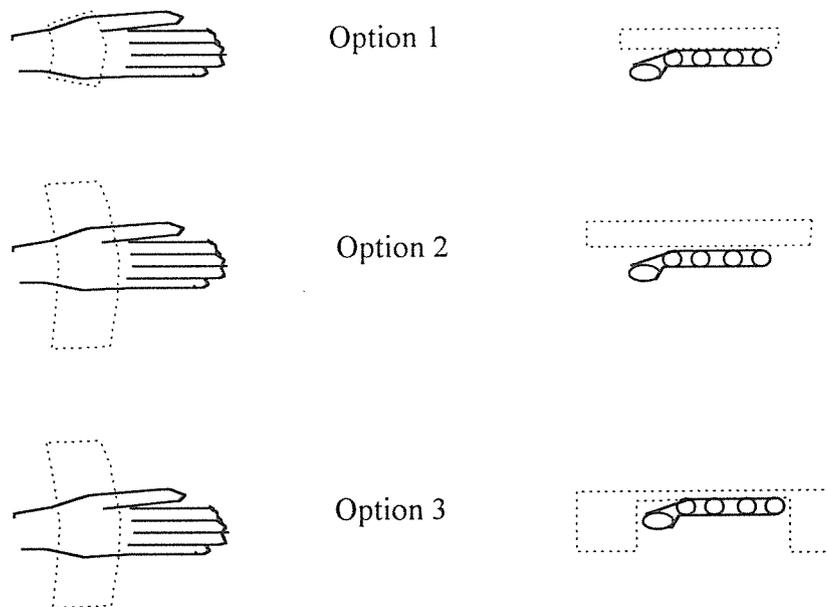


Figure II.3 : *Différentes géométries possibles du support du profilimètre.*

L'option 1 permet d'avoir une base d'environ 10 cm, les options 2 et 3 une base de l'ordre de 15 cm. La largeur autorisée est de l'ordre de 5 cm afin de ne pas bloquer ni les poignets, ni les phalanges. L'épaisseur doit être la plus faible possible pour des raisons esthétiques. L'option 1

est la meilleure au niveau discrétion et encombrement. Nous verrons si elle permet d'avoir une résolution suffisante (une base faible nuit à la résolution).

La valeur retenue de la base sera comprise entre 8 et 16 cm, 8 à 10 cm pour l'option 1, 10 à 16 cm pour les options 2 et 3.

A.4.b - Choix de la résolution

Comme il a été vu au § D.2, il est difficile a priori de connaître la résolution nécessaire pour satisfaire les objectifs de la prothèse. Une résolution trop élevée peut avoir beaucoup d'inconvénients :

- Instabilité du signal à cause des légers mouvements de tremblement de la main.
- Signal trop riche et donc trop complexe à analyser.
- Débit d'informations de peu d'intérêt, essentiellement perturbatrice de l'information primordiale (granularité du sol par exemple).

On peut toujours par l'électronique réduire la résolution initiale du profilomètre, mais on a alors une sursophistication inutile dans une direction qui ne sera pas sans répercussions négatives sur la qualité du compromis global étant donné les nombreux paramètres interdépendants en jeu.

La référence prise sera la résolution visuelle en profondeur d'origine binoculaire. Bien entendu la façon de l'utiliser sera très différente d'une vision normale, mais à défaut d'autres références théoriques plus fiables, on s'en contentera pour les premiers essais.

Reprenons de manière plus détaillée l'approche faite au D.2 pour évaluer le débit d'information de la voie visuelle. Les deux yeux sont séparés de 6 à 8 cm en moyenne (base), notons D la distance à l'objet observé et α l'angle entre les deux images (figure II.4).

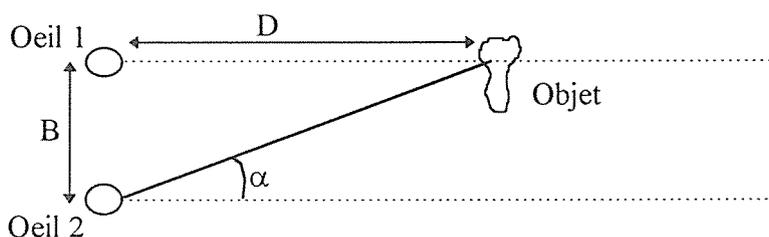


Figure II.4 : Représentation schématique de la vision binoculaire.

La distance minimale de vision distincte étant d'environ 25 cm, on a $\alpha_{MAX} = 17^\circ$, soit $\delta\alpha$ la résolution angulaire de l'oeil on a :

$$\delta D = (D^2/B + B) \delta\alpha \quad (3)$$

$\delta\alpha$ pour l'oeil vaut $1/60^{\text{ème}}$ de degré pour la fovéa, $1/20^{\text{ème}}$ en région parafovéale et $1/5^{\text{ème}}$ en région périfovéale. La figure II.5 représente δD en fonction de D pour les différentes régions de l'oeil.

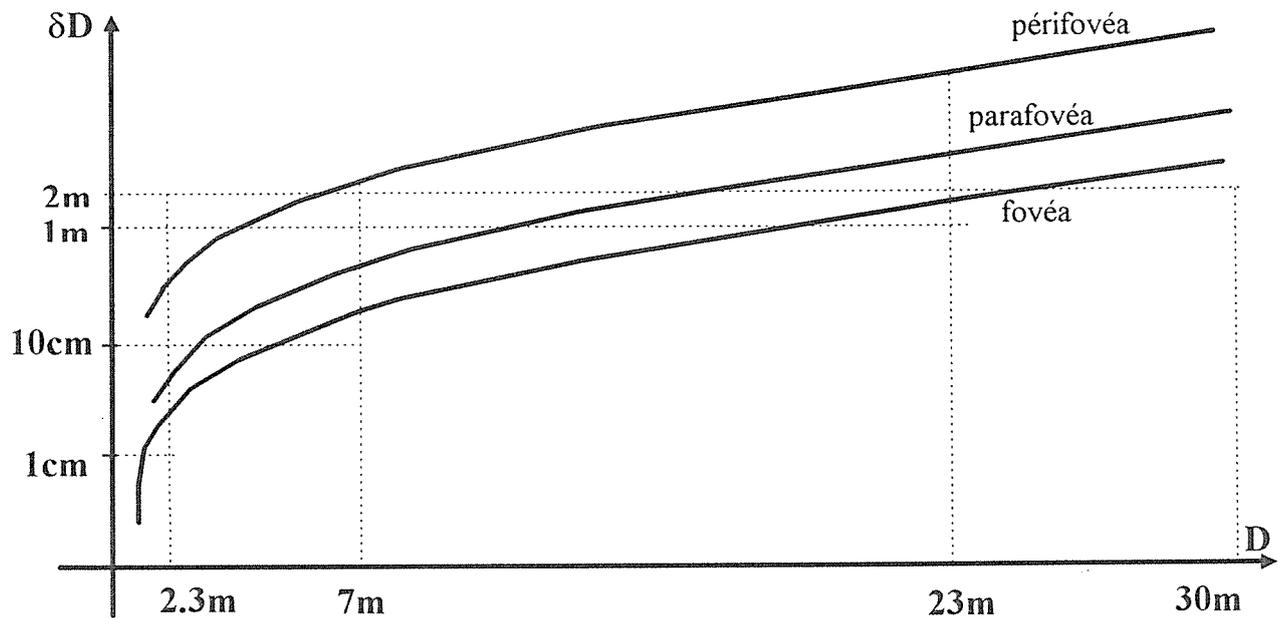


Figure II.5 : Résolution en profondeur de la vision binoculaire pour différentes régions de l'oeil.

Cette façon de présenter la vision binoculaire est très approximative et ignore, en autres, l'acquisition monoculaire du relief (accommodation de l'oeil et grandeurs relatives d'objets connus), elle ne figure ici qu'à titre de repère grossier. On se base pour la suite sur la résolution de la fovéa.

A.4.c - Choix du couple lentille - barrette

Soit w la largeur d'un pixel de la barrette, la résolution angulaire de la réception est w/f . Pour $1/60^{\text{ème}}$ de degré on a $w/f = 3 \cdot 10^{-4}$ rad. Soit L la largeur de la barrette, la profondeur de champ angulaire est L/f . Pour une distance minimale de mesure de 25 cm, on a pour une base de 8 cm $\alpha = 0.3$ rad, pour une base de 16 cm $\alpha = 0.5$ rad. Si on prend $L/f = 0.4$ rad, ceci impose une barrette ayant de l'ordre de 1300 pixels. Sont disponibles, à un prix raisonnable, en grande

diffusion les barrettes de pixel $7\mu\text{m} \times 7\mu\text{m}$ (Thomsom, Toshiba), $10\mu\text{m} \times 13\mu\text{m}$ (Thomsom), $13\mu\text{m} \times 13\mu\text{m}$ (Thomsom), $14\mu\text{m} \times 14\mu\text{m}$ (Toshiba). Texas instrument à une production en cours d'abandon, les prix et modèles étaient intéressants dans notre contexte. EG xG reticon, Nec ont des prix trop élevés. Si on explore le marché plus restreint de la spectroscopie, on trouve couramment du $25\mu\text{m} \times 2.5\text{mm}$ (Hamamatsu par exemple), $13\mu\text{m} \times 0.5\text{mm}$ (Fairchild). Un modèle de $13\mu\text{m} \times 39\mu\text{m}$ (Thomsom) nous aurait éventuellement intéressé mais la production est malheureusement abandonnée, Fairchild propose un modèle voisin à $14\mu\text{m} \times 42\mu\text{m}$ mais de seulement 512 pixels. L'exploration des barrettes sur le marché est loin d'être terminée, nous la poursuivons constamment. Les barrettes Thomsom ont l'avantage d'avoir une haute sensibilité et une réponse spectrale assez plate dans le domaine 600nm-800nm, contrairement à Toshiba dont le pic de sensibilité est à 650 nm et décroît fortement de part et d'autre. Une réponse spectrale plate nous permet d'essayer efficacement plusieurs longueurs d'ondes pour la diode laser.

Au niveau lentille, la possibilité d'avoir des inclinaisons bien supérieures à 10° amène à rechercher un compromis grand champ. Il ne peut être question pour des raisons de poids et d'encombrement d'envisager la pose d'un objectif classique. Les appareils photo jetables standard ont une lentille unique ménisque plastique de focale 35 mm à forte profondeur de champ latéral puisqu'elle est amenée à travailler jusqu'à 25° d'inclinaison par rapport à l'axe dans des conditions similaires aux nôtres. Les modèles « panoramiques » ont un doublet plastique de 25 mm de focale et les modèles télescopiques moins courants une lentille ménisque de 100 mm de focale. La pellicule de 400 ASA utilisée a un grain de l'ordre de $10\mu\text{m}$.

Le couple moyen de départ le plus approprié nous a semblé être la lentille de 35 mm avec la barrette Thomson de $10\mu\text{m} \times 13\mu\text{m}$ à 1728 pixels. Cela permet un champ angulaire d'environ 30° , une résolution de $2.8 \cdot 10^{-4}\text{ rad}$ (en supposant un pixel de résolution ce qui sera discuté expérimentalement par la suite).

Le pixel de faible hauteur va dans le sens de l'immunité aux réflexions parasites, mais pas dans celui de la stabilité mécanique.

A.4.d - Choix de l'émetteur et du filtre interférentiel

Parmi les diodes laser de faible puissance courantes trois longueurs d'onde sont disponibles : 670 nm, 780 nm, 810 nm. La divergence de leur faisceau de sortie typiquement de $10^\circ \times 30^\circ$ impose une collimation. Il est également nécessaire de prévoir un radiateur. Plusieurs

fabricants proposent des modules compactés diode laser, radiateur, collimateur tenant dans des cylindres de typiquement 10 mm de diamètre par 30 mm de hauteur. C'est ce que nous utiliserons. La collimation à la sortie des modules est diverse. Certains conservent l'anamorphose initiale de la diode laser et le spot de sortie est typiquement trois fois plus haut que large. D'autres émettent une tache circulaire. La divergence est en général proche de la limite diffractive.

Comme on a choisi une barrette de sensibilité approximativement égale sur les trois longueurs d'ondes, l'étude portera sur la réflectivité des obstacles et la sécurité oculaire. Au niveau sécurité oculaire la différence entre 780 nm et 810 nm est faible (avec un désavantage pour 780 nm). Ces deux longueurs d'onde sont dans la même plage au niveau normes de sécurité. De même les 30 nm de différence ne changeront pas grand chose à la réflectivité moyenne. Par contre pour 670 nm on peut bénéficier des conditions de sécurité laser de la classe II. Ceci sera détaillé au § II.C.

Nous retiendrons donc pour les essais 670 et 810 nm, avec dans un cas l'émission circulaire, dans l'autre l'émission anamorphique pour la stabilité mécanique. Les collimations retenues sont proches de la limite diffractive et inférieures au milliradian.

La longueur d'onde de 1500 nm présente d'énormes avantages au niveau de la sécurité oculaire. Elle est absorbée dans les liquides intraoculaires et n'arrive pas à la rétine. L'absence actuelle de détecteurs linéaires de haute résolution feront que l'on ne développera pas ici cette approche. Nous surveillons cependant toute évolution dans le domaine. Actuellement on arrive à trouver des barrettes de 512 pixels de 50 μm (Thomsom, Sensors Unlimited...) sensibles à ces longueurs d'ondes. Elles sont peu diffusées et chères.

Pour le filtre interférentiel, il devra comme la lentille supporter un rayonnement d'inclinaison variable pouvant atteindre 30° (ou $\pm 15^\circ$) d'excursion. Ne pouvant prévoir à l'avance la longueur d'onde exacte de la diode laser (dispersion typique de $\pm 5\text{nm}$ à la sortie d'usine) on a opté pour une bande passante large.

La bande passante élevée de 40 nm retenue permet d'assumer largement l'incertitude initiale sur la longueur d'onde de la diode laser ainsi que sur l'inclinaison du faisceau rétrodiffusé sans se soucier d'une optimisation de l'inclinaison du filtre dans le montage. Elle présente de plus l'avantage d'avoir une transmission élevée (plus de 80%). Ce choix provisoire n'est pas optimisé pour l'immunité à la lumière du jour, on aurait pu envisager 20

ou à la rigueur 10 nm en soignant l'inclinaison du filtre, mais à ces largeurs de bande la transmission chute typiquement à 60 % voire 45%.

A.4.b Conclusion sur les choix

La détermination des composants de base du système a demandé de prendre plusieurs orientations sur les compromis. Ceux-ci prennent en compte les constatations expérimentales faites jusqu'à présent. Etant donné le caractère récent des prototypes de terrain, on ne peut pas prévoir à l'avance les conséquences des très diverses situations qu'il vont rencontrer (ce n'est pas comme en robotique où l'environnement est mieux défini). Avoir des certitudes sur le choix des paramètres demande de longs essais d'extérieur et d'intérieur par des non - voyants. Nous n'avons traité ici que les compromis concernant le choix des éléments. on verra au § B.1 les compromis sur l'astigmatisme du faisceau laser, et au § C.2 les dispositions des composants optiques (inclinaisons relatives du plan de la barrette, du plan principal de la lentille, de l'axe du faisceau, et du filtre interférentiel).

A.5 - Evaluation théorique de la portée et de la précision

A.5.a : Evaluation de la portée

Nous allons estimer le flux reçu sur la barrette CCD, on se reportera à la figure II.2 (page 72) pour le schéma. Si on suppose que le spot du faisceau laser sur l'obstacle est une source Lambertienne (ce n'est pas très éloigné de la réalité dans la plupart des cas) et que la base B reste petite devant D (nous sommes seulement intéressés par ce cas car, comme il le sera constaté expérimentalement, il y aura un signal plus important aux courtes distances malgré la défocalisation sur la barrette), le flux lumineux reçu par la lentille peut être évalué par :

$$\Phi_L = TLS\Omega \quad (4)$$

où L et S sont respectivement la luminance et l'aire de la tache lumineuse A projetée sur un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau, Ω est l'angle solide intercepté par la surface de la lentille depuis A, T est la transmission du filtre interférentiel à la longueur d'onde λ émise par la diode laser. Si on note $\tan \beta = x/f$ on a $\Omega = (S_l/D^2) \cos^3 \beta \approx S_l/D^2$ pour les longues distances où le flux est critique, S_l étant la surface de la lentille. Le flux rétrodiffusé est donné par ρP , ρ est la réflectivité de l'obstacle et P la puissance du faisceau laser. Le flux de lumière rétrodiffusé par A dans le demi-espace est donné par πLS , on a donc :

$$\pi LS = P\rho \quad (5)$$

$$\text{et } \Phi_L = TP\rho S_1 / \pi D^2 \quad (6)$$

S_1 est l'aire de la lentille utilisée. Elle conjugue la tache de lumière laser à D_{\max} avec le plan de la barrette CCD. Le flux reçu par pixel (en négligeant l'anamorphisme résiduel du faisceau collimaté) est $\Phi_L r$, où r est le rapport : aire du pixel / aire de la tache A' . On suppose que la tache est plus grande que le pixel ce qui correspond à nos situations pratiques.

L'énergie reçue par pixel est donc :

$$E_p = \Phi_L \tau 4w^2 / (\pi\alpha^2 f^2) \quad (7)$$

où w est la largeur du pixel carré, α la divergence du faisceau laser, f la distance focale de la lentille et τ le temps d'intégration de la barrette CCD. L'équation (7) est valable tant que l'aire du pixel est inférieure à l'aire du spot A' , ce qui correspond à notre situation numérique.

Pour la barrette Thomsom TH 7803 utilisée, la valeur minimale de E_p est d'environ 2.10^{-15} J pour $\lambda = 810\text{nm}$ et $\lambda = 670\text{ nm}$. Pour les valeurs typiques suivantes : $w = 10\ \mu\text{m}$, $\alpha = 0,3\ \text{mrad}$, $T = 0,8$, $\tau = 15\ \text{ms}$, $P = 5\ \text{mW}$, $S_1 = 1,3.10^{-5}\text{m}^2$, $f = 35\ \text{mm}$, (6) et (7) donnent :

$$370\sqrt{\rho} = D_M \quad (8)$$

avec D_M distance limite accessible exprimée en mètres. Pour $\rho = 1\%$, un obstacle à $D_M \approx 35$ mètres est donc détectable.

Les 40 nm de bande passante du filtre interférentiel permettent d'assurer les 80 % de transmission du filtre dans toute la plage de distance allant de 30cm à 30 mètres pour 15 cm de base, ou de 18 cm à trente mètres pour 9 cm de base, dans le cadre des 30° de champ angulaire.

Pour les surfaces réfléchissantes il y a toujours une petite quantité de lumière rétrodiffusée, et on peut utiliser ce calcul en donnant à ρ une valeur très faible.

Il reste à savoir si la détectivité étant assurée à une certaine distance, elle est automatiquement assurée aux distances inférieures. Le flux varie en $1/D^2$ et favorise fortement les courtes distances. Par contre le système étant à forte profondeur de champ, on peut rencontrer une perte de flux par pixel due à la défocalisation (la conjugaison étant optimisée aux grandes distances). Dans toutes les configurations réalisées il y a excès de flux lorsque la distance diminue. Ces points seront détaillés aux § C.1 et C.2.

Retenons que l'élément essentiel pour avoir une grande portée est de pouvoir focaliser aux grandes distances le maximum d'énergie sur un pixel.

A.5.b : Evaluation de la précision

Résumons les données retenues : $f = 35$ mm, barrette CCD de 1728 pixels de $10\mu\text{m}$ de large, deux cas sont envisagés pour la base $B = 15\text{cm}$ et $B = 9$ cm, le champ commence respectivement à trente centimètres et à 18 cm. Nous calculerons la précision jusqu'aux trente mètres de portée envisagés.

La relation (2) donnée au A.3.b est valable pour les grandes distances. Pour les faibles valeurs de la distance D on doit tenir compte de la défocalisation qui élargit la tache A' (voir figure II.2 page 72). Sur cette même figure la donnée « x » correspond à la distance de l'axe optique de la lentille au centre de la tache. Ce centre peut être dévié à cause essentiellement de l'aberration de coma. Une relation littérale entre D et x devient alors complexe pour ce système à forte profondeur de champ. Le système est de plus sensible au positionnement des différents éléments (lentille, filtre interférentiel, base B). La relation entre D et x demeure néanmoins unilatérale, et est déterminable expérimentalement pour un système donné. La relation expérimentale sera mémorisée dans une EPROM qui permettra la correspondance en temps réel sans développer de moyens de calculs. N'oublions pas que dans les objectifs finaux la valeur de la distance n'est pas l'information de sortie mais un code sonore ou tactile qui lui correspond. L'EPROM se chargera des deux fonctions à la fois et associera directement à x le code adéquat. En reprenant l'équation (2) établie au A.3.b et $\delta x \approx 10\mu\text{m}$ pour tout D on obtient la courbe représentée à la figure II.6 établie suivant le même principe que celle de la figure II.5.

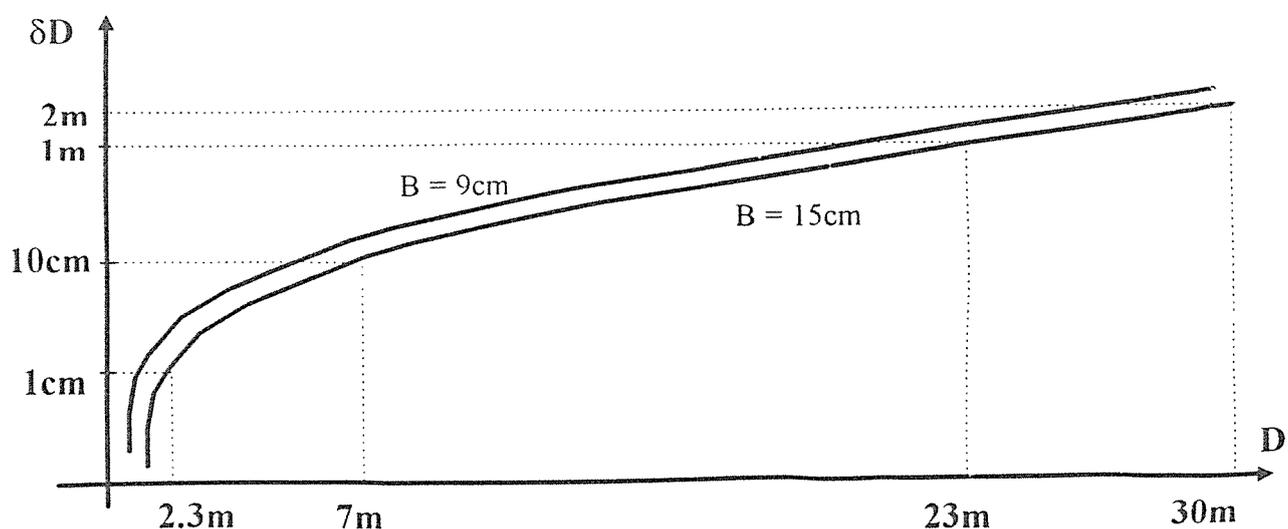


Figure II.6 : Incertitude théorique δD en fonction de la distance D avec un pixel d'incertitude sur la détermination de x pour une base de 15 cm et une base de 9 cm.

On remarque que ces courbes sont légèrement meilleures que celle donnée à la figure II.5 pour la fovéa.

Les nombreux facteurs pratiques influant sur la précision tant au niveau de l'optique que de l'électronique seront vus au § II.C. Il en est de même des compromis de réglage de la partie optique.

B - Balayage et sécurité oculaire

B.1 - Problème de la sécurité oculaire

B.1.a - La norme NFC 43-801

Le faisceau laser émis est susceptible de rencontrer la pupille de l'oeil d'une personne située en face. Cet événement est en fait peu probable étant donné le faible diamètre de la pupille, la non possibilité, dans ce cas, de pointer « intentionnellement » vers un oeil. Les risques de situations de rencontre prolongées sont quasi nuls étant donné que le profilomètre est par structure sur un support mobile (la main). Le système devra toutefois comme tout appareil en milieu non protégé satisfaire aux normes de sécurité absolues, indépendamment de la faible probabilité des situations potentiellement dangereuses. La norme en vigueur en France est la NFC 43-801 de novembre 1985 qui suit la norme CEI 825 de 1984 en vigueur dans une grande partie du monde. Nous faisons ici référence au document complet de 76 pages [NFC 85] (document fourni en annexe). Hors sécurité oculaire, toute solution profilométrique est caduque. Il s'agit de trouver une voie de passage entre la détectivité et la sécurité oculaire. Les limites données ne sont pas des seuils brutaux, le danger est progressif et la limite est arbitrairement fixée à partir essentiellement d'essais sur animaux avec une extrapolation à l'oeil humain prenant un facteur 10 à 100 de sécurité.

Le principe de la norme est globalement le suivant. Deux tableaux de base régissent la sécurité oculaire. Le premier concerne les expositions maximales permises (EMP) au niveau de la cornée pour l'exposition oculaire directe au rayonnement laser (vision directe dans le faisceau) ([NFC 85] : tableau VI, page 41). Les valeurs sont exprimées en W/m^2 (éclairage énergétique) ou J/m^2 (exposition énergétique). La surface à considérer est celle de la pupille de l'oeil à son niveau de dilatation maximale (cas le plus défavorable) ce qui correspond à 7 mm pour le visible et le proche IR ([NFC 85] : §13.2, page 39).

Le second tableau concerne l'EMP de la cornée pour la vision d'une source laser étendue ou d'un faisceau laser par réflexion diffuse ([NFC 85] : tableau VII, page 42). Les valeurs sont exprimées en $W.m^{-2}.sr^{-1}$ (luminance) ou en $J.m^{-2}.sr^{-1}$ (luminance intégrée). Une source laser étendue est une source laser qui donne une image étalée sur la rétine. A ne pas confondre avec un faisceau laser étalé (par une optique par exemple) qui donnera une image ponctuelle une fois focalisé, dans ce cas c'est le tableau VI qui s'applique. Les cas de sources laser étendues sont peu fréquents, ils concernent des groupements de lasers (cf notes des tableaux VI et VII). Les conditions de calcul des luminances sont explicitées au §8.2 de la norme ([NFC 85] : pages

20-21), des exemples d'applications sont donnés aux sections A et B ([NFC 85] : pages 58-59).

La classe I exige la satisfaction simultanée des deux types d'exposition maximales permises correspondant aux tableaux VI et VII. On passe donc du tableau VI de la norme au tableau I ([NFC 85] : page 25) en multipliant les expositions et éclairagements par la surface d'une pupille dilatée à 7 mm ce qui donne des valeurs en Joules ou Watts. Un laser de classe I doit être inoffensif non seulement en vision directe, mais également lorsque l'énergie du faisceau est collectée par une optique et concentrée en un point de la rétine. Pour cela lorsque des valeurs sont exprimées en Joules ou Watts, on considère que la pupille d'interception du faisceau laser n'a plus un diamètre de 7 mm (oeil) mais 80 mm (instrument d'optique) ([NFC 85] : §8.2.f, page 20). A ces conditions s'ajoutent celle du tableau VII. La classe II est identique à la classe I en ajoutant le bénéfice de la protection par clignement réflexe de la paupière (réflexe palpébral) en cas de surexposition de durée supérieure à 0.25 s dans le visible. La classe IIIA correspond à cinq fois les limites de la classe I ou II. La réception directe d'un faisceau laser dans un oeil nu (sans optique) n'est pas dangereuse jusqu'à la classe IIIA.

Nous ne pouvons pas, à ce stade, connaître avec certitude l'attitude qui sera adoptée par la commission de sécurité sur le rayonnement, tenant compte du contexte d'utilisation et des performances exactes de l'appareil. Ce qui est sûr est que la classe IIIB sera interdite et que la classe I sera autorisée. A titre d'antécédents citons le télémètre à comparaison de phase Disto de Leica [Lei 93] utilisé pour les mesures de volumes en milieu non protégé de classe II, les pointeurs lasers (pour les conférences) autorisés en classe IIIA, les lasers Hélium-Néon pour l'enseignement de classe IIIA ainsi que certains systèmes d'alignement pour la topographie.

On se concentre sur l'obtention de la classe I, en explorant éventuellement les avantages obtenus par l'accès à la classe II ou IIIA.

B.1.b - Balayage et exposition directe au faisceau

Le principe de base pour se placer dans la classe I sera le balayage du faisceau afin qu'en cas de passage dans l'oeil le temps d'exposition soit suffisamment court. Le passage du faisceau laser dans l'oeil est considéré comme une impulsion de lumière. Le diamètre de la pupille d'entrée servant à déterminer la durée de l'impulsion est $d = 7\text{mm}$ ([NFC 85] : §8.2.i, page 21). Concernant le diamètre ϕ de l'optique pour la détermination du flux entrant pour un faisceau balayé, la norme ne spécifie pas clairement s'il faut utiliser $\phi = 7\text{mm}$ (§ 8.2.i) ou la

valeur $\phi = 80$ mm utilisée pour un faisceau stationnaire (§ 8.2.f.). Nous présentons les deux cas et nous verrons que la condition la plus restrictive ($\phi = 80$ mm) convient en pratique.

Un balayage rapide ira à l'encontre de la résolution angulaire du système. Si on note θ l'angle que fait le faisceau laser avec un axe de référence, τ le temps de pose de la barrette CCD, la résolution angulaire sera donnée par :

$$\Delta\theta = \tau \, d\theta/dt \quad (9)$$

Nous traitons les deux cas de diodes laser effectivement utilisées par la suite.

Cas n°1 : Diode laser collimatée de longueur d'onde $\lambda = 810$ nm, divergence $\alpha = 0,3$ mrad et puissance $P = 5$ mW, notons que la valeur de la divergence est approchée, il y a toujours une anamorphose résiduelle. Le collimateur est prévu pour focaliser le faisceau à cinq mètres. Cette valeur de α est valable aux grandes distances, contexte dans lequel nous l'utiliserons. D'après les tableaux III et IV ([NFC 85] : pages 27-28) ce faisceau laser immobile entre dans la classe IIIB (puissance comprise entre 0.2 mW et 0.5W) pour un temps de pose illimité. Dans le cadre de la classe I, l'exposition énergétique maximale permise ([NFC 85] tableau I, page 25) est de

$$E_M = 1,2 \cdot 10^{-3} t^{0,75} \text{ J} \quad (10)$$

pour des durées allant de $1,8 \cdot 10^{-5}$ à 10 secondes.

A la distance D le temps d'exposition de la cornée est donné par :

$$t = d / (D \, d\theta/dt) \quad (11)$$

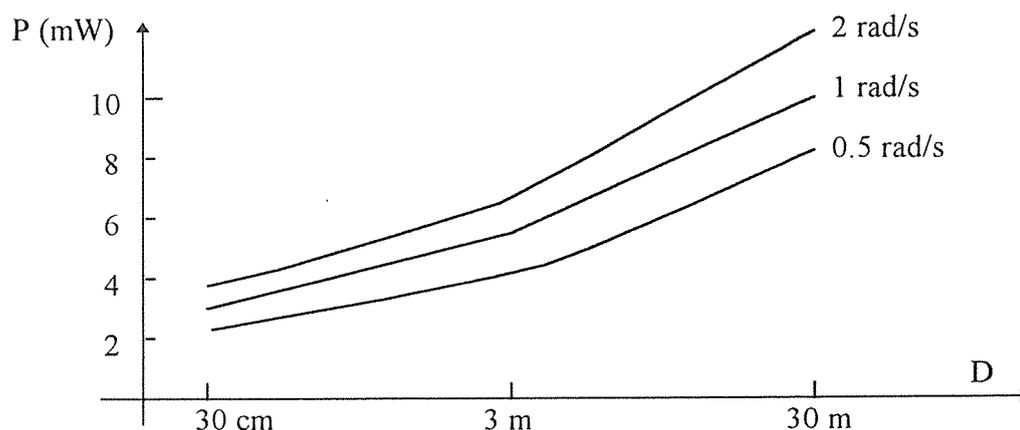


Figure II.7 : Puissance laser autorisée en fonction de la distance pour différentes valeurs de la vitesse de balayage, faisceau laser divergence 0.3 mrad, longueur d'onde 810 nm.

La puissance émise maximale autorisée P_M est donnée par $P_M t = E_M$ (12).

$$(9), (10) \text{ et } (11) \text{ donnent : } D = 4,8 \cdot 10^{11} P_M^4 d / (d\theta/dt) \quad (13)$$

$$\text{numériquement : } P_M = (D d\theta/dt)^{0,25} / 240 \text{ en Watts} \quad (13')$$

A titre d'exemple si on prend 1 radian/s de vitesse de balayage on a comme puissance autorisée en fonction de la distance de l'oeil de la personne :

$d\theta/dt = 1 \text{ rad/s}$	Distance	30 cm	80 cm	10 m	30 m
	P_{Maximale}	3 mW	4 mW	6,2 mW	9,5 mW

Tableau I : Puissance laser autorisée en fonction de la distance à l'obstacle pour une vitesse angulaire de balayage de 1 rad/s et une longueur d'onde de 810 nm en classe I.

Ces valeurs de P_M (voir équation (8)) sont largement suffisantes pour accéder à la portée 30cm - 30m même pour des obstacles de très faible albédo.

La figure II.7 représente la puissance autorisée en fonction de la distance pour différentes valeurs de la vitesse de balayage.

Nous avons considéré ici que la totalité du faisceau entrerait dans l'oeil. Ceci est le cas pour $\phi = 80 \text{ mm}$. Pour $\phi = 7 \text{ mm}$, à partir de 23 mètres les dimensions du faisceau sont supérieures à celle de la pupille et il y a entrée partielle du faisceau dans l'oeil, la puissance maximale autorisée à 30 m est donc supérieure à 9,5 mW. Cette valeur est cependant suffisante pour la détection. On peut donc ici se soumettre à la condition $\phi = 80 \text{ mm}$ pour calculer les puissances laser autorisées sans préjudice notable sur la détectivité.

Cas n°2 : Diode laser de longueur d'onde $\lambda = 670 \text{ nm}$, divergence avec anamorphose 1,5 mrad x 0,5 mrad, puissance $P = 5 \text{ mW}$. Sans balayage on est en classe IIIA (tableau III). Le passage à la classe II impose de réduire la puissance à $P = 1 \text{ mW}$.

Avec balayage on a pour la classe I :

$$E_M = 7 \cdot 10^{-4} t^{0,75} \text{ J}$$

pour t compris entre $5 \cdot 10^{-5}$ et 2500 secondes.

Considérons tout d'abord le cas où $\phi = 7 \text{ mm}$.

Les dimensions du faisceau laser sont supérieures à celle de la pupille à partir de 4,7 mètres donc pour $D < 4,7 \text{ m}$ on a suivant le même calcul qu'au cas n°1 :

$$D = 4,16 \cdot 10^{12} P_M^4 d / (d\theta/dt) \quad (14)$$

$$\text{numériquement } P_M = (D d\theta/dt)^{0,25} / 410 \text{ en Watts} \quad (14')$$

Pour $d\theta/dt = 1 \text{ rad/s}$, on obtient : ($D = 30 \text{ cm}$, $P_M = 1.7 \text{ mW}$) ; ($D = 80 \text{ cm}$, $P_M = 2,2 \text{ mW}$) ; ($D = 3 \text{ m}$, $P_M = 3,2 \text{ mW}$) ; ($D = 4.7 \text{ m}$, $P_M = 3.6 \text{ mW}$).

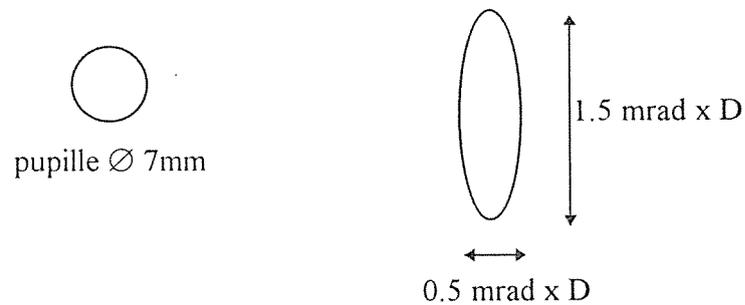


Figure II - 8 : Section droite du faisceau laser astigmatique à la distance D comparé à la pupille circulaire de l'œil.

Entre 4,7 m et 14 m on introduit dans (13) un terme correcteur pour P_M tenant compte de l'entrée partielle de la puissance laser dans la pupille (voir figure II-8), on remplace P_M par $(4,7/D) P_M$ d'où numériquement :

$$P_M = D^{1,25} (d\theta/dt)^{0,25} / 1940 \quad (15)$$

Pour $d\theta/dt = 1 \text{ rad/s}$ on a : ($D = 6 \text{ m}$, $P_M = 4.8 \text{ mW}$) ; ($D = 10 \text{ m}$, $P = 9.2 \text{ mW}$) ; ($D = 14 \text{ m}$, $P = 14 \text{ mW}$).

Pour plus de 14 mètres, le terme correcteur est $(4.7/D) \cdot (14/D)$ d'où numériquement :

$$P_M = D^{2,25} (d\theta/dt)^{0,25} / 27180 \quad (16)$$

Pour $d\theta/dt = 1 \text{ rad/s}$ on a : ($D = 20 \text{ m}$, $P_M = 31 \text{ mW}$) ; ($D = 30 \text{ m}$, $P_M = 77 \text{ mW}$).

La figure II - 9 représente la puissance autorisée en fonction de la distance pour une vitesse angulaire de 1 rad/s.

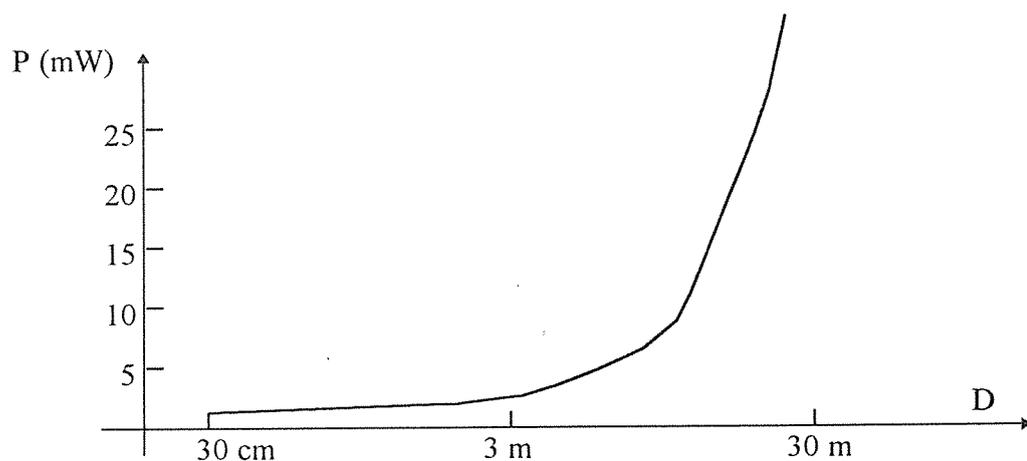


Figure II - 9 : Puissance autorisée en fonction de la distance pour une vitesse angulaire de 1 rad/s.

De façon générale un faisceau divergent, à partir du moment où le diamètre du faisceau est supérieur à celui de la pupille d'entrée ϕ permet une augmentation de la puissance laser en D^2 (voir termes correctifs sur P_M de l'équation (16)) qui compense les pertes en $1/D^2$ de l'équation (6) concernant le flux reçu à la détection.

La divergence augmente également les dimensions de la tache image sur la barrette, ce qui réduit le flux par pixel, et donc la portée. Dans notre cas particulier, le faisceau de $0.5 \text{ mrad} \times 1.5 \text{ mrad}$ donnera typiquement une tache de $17 \mu\text{m} \times 50 \mu\text{m}$ pour une lentille de distance focale 35 mm . Comme les pixels de la barrette font $10 \mu\text{m} \times 13 \mu\text{m}$ il y aura seulement 30 % de puissance utile par rapport à un faisceau de $0.5 \text{ mrad} \times 0.5 \text{ mrad}$. Ce n'est qu'à partir d'une quinzaine de mètres que la situation est intrinsèquement avantageuse, mais avec des puissances d'émission dépassant largement les 10 mW .

Il apparaît que les puissances élevées autorisées en prenant $\phi = 7 \text{ mm}$, pour un faisceau divergent, sont en pratique un leurre au niveau sécurité. En effet un système laser assurant la sécurité par balayage, ne doit pas en cas de dysfonctionnement de celui-ci entraîner une surclassification de l'appareil ([NFC 85] : § 4-10, page 16). Quels que soient les verrous de sécurité prévus en cas de pannes partielles, il semble très peu probable qu'un laser pouvant délivrer quelques dizaines de mW en continu soit autorisé en milieu extérieur non protégé.

On ne cherchera donc pas à tirer parti de la divergence du faisceau laser pour augmenter sa puissance. On considèrera donc comme pour un faisceau stationnaire ([NFC 85] : § 8.2.f, page 20) que la pupille d'interception est de 80 mm . On considère donc que la totalité de l'énergie du faisceau entre (les dimensions de la tâche restant inférieure à 80 mm). La formule (14') sera maintenue pour toute la plage de distances. On a alors :

$d\theta/dt = 1 \text{ rad/s}$	Distance	30cm	80cm	3m	10m	30m
	P_{Maximale}	1,7 mW	2,2 mW	3,2 mW	4,3 mW	5,7 mW

Tableau II : Puissance laser maximale autorisée fonction de la distance à l'obstacle pour une vitesse angulaire de 1 rad/s et une longueur d'onde de 670 nm dans le cadre de la classe I.

On se tient donc finalement à l'interprétation la plus sévère de la norme.

En choisissant une diode laser limitée à 5 mW on a la classe I en fonctionnement normal. Le cas de panne le plus défavorable à la sécurité laser : émission de la puissance maximale de la diode, le faisceau étant immobile, mène à la classe IIIA. Cette situation correspond à celle d'un pointeur laser commercial pour les conférences.

Concernant la géométrie du faisceau, l'optimisation de la portée se fait donc en ayant un faisceau de section la plus faible possible à grande distance.

Ces deux cas mettent en évidence plusieurs tendances :

- Les conditions de la classe I pénalisent plus la longueur d'onde 670 nm que 810 nm (40 % d'énergie en moins autorisée) dans le cadre du balayage. Par contre en cas de mauvais fonctionnement du balayage le faisceau visible à 670 nm permet de profiter en toutes circonstances de la classe II à 1mW et de la classe IIIA à 5mW contre 0.2 mW pour la classe I à 810 nm et 1 mW pour la classe IIIA .

- La puissance autorisée dépend à la « puissance un quart » de la vitesse de balayage, ce qui ne pénalise pas beaucoup les balayages lents (voir figure II - 7).

- On a vu au A.3.b. qu'un faisceau laser étalé dans une direction perpendiculaire à la ligne de photorécepteurs permet d'améliorer la stabilité mécanique de la réception. Ceci se fait aux dépens de la détectivité.

Le balayage permet donc de passer de la classe IIIB ou IIIA à la classe I. Pour s'assurer une bonne détection aux grandes distances, il faut pouvoir augmenter la puissance de la diode laser quand il n'y a pas de personnes en face. Plusieurs attitudes sont possibles :

- Soit, par un pyrodétecteur à infrarouge (du type de ceux équipant les alarmes), détecter la distance approximative d'une personne dans un large champ et en fonction ajuster la puissance laser au maximum autorisé. Cette approche à l'avantage de ne pas être sensible aux obstacles « froids » et donc de permettre une profondeur de champ maximale hors proximité vivante.

- Soit, par un autofocus élémentaire à grand champ, détecter la distance approximative des obstacles les plus proches et ajuster la puissance laser en fonction. Cette approche peut avoir l'avantage en outre de renseigner sur la configuration globale grand angle et d'indiquer l'arrivée subite d'un élément qui ne serait pas dans le plan d'exploration du faisceau laser. Un tel avantage peut également devenir perturbateur en signalant des obstacles sans incidences sur les objectifs du non - voyant et non immédiatement localisables (nécessité de les rechercher au profilomètre sans connaître leur direction).

- Soit réajuster la puissance de la diode laser par seuils à chaque donnée sur la distance, dans la mesure où la pupille de l'oeil ne sera jamais le premier obstacle rencontré, les tempes ou le front le seront avant.

B.1.c. Exposition en réflexion diffuse

Les faisceaux lasers que nous utilisons rentrent dans le cadre des sources ponctuelles. Les EMP du tableau VII (annexe A) se restreignent aux cas de réflexions diffuses. Considérons le cas le plus défavorable où le faisceau fixe frappe une surface diffusante près de l'oeil. On prend $\lambda = 810 \text{ nm}$ (pas de réflexe de fermeture des paupières). On a d'après le tableau I :

$$L_{\text{MAX}} = 10,6 \cdot 10^3 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}$$

Le faisceau des diodes laser collimatées utilisées sort avec un diamètre d'au moins 5 mm, la surface diffusante a donc au moins un diamètre de cet ordre. A quelques centimètres de l'oeil cette surface est vue sous un angle supérieur à $\alpha_{\text{MIN}} = 0,024 \text{ rad}$ ([NFC 85], page 44), le cas de la source étendue s'applique. La puissance laser autorisée est telle que :

$$P_{\text{MAX}} = \pi L_{\text{MAX}} S_D$$

avec S_D surface de la tâche supposée totalement diffusante et Lambertienne, ce qui autorise une puissance de 0.6 W bien supérieure aux besoins. Les conditions de sécurité en source étendue n'interviennent donc pas dans notre configuration.

On a vu que l'obtention de la sécurité oculaire pouvait se faire en balayant le faisceau et en ajustant la puissance en fonction de la distance d'éventuelles personnes dans le champ. Nous allons voir de quelle façon assurer et contrôler le balayage.

B.2. - Solution du balayage automatique

Lors des tests de simulation au chapitre I §D.3 le besoin d'utiliser très souvent un champ de balayage d'au moins 60° s'est fait clairement ressentir. En effet dans les situations de couloirs, ou au contournage d'obstacles, il faut avoir des informations sur les deux côtés de la configuration latérale. A ces niveaux d'excursion angulaire les déflecteurs acousto-optiques sont hors de course (obtenir plus de quelques degrés est difficile par cette technique). Il reste la solution du miroir tournant. Faire un profilomètre à balayage par miroirs rotatifs assurant :

- la compacité
- la forte excursion angulaire ($\pm 30^\circ$)
- la robustesse du réglage
- l'absence d'inertie et de vibrations

pose un certain nombre de problèmes techniques. Ceux-ci ne peuvent être résolus par les solutions dites autosynchronisées utilisées en robotique [RIO 84], [RIO 87], défailtantes dans notre contexte essentiellement au niveau du compromis compacité - excursion angulaire. Nous

avons développé un système assurant les trois premiers points, au détriment de l'absence d'inertie et de vibrations. Nous ne le décrivons pas dans la mesure où la solution du balayage automatique est actuellement abandonnée. La raison ne provient pas des difficultés de réalisation du balayage, déjà en partie résolues, mais de l'absence d'interactivité en temps réel de cette méthode. En effet, une excursion angulaire et une vitesse de balayage fixées ne conviennent pas forcément aux besoins du non-voyant dans une configuration donnée. Changer l'excursion angulaire ou la vitesse fait appel à la manipulation de curseurs et casse l'interactivité en temps réel.

Il faut de plus transmettre d'une certaine façon la direction du faisceau balayé à l'instant t au cerveau, ce qui est une information de plus à transmettre compliquant l'interface. L'idéal est un balayage totalement manuel, la mobilité du poignet le permet facilement, les données sur la position seraient alors acquises par le sens cinesthésique*. Le non-voyant serait alors totalement maître en temps réel du pointage, de la vitesse de balayage et de son excursion par le seul mouvement du poignet. Nous allons voir comment assurer la sécurité oculaire dans ce contexte.

B.3 - Solution du capteur inertiel

Pour obtenir la sécurité oculaire, tout en ayant un faisceau fixe par rapport à la main, il y a la solution d'enregistrer le mouvement du poignet et d'ajuster alors la puissance fonction de la vitesse angulaire de ce balayage. Pour cela on dispose d'accéléromètres, la donnée primordiale est la vitesse de l'extrémité du faisceau laser touchant l'obstacle (on note V_A la vitesse du spot au point A). Le temps de passage dans l'oeil est donné par $t = d / V_A$. Dans la mesure où le faisceau subit un mouvement de translation - rotation, il faudrait intégrer le signal de six accéléromètres (six degrés de liberté pour le mouvement d'un solide) pour remonter aux données sur la vitesse et avoir la connaissance totale du vecteur V_A .

Si l'on est près à sous estimer quelque peu V_A , ce qui n'est pas gênant, cela va même dans le sens d'une correcte application des normes de sécurité, le problème peut être simplifié.

La discipline imposée dans les mouvements (chapitre I § C.2.a) donne un balayage du faisceau par rotation de la main suivant un axe appartenant au plan (radius - cubitus) de l'avant bras (cf figure II.10). Le mouvement du point O ne participe pas au balayage, c'est le mouvement relatif de O et I qui le crée. Projétons la vitesse de O sur (Ox) et celle de I sur (Ix') on a :

$$V_{IX'} - V_{OX} = (d\theta / dt) OI \quad (17)$$

OI est connu, $V_{IX'}$ et V_{OX} peuvent être obtenus par l'intégration du signal de deux accéléromètres placés en I et O et sensibles respectivement à l'accélération suivant Ix' et Ox . L'obtention par ce biais de la donnée $(d\theta / dt)$ permet de gérer la sécurité oculaire sans avoir à imposer un $d\theta / dt$ fixe par balayage automatique.

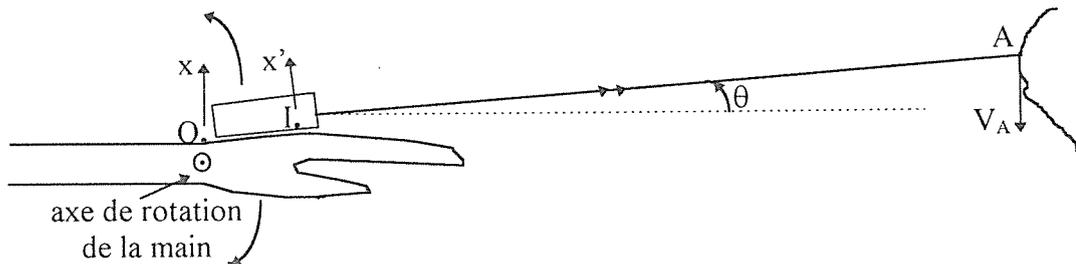


Figure II.10 : Acquisition de la vitesse de déplacement manuel du faisceau laser.

La méthode est valable quel que soit le plan de coupe exploré. Le respect de la technique de balayage devient obligatoire sous peine d'enregistrer un $d\theta/dt$ nul et donc de ne pas avoir de puissance laser autorisée. V_A est en fait peu sous estimé si le balayage est correctement effectué.

Le fait de pouvoir agir sur $d\theta / dt$, la possibilité à partir de cette donnée de contrôler par électronique les paramètres de fonctionnement du système est attrayante. Le but reste l'accès éventuel aux grandes portées et à la haute résolution angulaire si nécessaire, deux objectifs allant à l'encontre de la sécurité oculaire. La grande portée demande de la puissance laser, la résolution angulaire d'après (9) va dans le sens de $d\theta / dt$ faible. Voyons comment optimiser ces paramètres. Reprenons l'équation (13') en la mettant sous la forme :

$$P_M = D^{0.25} (d\theta / dt)^{0.25} u$$

avec $u = 1/240$ à 810nm et $u = 1/410$ à 670nm.

Insérons la valeur de la puissance maximale autorisée dans les équations (6) et (7) et extrayons la valeur de la distance, on obtient ainsi la valeur de la distance maximale accessible :

$$D_{MAX} = (2w\tau / \pi\alpha f)^{2/7} (T_P S_I / E_P)^{4/7} u^{4/7} (d\theta / dt)^{1/7} \quad (18)$$

Rappelons que w est la largeur du pixel supposé carré de la barrette CCD, τ le temps d'intégration, α la divergence du faisceau laser, f la distance focale de la lentille, T la

transmittance du filtre interférentiel, ρ la réflectivité de l'obstacle, S_l la surface de la lentille (diaphragme compris), E_p l'énergie minimale nécessaire par pixel pour avoir un signal détectable, u une constante dépendant de la longueur d'onde et $d\theta / dt$ la vitesse angulaire. En reprenant les valeurs numériques précédemment utilisées ($w = 10^{-5}m$, $\tau = 15$ ms., $\alpha = 0,3$ mrad, $f = 35mm$, $T = 0.8$, $\rho = 0.01$, $S_l = 1,3 \cdot 10^{-5} m^2$, $E_p = 2 \cdot 10^{-15} J$, $u = 1/240$ à 810 nm) on obtient $D_{MAX} = 57$ mètres.

Cela montre que la sécurité oculaire n'est pas un obstacle fondamental à la portée dans le cadre d'un profilomètre à triangulation à émission continue. Cette portée est cependant peu utile ici car la précision à 57 m n'est que de 6 m d'après l'équation (2) avec une base de 15 cm.

La portée n'est pas la seule donnée importante, il y a aussi la résolution angulaire donnée par (9) :

$$\Delta\theta = \tau (d\theta / dt)$$

Dans la solution proposée, le non-voyant, par le contrôle du mouvement de son poignet, est à tout moment maître de la donnée ($d\theta / dt$). Celle-ci est enregistrée par le capteur inertiel qui peut alors commander en temps réel les paramètres τ (temps de pose de la barrette) et P_M puissance de la diode laser.

L'entrée est ($d\theta / dt$) et en fonction de celle-ci on doit satisfaire des objectifs : obtention d'une haute résolution angulaire, obtention d'une grande portée, exploration rapide d'un grand champ angulaire, acquisition de la vitesse d'un mobile localisé etc. ou une combinaison de ces objectifs. L'électronique par la connaissance de ($d\theta / dt$) et éventuellement celle de D (en cas de réflexion spéculaire du faisceau, ou d'obstacles hors de portée, D peut être inconnu) peut gérer τ et P_M . Le non - voyant, en fonction de sa connaissance de ($d\theta / dt$) acquise par cinesthésie, de la direction du faisceau (toujours par cinesthésie du poignet), de la distance D (en faisant des hypothèses lors d'une éventuelle zone sans signal retour fonction de l'environnement dans lequel il se situe : vide, surface spéculaire, absorbante) peut ajuster ($d\theta / dt$).

Il ne faut pas non plus oublier l'interfaçage physiologique et cérébral, le temps de pose τ donne la durée d'une mesure, s'il est court le débit de mesure sera élevé, il faut que l'interface suive. S'il est long, il y aura transmission d'une quantité trop faible d'informations entraînant un « flou ».

Le problème de cybernétique devient complexe. Il dépend avant tout des besoins de l'utilisateur et de sa façon de manipuler le système. Son exploration ne peut débuter que de façon purement expérimentale. Il faut donc d'abord observer comment le non - voyant interagit avec la prothèse en fixant d'abord certains paramètres, τ ou P_M par exemple, puis essayer diverses fonctions de gestion électronique $\tau (d\theta/dt, D)$; $P_M (d\theta/dt, D)$. Il est probable qu'il faudra prévoir plusieurs options de fonctionnement. Pour cela nous avons monté le prototype compact portable décrit au paragraphe D.

C - Etude expérimentale du profilomètre à $\lambda = 810 \text{ nm}$

C.1 - Compromis sur la disposition des composants optiques

La base, la barrette et la lentille sont disposés parallèlement sur le schéma de la figure II.2 du paragraphe A. En supposant que le plan de la barrette soit conjugué avec la portée maximale (prenons trente mètres par exemple), la distance lentille barrette est donnée par :

$$p'_B = -30 f / (f - 30)$$

L'ouverture numérique de la lentille $f / 9$ étant relativement faible, les dimensions de la tache de défocalisation sont données par le diamètre d' tel que :

$$d' = (1/9).(p' - p'_B) \text{ avec } p' = -D f / (f - D)$$

en considérant que $p'_B \approx f$ on a :

$$d' = (1/9).(f^2 / (D-f)) \text{ en valeur absolue.}$$

comme $D > 30 \text{ cm}$ et $f = 35 \text{ mm}$ on a dans tous les cas :

$$d' \approx f^2/9D \quad (19)$$

La perte de flux par pixel par défocalisation varie comme w^2 / d'^2 , w^2 étant la surface du pixel, soit comme D^2 .

La défocalisation a donc tendance à annuler le gain en flux en D^2 dû au rapprochement de l'objet (tache A sur la figure II.2). S'assurer une bonne détectivité à toute distance en deçà de la portée maximale demande de réduire la défocalisation aux courtes distances.

Il existe une disposition dite de « Scheimpflug » qui permet de conjuguer deux plans inclinés. Elle est connue depuis longtemps en photographie (1898) et utilisée en triangulation [BIC 85], [RIO 87].

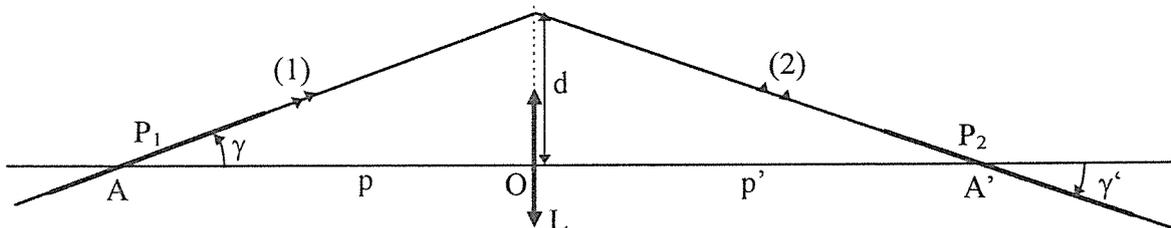


Figure II-11 : Principe de la géométrie de « Scheimpflug », A et A' points conjugués, L lentille.

Deux plans P_1 et P_2 inclinés par rapport à l'axe optique d'une lentille sont conjugués si leurs angles d'inclinaisons γ et γ' respectifs et le grandissement G sur l'axe optique sont liés par la relation :

$$\text{tg } \gamma = (1/G) \text{tg } \gamma' \quad (20)$$

En effet, la figure II-11 représente deux points conjugués A et A' , tout point situé sur le rayon (1) (trace de P_1) a son conjugué par le système optique sur le rayon (2) émergent (trace de P_2). P_1 et P_2 sont donc conjugués. On a $d = p \text{tg } \gamma = p' \text{tg } \gamma'$, d'où la relation (20). Lorsque les points conjugués s'éloignent de l'axe, on retrouve les phénomènes habituels d'aberrations. Le grandissement objet image entre P_1 et P_2 est variable (contrairement au cas des plans perpendiculaires à l'axe).

La figure II.12 représente l'adaptation de la géométrie de Scheimpflug à un télémètre à triangulation. Les plans conjugués sont normaux au plan (faisceau, axe optique) contenant respectivement le faisceau et la ligne de photorécepteurs de la barrette. La conjugaison est effectuée dans tout le champ géométrique de la réception. Avec les notations de la figure II.12 le grandissement sur l'axe G vaut f_0 / l .

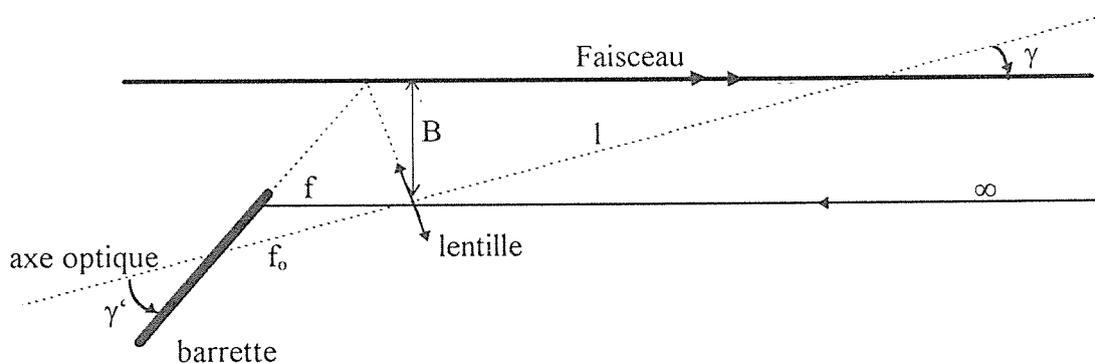


Figure II.12 : Géométrie de Scheimpflug conjuguant les plans orthogonaux au plan formé par l'axe optique de la lentille et l'axe du faisceau laser et passant respectivement par le faisceau et la barrette CCD, l distance du centre de la lentille à l'intersection faisceau - axe de la lentille, f_0 distance du centre de la lentille à l'intersection barrette - axe de la lentille.

A priori cette géométrie est attrayante dans la mesure où la défocalisation disparaît. Cependant le rapport entre la distance maximale (30 m) et minimale (30cm) est d'un facteur 100, ce qui signifie que le flux sera alors 10000 fois plus important à 30 cm qu'à 30 mètres. Il y aura donc sursaturation de la barrette CCD se traduisant par effet de « blooming », les charges en excès diffusent sur les pixels voisins les saturent et ainsi de suite ce qui fait que pour les courtes distances la barrette est totalement saturée et donc le signal absent. Il existe des barrettes CCD avec « antiblooming » qui réduisent cet effet, sans l'annuler pour les très fort flux. Nous aurions pu envisager de nous diriger vers une barrette comme la TH 7811 de Thomsom qui est l'équivalent de la TH 7803 que nous utilisons avec l'antiblooming en plus. Cette possibilité n'a pas été retenue pour les raisons suivantes :

- Il n'est pas sûr que l'antiblooming de la TH 7811 soit suffisant pour faire face aux excès de flux en toutes circonstances.
- L'effet de blooming, considéré généralement comme un défaut nuisible, nous sera utile pour acquérir la réflectivité (voir § C.4).
- Les barrettes avec antiblooming sont plus chères.

Nous nous tournons donc vers une situation intermédiaire qui consiste à avoir une disposition d'allure « Scheimpflug » tout en préservant un certain degré de défocalisation. La disposition n'est absolument pas critique, elle s'ajuste empiriquement en maintenant toutefois les conditions suivantes :

- La conjugaison à la portée maximale doit être au mieux réalisée avec l'extrémité de la barrette sur laquelle se focalise le faisceau rétrodiffusé.
- L'incidence par rapport à l'axe optique du faisceau retour correspondant à la portée maximale doit être modérée (pas plus de 4 à 5°) afin d'éviter toute aberration aux grandes distances. Le but est d'optimiser la détectivité en concentrant le maximum d'énergie sur un pixel.

Les conséquences de la défocalisation et des aberrations seront vues au § C.3.

C.2 - Signaux de base, portée

Nous avons utilisé une diode laser collimatée à 810 nm de faible anamorphose résiduelle et de puissance ajustable jusqu'à 8 mW. Le relevé de l'astigmatisme du faisceau est représenté à la figure II.13.

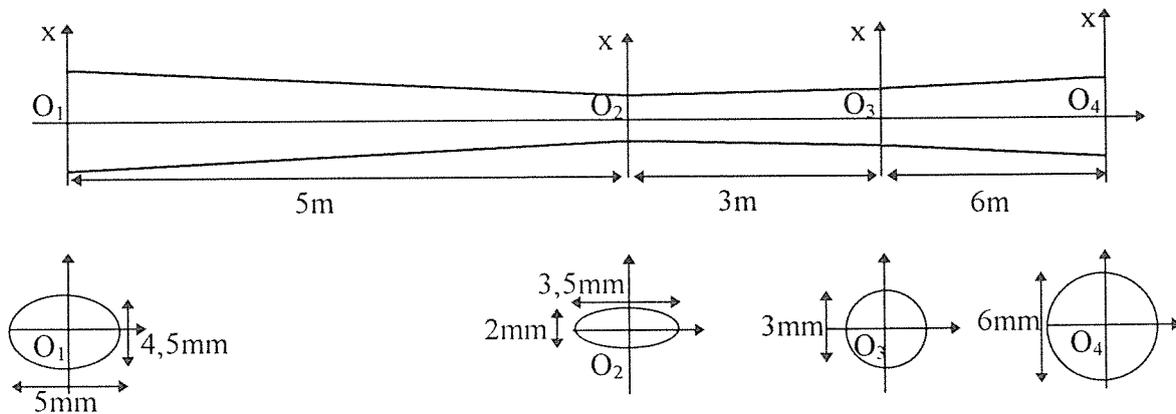


Figure II - 13 : Astigmatisme résiduel de la diode laser collimatée à 810 nm. Les dimensions transverses ont été sommairement déterminées par le seuil de sensibilité d'une plaque de visualisation d'infrarouge proche.

La disposition des composants, dans ces relevés, est la configuration « intermédiaire » venant d'être décrite. Le filtre interférentiel est centré à 810 nm et a 40 nm de bande passante. La lentille grand champ ménisque a un diaphragme à $f/11$ ($f = 35$ mm) situé à environ 5mm du centre du ménisque (compromis des appareils photographiques à usage unique).

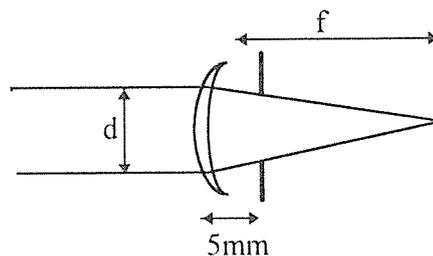


Figure II - 14 : Lentille ménisque diaphragmée utilisée.

L'ouverture effective d de la lentille correspond environ à $f/9$ (le diaphragme représenté sur la figure II - 14 étant à $f/11$). C'est la valeur numérique qui a servi lors du calcul de flux au A.5.a. La base est de 15 cm. La barrette CCD TH 7803 a été gérée ici par la carte Thomsom dédiée TH 7931D.

Nous allons présenter ici une série de signaux vidéo typiques qui serviront de base aux discussions de la suite du chapitre (Figures II - 15 ; II - 16 ; II - 17 ; II - 18). Ces signaux correspondent à différentes distances, réflectivités, et conditions de lumière ambiante. Le temps

d'intégration est de 20 ms, la puissance du faisceau laser 4 mW, le temps de vidage de la barrette est de 3,5 ms. La largeur temporelle d'un pixel est ici de 1,5 μ s. La partie gauche des signaux correspond aux grandes distances et la partie droite aux distances proches. L'intervalle de temps séparant le début du signal du centre du pic donne la position de la tache image A' sur la barrette et est reliée unilatéralement à la distance D.

La figure II - 15.a montre que la détection d'un bout de tissu noir à 15 mètres est effectuée sans ambiguïtés. Les mesures en salle ne se sont pas faites au delà de 15 mètres (limite des possibilités de traversées de salles du faisceau, le système étant non déplaçable à l'extérieur). On voit cependant qu'à 30 mètres le flux est normalement divisé par quatre, ce qui est ici la limite accessible pour l'obstacle en tissu noir, compte tenu des bruits dans le cadre de la détection par simple seuil. La figure II - 15.b représente le signal dans les mêmes conditions pour un bout de tissu blanc. Lorsque la distance décroît on observe la défocalisation de l'image (figure II - 16.a pour un tissu noir à 2 mètres). Lorsque la réflectivité est plus élevée (figure II - 16.c par exemple pour un tissu rouge) la largeur du pic est largement supérieure à la valeur de la tache de défocalisation (donnée par le signal sur tissu noir). Ceci est dû à l'effet de « Blooming » dont nous avons précédemment parlé.

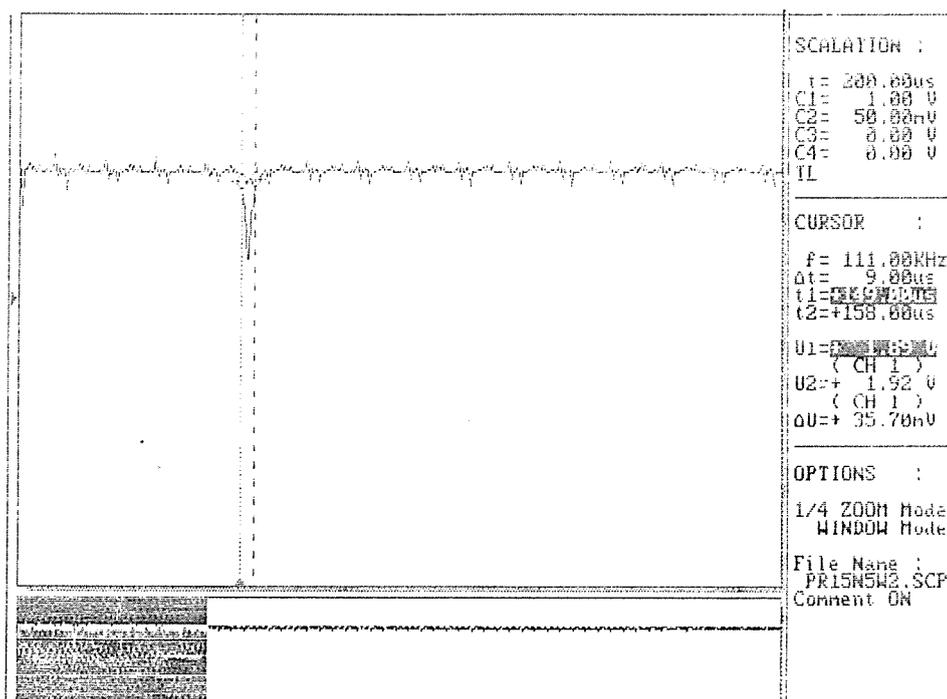


Fig. II.15.a. Sortie vidéo de la barrette CCD pour un obstacle de tissu noir en coton à 15 mètres, puissance d'émission de la diode laser 4mW, temps d'intégration 20 ms, temps de vidage 3,5 ms, base 15 cm, (échelle des temps dilatée par 4).

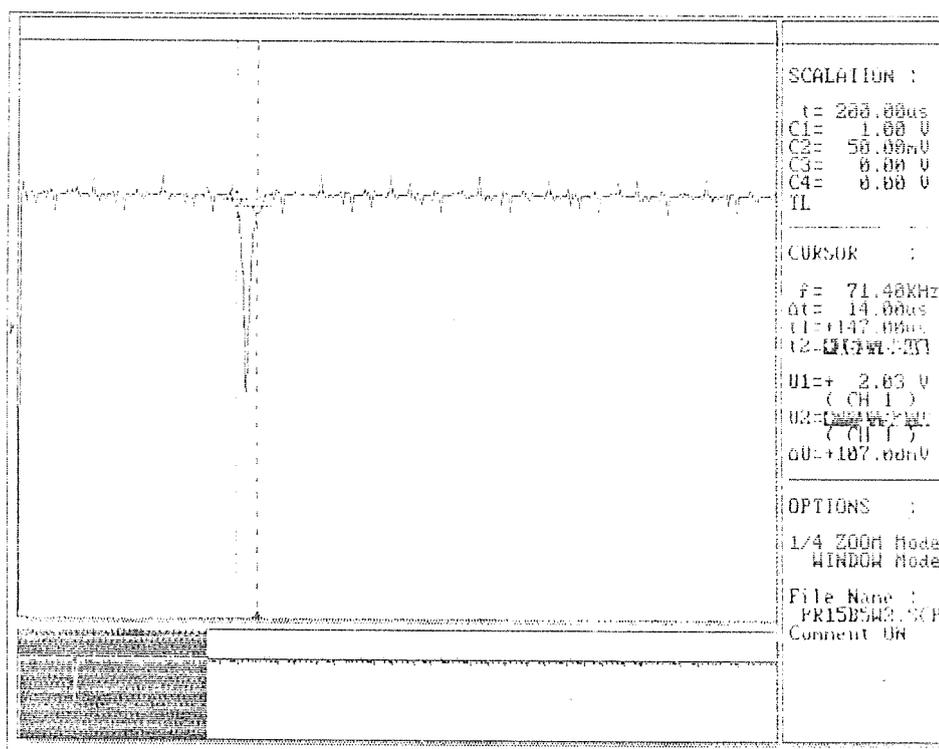


Fig. II.15.b. Sortie vidéo de la barrette CCD pour un obstacle de tissu blanc à 15 mètres, puissance d'émission de la diode laser 4mW, temps d'intégration 20 ms, temps de vidage 3,5 ms, base 15 cm, (échelle des temps dilatée par 4).

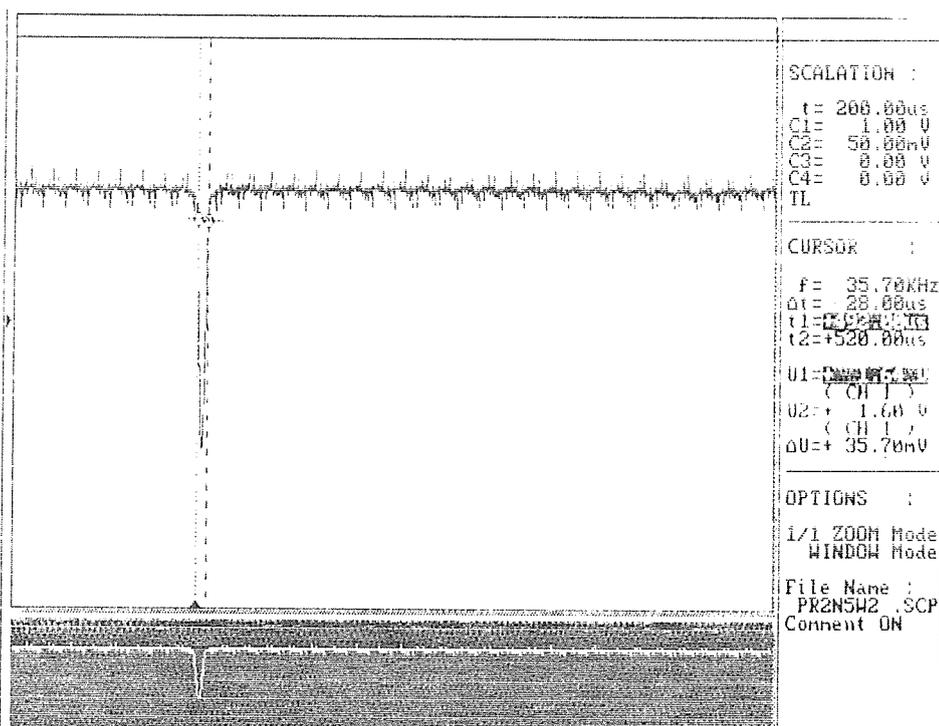


Fig. II.16a. Sortie vidéo de la barrette CCD pour un obstacle de tissu noir à 2 mètres, puissance d'émission de la diode laser 4mW, temps d'intégration 20 ms, temps de vidage 3,5 ms, base 15 cm.

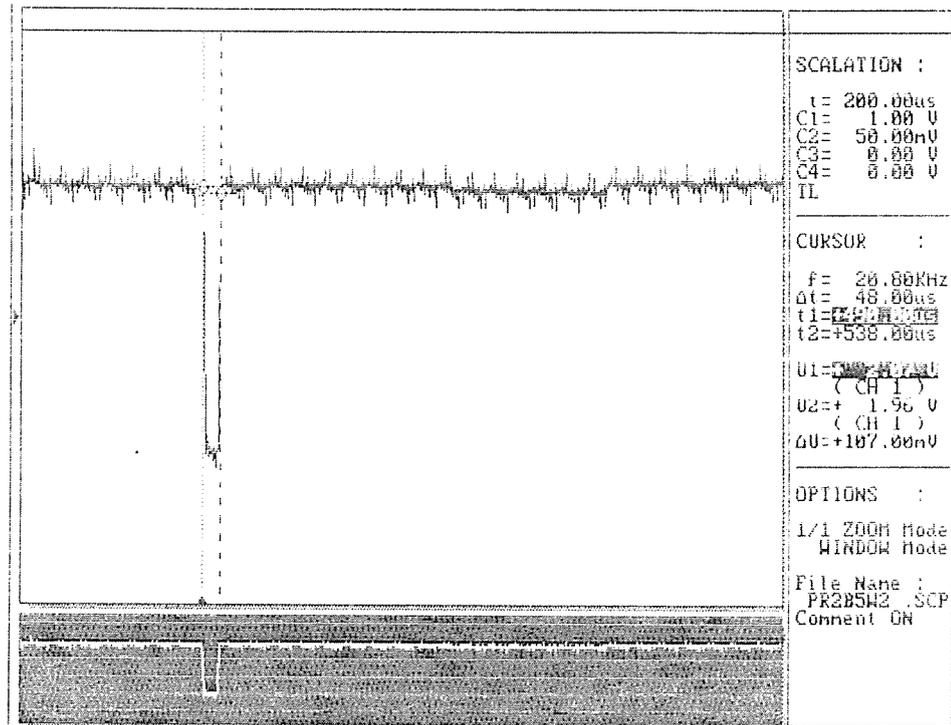


Fig. II.16b. Sortie vidéo de la barrette CCD pour un obstacle de tissu bleu à 2 mètres, puissance d'émission de la diode laser 4mW, temps d'intégration 20 ms, temps de vidage 3,5 ms, base 15 cm.

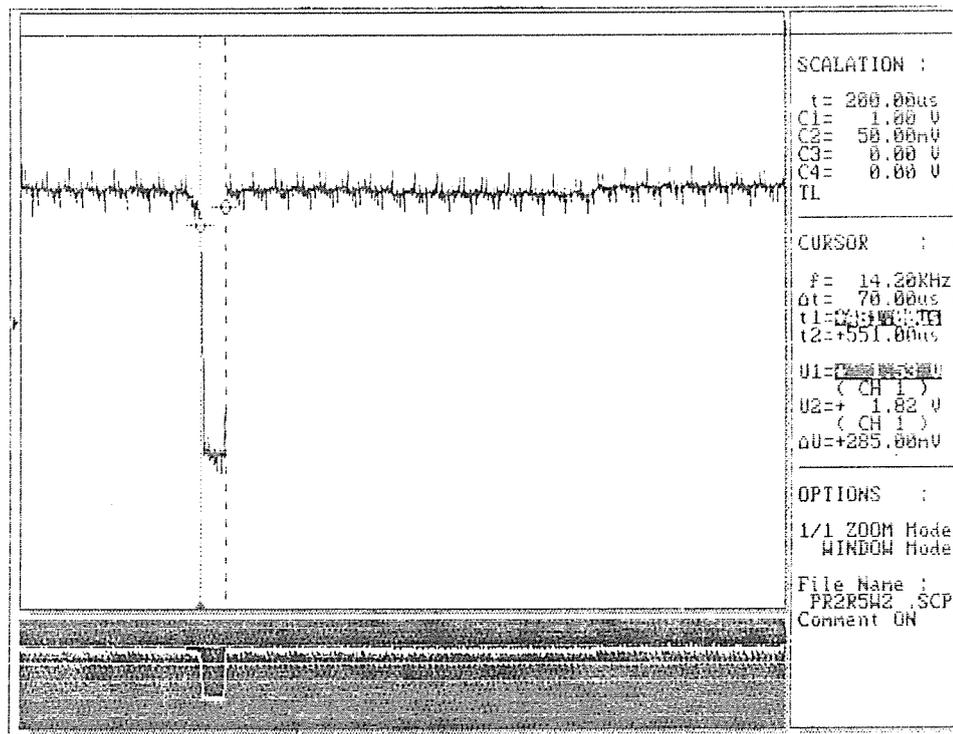


Fig. II.16c. Sortie vidéo de la barrette CCD pour un obstacle de tissu rouge à 2 mètres, puissance d'émission de la diode laser 4mW, temps d'intégration 20 ms, temps de vidage 3,5 ms, base 15 cm.

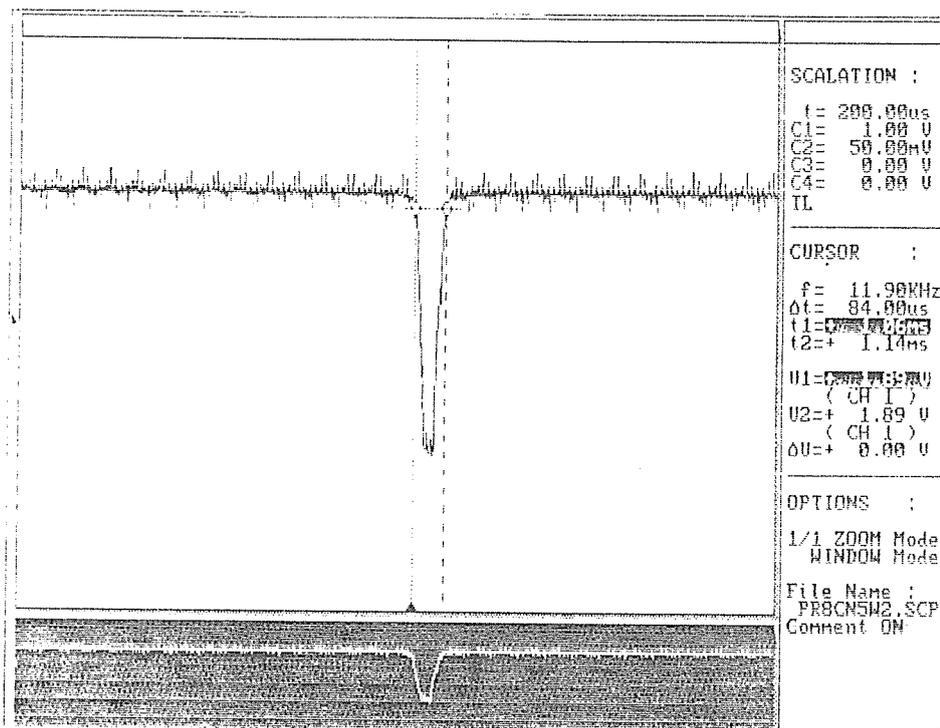


Fig. II.17a. Sortie vidéo de la barrette CCD pour un obstacle de tissu noir à 0,8 mètre, puissance d'émission de la diode laser 4mW, temps d'intégration 20 ms, temps de vidage 3,5 ms, base 15 cm.

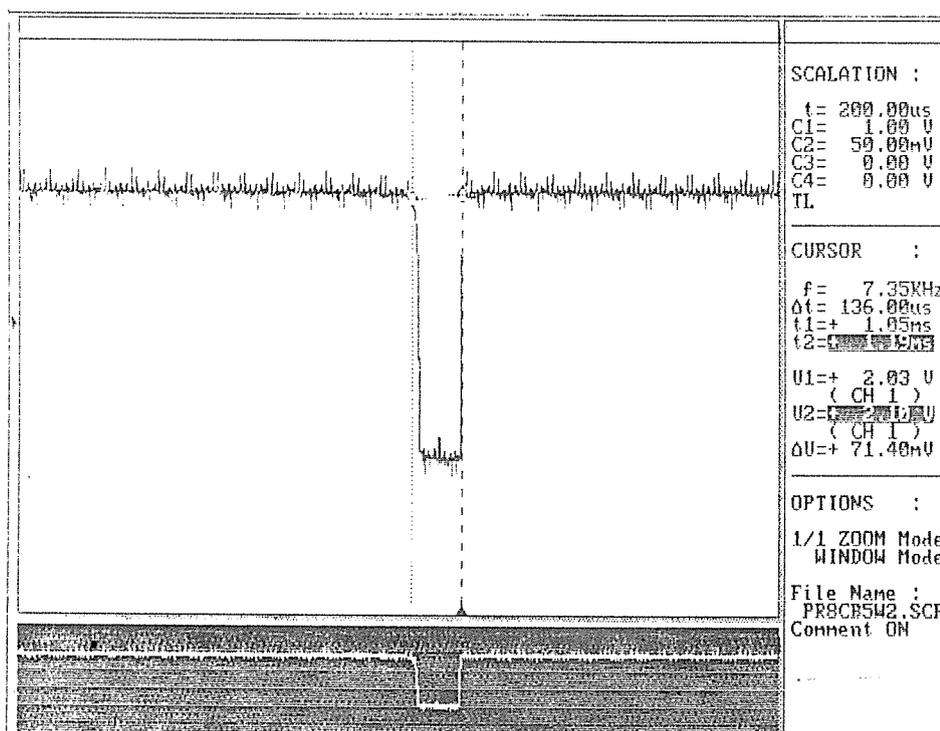


Fig. II.17b. Sortie vidéo de la barrette CCD pour un obstacle de tissu blanc à 0,8 mètre, puissance d'émission de la diode laser 4mW, temps d'intégration 20 ms, temps de vidage 3,5 ms, base 15 cm.

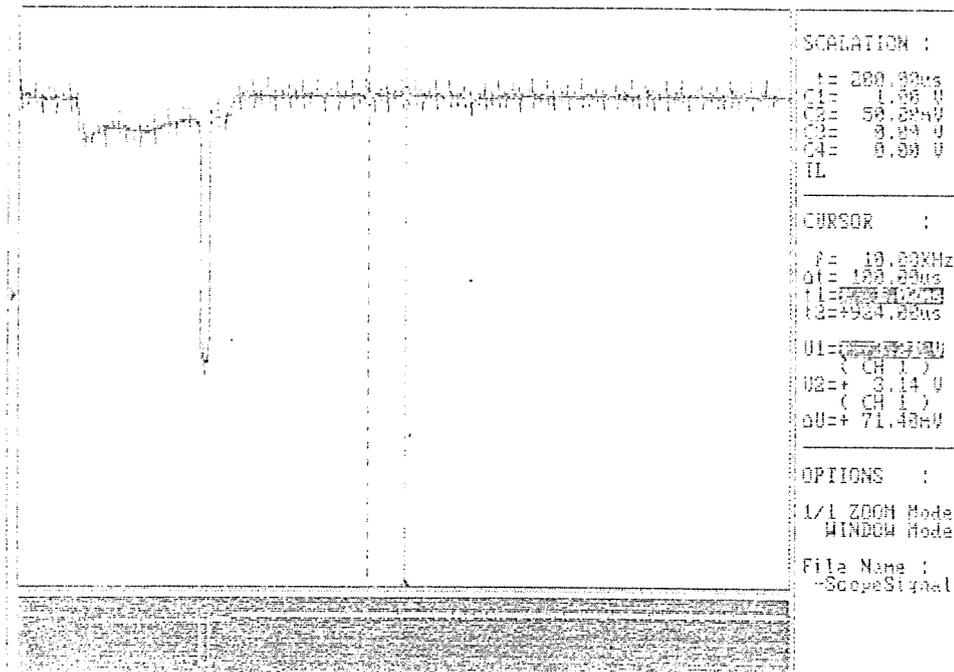


Fig. II.18. Sortie vidéo de la barrette CCD pour un obstacle à 2 mètres en présence de 60 klux de lumière ambiante, puissance d'émission de la diode laser 4mW, temps d'intégration 20 ms, temps de vidage 3,5 ms, base 15 cm.

La forme des pics hors saturation (figures II-15.a, II-15.b, II-16.a) reflète l'éclairement non uniforme de la section du faisceau laser rétrodiffusé par l'obstacle.

C.3 - Précision

La reproductibilité de la position du pic dans une configuration donnée n'appelle pas de remarques particulières. Il n'y a pas eu de fluctuations notables observées. Les fluctuations de puissance de la diode laser qui n'est pas stabilisée par photodiode intégrée ont provoqué des fluctuations d'amplitude du pic de quelques pour cent sur des échelles de temps de plusieurs secondes sans incidence sur la position du centre du pic. Une forte variation du temps d'intégration de la barrette CCD l'orsque l'on est en saturation peut décaler le centre du pic, ce point sera étudié lors de l'évaluation du prototype (§D).

On s'est attaché à relever les fluctuations de position du centre du pic avec la réflectivité. Le centre du pic est calculé comme étant à la moitié de la largeur du pic. La largeur du pic est obtenue pour un seuil placé légèrement au dessus du niveau du bruit.

Pour la distance de 15 m, sur la figure II - 15a le centre du pic est à 153,5 μs pour l'obstacle noir, pour le blanc (figure II - 15b) il est à 154 μs . Cette différence de 0,3 pixel n'a pas de

signification, cela provient de l'échelle des temps graduée en μs . La symétrie du pic fait que la position du centre ne dépend pas du niveau du seuil.

Pour la distance de deux mètres, on a, pour le noir, le centre du pic à $506 \mu\text{s}$ (figure II -16a), pour le bleu le pic à $514 \mu\text{s}$ (figure II - 16b), pour le rouge $516,5 \mu\text{s}$ (figure II - 16c). Du noir au rouge on va dans le sens des réflectivités croissantes pour la longueur d'onde de 810 nm , ce qui fait que le pic entre les cas extrêmes s'est déplacé de 7 pixels.

Pour la distance de 0.8 mètre , pour le noir on a le centre à $1100 \mu\text{s}$ (figure II - 17.a), pour le blanc $1118\mu\text{s}$ (figure II - 17.b). Le déplacement s'est fait dans le sens des distances courtes de de 12 pixels.

On remarque qu'en présence d'une défocalisation, associée à une inévitable aberration de coma, les fortes réflectivités translatent le centre du pic vers les courtes distances. Par contre pour les grandes distances où, à la fois la défocalisation et les aberrations sont évitées, on a une indépendance du centre du pic avec la réflectivité. Ces constatations n'ont pas donné lieu jusqu'à présent à de contre-exemples, que ce soit sur le système sur table ou sur le prototype portable. Elles ne sont pas surprenantes dans la mesure où une coma défocalisée s'étale vers l'extérieur de l'axe optique. On peut remarquer sur les figures II - 16 et 17 que les flancs côté droit des pics sont généralement plus raides.

Au niveau pratique dans le cas particulier qui vient d'être reporté, un pixel d'incertitude à 15 mètres correspond à 40 cm (voir équation (2)). La précision est meilleure que le pixel, mais dans la mesure où le pic ne fait que 4 ou 5 pixels elle sera forcément moins bonne que le quart de pixel.

Pour 2 mètres , toujours d'après l'équation (2), un écart d'un pixel de la position de l'image correspond à une variation de distance de 7 mm , la précision est donc de $4,5 \text{ cm}$ (7 pixels). Pour 80 cm , un écart d'un pixel correspond à $1,2 \text{ mm}$ on a donc $1,5 \text{ cm}$ d'incertitude (12 pixels).

Ces incertitudes supérieures au pixel en fonction de la réflectivité aux courtes distances ne sont pas fondamentales, elles peuvent être corrigées de deux façons :

- En introduisant un terme correctif proportionnel à la largeur du pic.
- En disposant les composants optiques de façon à se rapprocher des conditions de « Scheimpflug », ce qui réduit la défocalisation et donc l'incertitude.

Les incertitudes dues à la défocalisation ont été traitées pour les systèmes à triangulation dans la référence [SEI 93], les effets du speckle dans [BAR 91a] et [BAR 92a]. On verra au chapitre V s'il y a lieu ou non d'approfondir la question de la précision de la mesure.

Le problème de fond est, avant de traiter les incertitudes, de connaître la précision réellement utile dans notre contexte. Il n'y aura que les essais par des non-voyants sur le prototype complet pour répondre à cette question. Nous ne nous étendrons donc pas davantage, pour le prototype on se placera plus près des conditions de « Scheimpflug » qu'ici. On effectuera un relevé de l'incertitude expérimentale après numérisation de la distance temporelle du début du signal au centre du pic.

C.4 - Acquisition de la réflectivité

Aux grandes distances, les figure II - 16a et II - 16b montrent que l'amplitude du pic est une indication sur la réflectivité de l'obstacle à la longueur d'onde d'émission de la diode laser. Aux courtes distances, l'effet de « blooming » de la barrette CCD se superposant à la défocalisation produit une largeur de pic dépendant de la réflectivité. Les figures II - 16b et II - 16c donnent respectivement une largeur de 32 pixels pour l'obstacle bleu et de 47 pixels pour le rouge, pour une largeur de défocalisation plus aberrations de 18 pixels (figure II - 16a). A 0,8 mètre la différence de largeur entre le noir et le blanc est de 38 pixels. On peut donc avoir une estimation de la réflectivité par la connaissance de la distance de l'obstacle, de l'amplitude du pic du signal, et si celui-ci atteint la saturation par la largeur du pic. Il ne s'agit pas ici de faire un réflectomètre, mais seulement d'arriver à faire la distinction entre quelques niveaux de gris. Rien qu'une dizaine de niveaux peuvent être d'une grande utilité : repérage des bandes blanches d'un passage protégé, détection d'un objet plat au sol indétectable par son relief trop faible, flaque d'eau, zone boueuse etc. Les ambitions sur l'acquisition de la réflectivité ne vont guère au delà pour l'instant. Elles semblent largement à la portée du système étant donné l'allure des signaux.

Notons que ce que nous appelons ici « réflectivité » par commodité est en fait la valeur du coefficient de rétrodiffusion dans la direction de la lumière incidente. Elle dépend de l'absorbance du milieu à la longueur d'onde considérée, de sa granularité, et de l'incidence du faisceau sur la surface touchée. Ceci fait que toute correspondance précise entre le signal acquis et la sensation visuelle d'un voyant est illusoire.

C - 5 - Bruits

C - 5.a Bruit de la lumière diurne

A l'intérieur d'une pièce l'éclairage ambiant dépasse rarement quelques centaines de lux. Une pièce correctement éclairée aux néons est à moins de 100 lux ambiant. Le champ de l'appareil est très restreint. Pour un pixel, la lumière parasite du jour est interceptée par une surface de $1,2 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2$ (surface de la lentille diaphragmée) dans un angle solide de $1,2 \cdot 10^{-13} \text{ sr}$ (c'est à dire $(w/f)^2$, w côté du pixel carré et f distance focale de la lentille). Il faut donc qu'il y ait une source de lumière intense dans le très faible angle solide d'interception pour avoir un signal parasite. Le système est insensible à une ampoule située à une fraction de degré de l'axe du faisceau laser. En intérieur le faible champ de l'appareil est pratiquement suffisant pour s'immuniser de la lumière ambiante. Le signal est propre et ne nécessite pas de prétraitement.

En extérieur le problème est plus crucial, on passe de la centaine de lux à plusieurs milliers de lux. Cela peut aller dans le cas des « soleils de plomb » à 150 klux ambiant. Le filtre interférentiel est indispensable. La figure II - 18 représente le signal parasite fourni par une lampe à iode focalisée sur un obstacle blanc de façon à avoir 60klux au luxmètre (les amplitudes des signaux du jour seront quantifiées en W/m^2 dans la bande passante des filtres interférentiels au § D.7). Le signal est toujours présent, mais il faut prendre des précautions pour la valeur du seuil qui servira à déterminer la position du pic.

La solution est électronique, les allures temporelles générées par la lumière parasite sont différentes de celles du signal utile. Généralement les transitions sont plus lentes, un pic ne peut pas être large et de faible amplitude (ce qui élimine le premier pic de la figure II - 18).

Plusieurs solutions ont été envisagées pour s'affranchir de cette lumière parasite :

- Enregistrer le signal total dans une RAM, refaire un enregistrement faisceau laser éteint, puis faire la différence. La méthode n'est pas radicale, le faisceau étant en mouvement l'enregistrement de la lumière parasite faisceau éteint peut être notablement différent du signal parasite de l'enregistrement précédent dans la mesure où l'angle d'exploration a changé. Cette technique va également à l'encontre d'un relevé continu des lignes de coupe, qui se trouvent échantillonnées dans un rapport 0,5.

- Envoyer le signal sur différents filtres en parallèle spécialisés dans l'élimination des principales allures de bruit et faire un système logique combinatoire de décision permettant d'avoir l'équivalent d'un signal non bruité pour la détection du pic. On retient cette deuxième solution (pour les premiers filtres utilisés en pratique voir §D).

On a vu au § A - 4.b que le choix fait de la bande passante de 40 nm n'était pas optimisé. Une optimisation de ce facteur peut simplifier les opérations électroniques de filtrage. Le § D.6 sur les comportements in situ du prototype montrera que par une journée ensoleillée, ce ne sera pas superflu. Voyons ce qu'implique la réduction de la bande passante.

La longueur d'onde centrale d'un filtre interférentiel diminue avec l'inclinaison. La bande passante et la transmission ne varient pas sensiblement. La longueur d'onde centrale du filtre sous incidence ϕ est donnée par :

$$\lambda_{\phi} = \lambda_0 (n^{*2} - \sin^2\phi)^{1/2} / n^* \quad (21)$$

avec λ_0 longueur d'onde centrale sous incidence normale ; n^* : indice de réfraction effectif de l'ensemble du filtre. La formule est valable jusqu'à $\phi = 30^\circ$.

Le champ angulaire étant de 30° , on peut le mettre sous la forme de $\pm 15^\circ$ par rapport à la normale (figure II - 19).

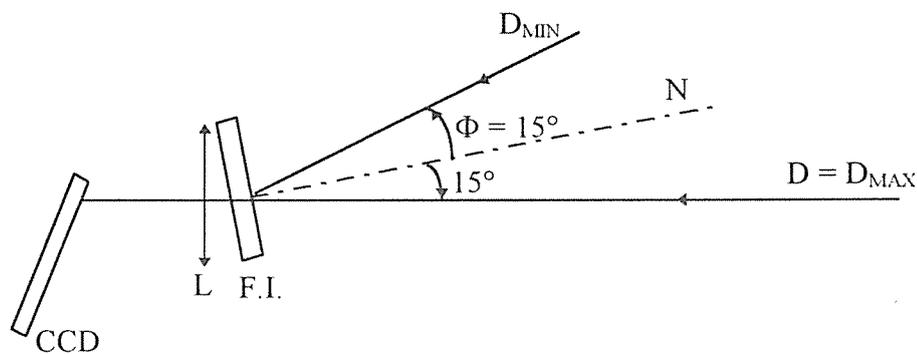


Figure II - 19 : Disposition du filtre interférentiel pour une réduction optimale de la bande passante.

D'après la formule (21) une bande passante de 7 nm est suffisante pour 15° , retenons le standard de 10 nm qui permettra une certaine tolérance.

La figure II - 20 représente les courbes λ_{ϕ} , $\lambda_{\phi} + \Delta\lambda/2$ et $\lambda_{\phi} - \Delta\lambda/2$. La longueur d'onde λ_0 doit être choisie en fonction de celle de la diode laser λ_{DL} de façon à avoir une excursion possible de 15° tout en restant dans la bande passante. D'après la figure II - 20 on doit avoir :

$$\lambda_0 - 5,5 \text{ nm} < \lambda_{DL} < \lambda_0 - 2 \text{ nm}$$

Afin de garder 1 à 2° de tolérance sur l'inclinaison du filtre il est préférable d'avoir :

$$\lambda_0 - 5 \text{ nm} < \lambda_{DL} < \lambda_0 - 3 \text{ nm}$$

Ceci demande de contrôler la longueur d'onde de la diode laser, ainsi que celle centrale du filtre interférentiel au nm près. Ce n'est pas évident lorsque l'on recherche dans la gamme des premiers prix. Notons qu'à 10 nm de bande passante la transmission est de 45% contre 80% à 40 nm. On gagne un facteur 4 sur l'immunité au bruit du jour pour une perte d'un facteur $(45/80)^{1/2}$ sur la portée, soit 25% de portée en moins. Nous n'avons pas retenu l'option sur le premier prototype d'hiver, mais elle mérite d'être essayée sur le second d'été.

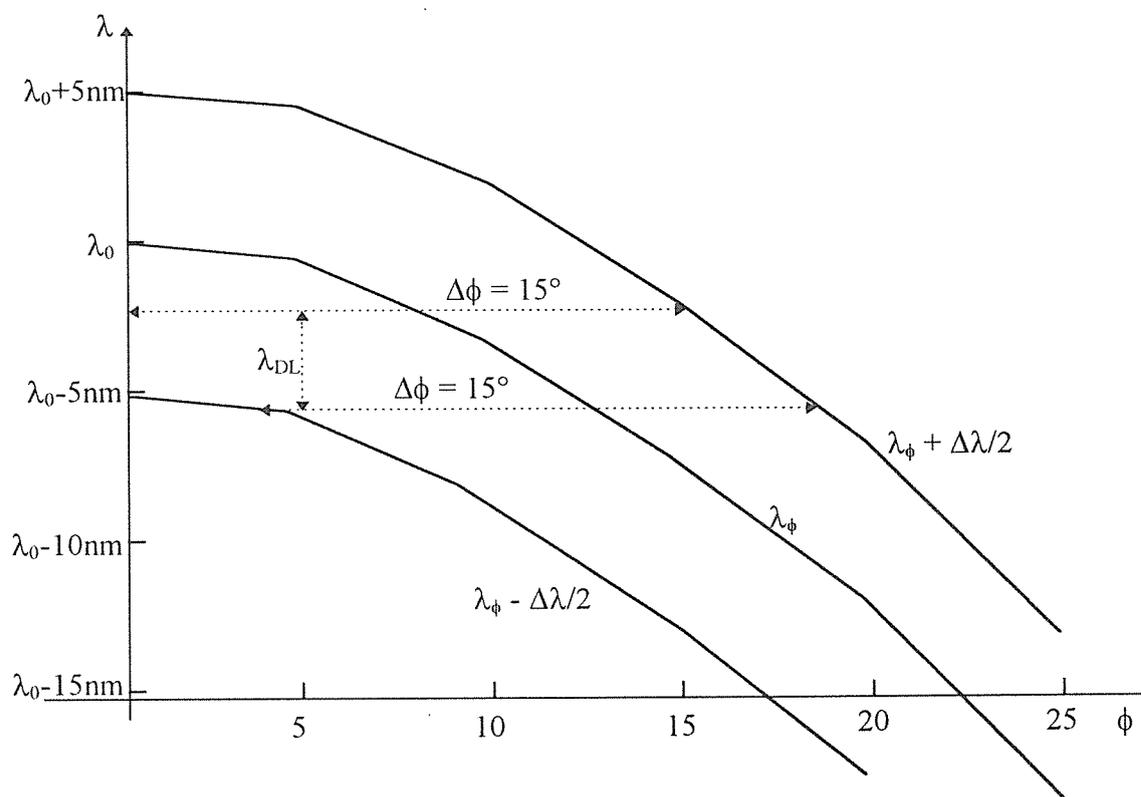


Figure II - 20 : Variation de la longueur d'onde centrale du filtre interférentiel λ_ϕ en fonction de l'incidence ϕ (courbe centrale), la courbe supérieure correspond à $\lambda_\phi + \Delta\lambda/2$, la courbe inférieure à $\lambda_\phi - \Delta\lambda/2$ avec $\Delta\lambda = 10 \text{ nm}$.

Si le champ d'entrée de la partie réception est à symétrie de révolution, la lumière va rentrer dans un cône d'angle 30° (champ angulaire de la barrette). Cette lumière, même si elle ne frappe pas directement la partie sensible de la barrette, va diffuser dans la cavité réceptrice et créer un fond blanc. Les deux remèdes utilisés sont les suivants :

- le noircissement de tous les éléments sauf la partie utile des miroirs et la ligne de photorécepteurs.

- les barrières de champ sur le miroir d'entrée et après la lentille (voir schémas sur le prototype) transformant le champ à symétrie de révolution en champ réduit à sa partie utile.

C - 5.b Bruit électronique

Les figures II - 15 à II - 18 montrent un bruit (petits pics) d'amplitude allant jusqu'à 0,2 à 0,3 volts pour 4 volt de dynamique du signal. Ces bruits sont identiques à ceux figurant à titre d'exemple sur la notice de la carte de gestion Thomsom TH7931D. Il s'agit de plus de bruits résiduels après filtrage. Dans cette configuration la barrette est encastrée sur le circuit de gestion. Pour des raisons d'encombrement, nous serons obligés de délocaliser le circuit de gestion de la barrette, ce qui ne fera qu'aggraver le problème (signaux de gestion transmis par un mètre de câble). Un filtrage supplémentaire est délicat dans la mesure où il écrase également les fronts du signal. En fait la technique de gestion a été à revoir. Pour le prototype nous avons fait notre propre carte, le bruit a été réduit de plus d'un facteur 10 avec la délocalisation de la barrette de la carte par un mètre de câble (cf §D.4.1).

C - 6. Courtes distances et champ

Il apparaît à la figure II - 17b un pic déjà assez large. Lorsque les distances vont dans la gamme des 30 à 40 cm, une partie du pic élargi par effet de « blooming » sort du champ de la barrette. On n'a plus que le côté gauche du pic, le côté droit étant fixe et donné par le dernier pixel de la barrette. La position du centre du pic et donc la distance est perdue? Pour y remédier on pose un diaphragme de champ d_F qui réduit le flux entrant à partir d'une certaine proximité (voir prototype § D figure II-21). On a ainsi un signal qui ne sature plus et un pic fin en bout de barrette, le champ total s'arrêtant à quelques pixels de l'extrémité de la zone photosensible.

D - Réalisation d'un prototype compact portable

D.1 - Choix sur le premier prototype

Etant données les multiples inconnues sur l'utilisation du système et de son couplage au cerveau, le premier prototype doit être le plus flexible possible. Il est inutile d'essayer d'optimiser ses performances dans une direction ou l'autre dans la mesure où on ne connaît pas à ce stade les facteurs critiques, on a retenu :

- le balayage manuel pour sa plus grande interactivité (en prévision également de la gestion par capteur inertielle de la sécurité oculaire).

- la longueur d'onde de 670 nm afin de :

 - * compléter les données, les essais à 810 nm ayant déjà été faits sur table.

 - * permettre de monter la puissance jusqu'à 5 mW tout en restant en classe III A, ce qui maintient un degré de sécurité oculaire, sans avoir à gérer pour l'instant le capteur inertielle.

 - * suivre visuellement la tache lumineuse créée par le faisceau, ce qui facilite les tests de fonctionnement.

- un faisceau laser astigmatique correspondant au cas n° 2 du § B - 1 - b pour la stabilité mécanique.

- la forme du support de l'option 1 du § A - 4 - a, la base effective étant de 9 cm.

- dans un premier temps, seule l'acquisition de la distance a été implémentée, l'électronique est cependant conçue pour pouvoir greffer facilement la réflectivité.

D.2 - Disposition des composants optiques

Le compactage est assuré par trois miroirs M_1 , M_2 , M_3 . On s'est placé plus près des conditions de « Scheimpflug » qu'au montage sur table. La disposition est représentée à la figure II - 21.a, la figure II - 21.b est une photographie du prototype.

Une place a été prévue pour le capteur inertielle entre le miroir M_3 et la diode laser. La partie réceptrice est isolée de la lumière ambiante, la seule entrée possible de lumière se fait par le filtre interférentielle. La figure II - 22 représente les barrières situées avant et après la lentille servant à diaphragmer le champ vertical inutile à la détection et générateur d'un fond lumineux sur la barrette par diffusions multiples. La largeur « a » de la fenêtre d'entrée correspond au

diamètre du diaphragme de la lentille, sa longueur « b » au champ angulaire latéral de la barrette.

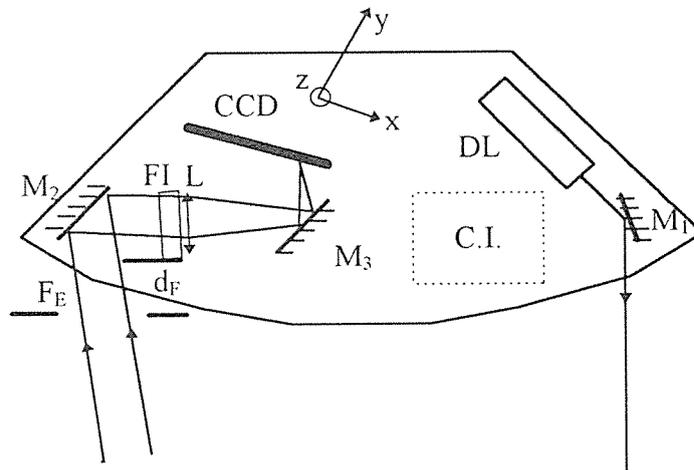


Figure II - 21 : Structure du profilomètre portable compacté : M_1 , M_2 , M_3 miroirs de compactage, FI : filtre interférentiel, L : lentille, CI : place pour le capteur inertielle, DL : diode laser, d_F : diaphragme de champ réduisant le flux entrant aux courtes distances (voir § C.6).

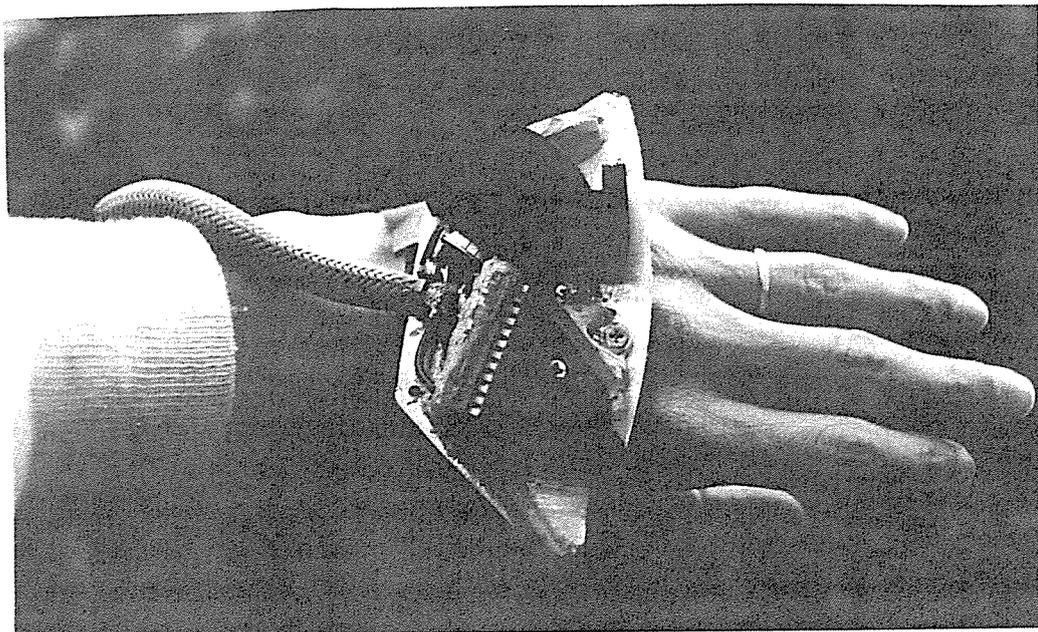


Figure II - 21.b : Photographie du profilomètre sans son capot de protection en position normale de fonctionnement sur les métacarpiens. L'essentiel des diaphragmes et protections contre la lumière diurne sont retirés pour la visibilité des éléments.

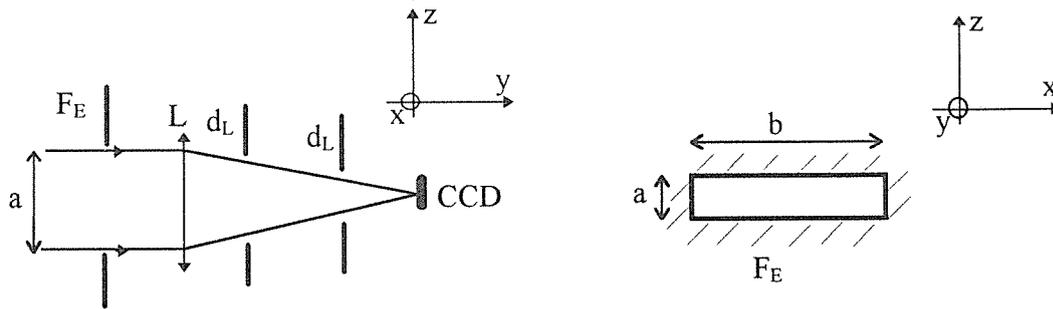


Figure II - 22 : Diaphragmes de champ pour l'immunité à la lumière diurne, d_L : diaphragmes situés après la lentille, F_E fenêtre d'entrée située avant le miroir M_2 . La conjugaison a été optimisée pour les grandes distances, leur focalisation se fait à environ 5° de l'axe optique.

D.3 - Schéma de base de l'électronique de gestion

La figure II - 23 représente la première version de l'électronique du prototype. Dans un premier temps l'acquisition de la réflectivité n'a pas été implémentée, elle est reportée au second prototype, une fois que l'acquisition de la distance et de son interfaçage au cerveau sera correctement évaluée.

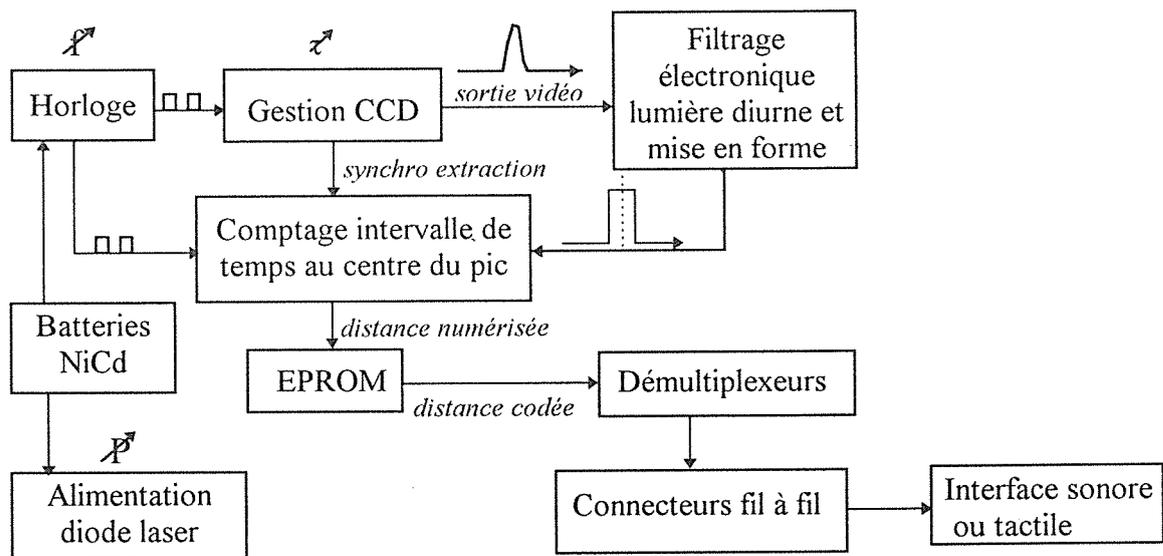


Figure II - 23 : Schéma de principe de l'électronique.

Le traitement du signal est essentiellement numérique. Une horloge dont la fréquence peut être ajustée entre 200 kHz et 1 Mhz gère à la fois l'extraction des données de la barrette CCD et le comptage entre le début de l'extraction et le centre du pic. L'horloge n'est pas stabilisée en fréquence, une fluctuation de fréquence se répercute à la fois sur la vitesse d'extraction des données et sur le comptage et est donc sans incidence sur la valeur numérisée finale.

La base de temps du comptage correspond à un demi-pixel. La précision subpixel est intéressante aux grandes distances où la précision est faible (voir figure II-6 page 83). Les pics pouvant descendre en largeur à 2 ou 3 pixels, on ne peut guère espérer mieux que le demi-pixel.

La figure II-24 représente le déroulement de l'extraction du signal vidéo. Le signal de synchronisation marque le début de l'extraction des données de la barrette CCD ainsi que le début du comptage. Le signal de sortie vidéo contenant le signal plus la lumière du jour parasite est filtré puis mis en forme. Il ne s'agit pas d'un filtrage sélectif en fréquence, mais d'une série de seuils sur le signal, sa dérivée et son intégrale première associés à un circuit logique permettant d'éliminer la lumière du jour au cours de la mise en forme (voir § D.7).

Le comptage se fait du signal de synchronisation au centre du pic. Après filtrage la largeur du pic correspond à la largeur du signal utile avec un seuil bas juste au dessus des bruits de commutation résiduels du signal vidéo. La détermination du centre se fait en comptant deux fois plus lentement à l'intérieur du pic. La valeur numérique T_C de sortie des compteurs est unilatéralement reliée à la distance.

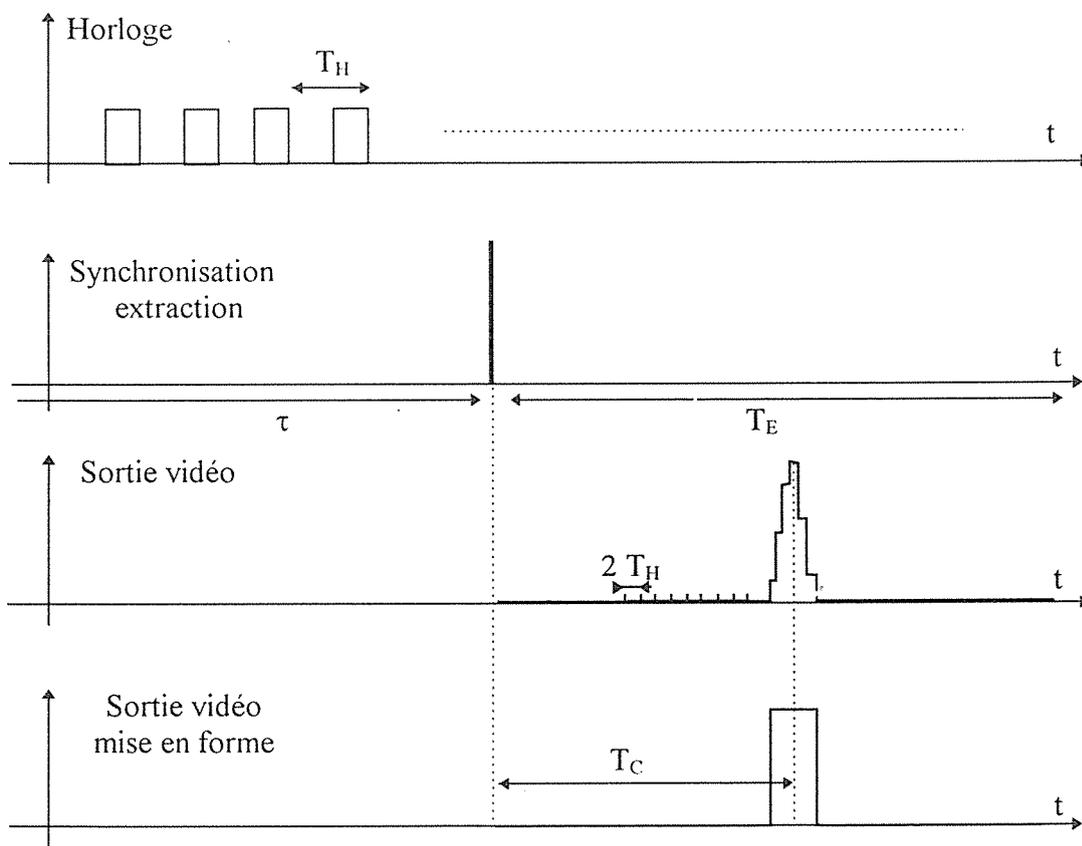


Figure II-24 : Diagramme des principaux signaux.

Le temps de pose τ de la barrette CCD au cours de l'enregistrement du signal est ajustable au niveau du circuit de gestion.

Si on note T_E le temps d'extraction des données de la barrette, le nombre de mesures par seconde est donné par $1/(T_E + \tau)$. T_E est proportionnel à la période d'horloge T_H . Pour une fréquence d'horloge pouvant aller de 200 khz à 1 Mhz, T_E varie de 20 ms à 4 ms.

Chaque valeur numérisée T_C correspondant à la distance constitue une adresse de la mémoire programmable (EPROM). Les données de l'adresse fournissent le code sonore ou tactile (après passage dans les démultiplexeurs) image de la distance. Ce code est maintenu sur l'interface physiologique jusqu'à l'arrivée de la mesure suivante de la distance.

Une image sonore ou tactile est donc fournie à l'interface à raison de $1/(T_E + \tau)$ mesures par seconde. Le profil en distance est donc transmis en temps réel au corps au rythme de son acquisition optique.

Le comptage, sur le prototype, est fait sur 12 bits, l'EPROM est à mots de 16 bits gérant quatre démultiplexeurs 1×16 , ce qui permet de gérer jusqu'à 60 cellules tactiles ou sonores.

Pour modifier le codage on peut suivant les besoins soit reprogrammer l'EPROM, soit réorganiser les connecteurs fil à fil suivant la nature de l'intervention.

D.4 - Signaux in situ

Nous allons présenter ici des extraits d'oscillogrammes de signaux typiques et de bruits dans différents contextes. Ces relevés sont faits sur le prototype en fonctionnement dans les conditions réelles (fixé sur le poignet, en intérieur et extérieur dans diverses conditions de luminosité, en balayage manuel). Les luminosités seront exprimées ici en klux (kilolux) à titre d'indication. Leur transcription en $W.m^{-2}$ dans la bande spectrale du filtre interférentiel de réception sera faite au § D-7. Les temps d'intégration τ de la barrette CCD sont dans les relevés, soit de 70 ms, soit de 20ms. Cela correspond à l'ordre de grandeur des extrêmes que l'on envisage pour l'instant en prévision d'un débit d'information ($1/(T_E + \tau)$) compris entre 10 et 40 mesures par seconde. Pendant l'intervalle de temps T_E d'extraction des données le profilomètre ne fonctionne pas ce qui introduit un taux d'échantillonnage dans le relevé du profil de $T_E / (T_E + \tau)$. Il est souhaitable que T_E soit le plus faible possible pour s'approcher d'un relevé continu. De manière pratique T_E a tendance à être absorbé par les imperfections du mouvement du poignet. Nos essais in situ ne sont pas encore assez complets pour connaître les configurations où les effets de la durée T_E sont perturbants.

D.4.1 - Bruits électroniques

Il s'agit du bruit de fond et de commutation de la sortie vidéo de la carte de gestion de la barrette CCD. La carte de gestion 7931D de Thomson fournit une sortie ayant 0,7V crête à crête de bruits de commutation (voir figure II.16.c par exemple où le ΔU entre les curseurs permet d'avoir l'échelle), pour un bruit de fond d'environ 100mV et une dynamique de 3,5V. Effectuer un filtrage (type réjecteur de fréquence) présente l'inconvénient d'écraser également les fronts montants du signal utile, ou les pics fins dont la composition fréquentielle est voisine des bruits de commutation.

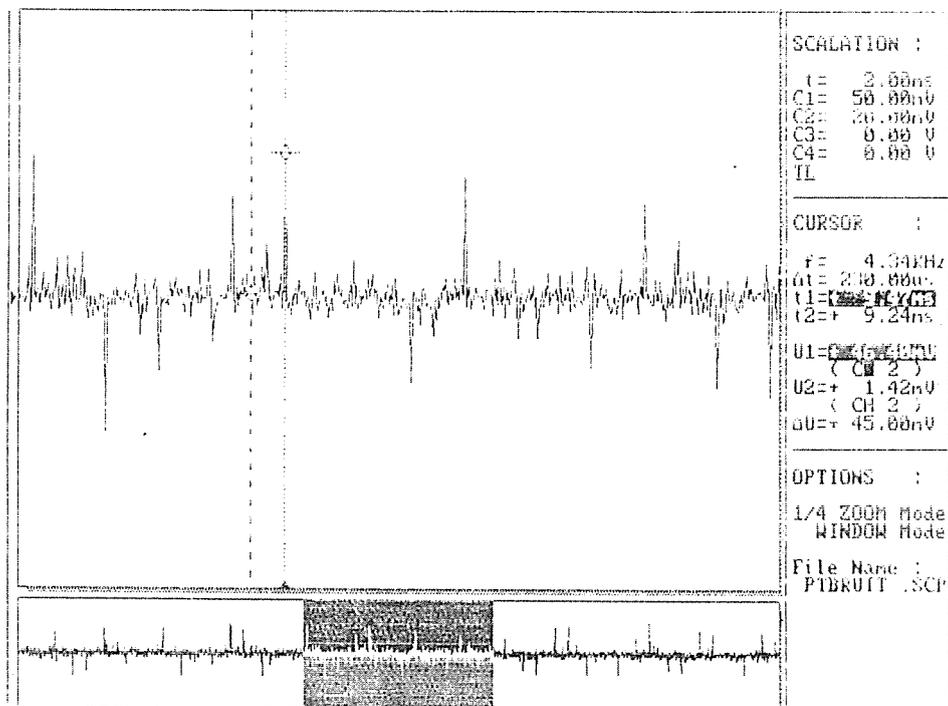


Figure II.25 : Bruits résiduels de commutation de la carte de gestion de la barrette réalisée.

Nous avons refait une carte de gestion dans un esprit quelque peu différent de celui de la carte 7931D. Nous avons la contrainte supplémentaire de devoir, pour des raisons de compacité, délocaliser la barrette de son circuit de gestion par 1,5 mètre de câble. La figure II.25 montre le signal obtenu. Pour une dynamique de 8 volts, on a en situation extrême 90 mV crête à crête de bruits de commutation, pour 15 mV de bruit de fond et une dynamique de 8 volts. Compte tenu de la dynamique, la réduction des bruits est de l'ordre d'un facteur 15. Ce bruit est indépendant du temps d'intégration de la barrette CCD. Il détermine la valeur minimale du seuil de détection.

D.4.2 Bruits d'instabilité

Ils se traduisent par une fluctuation de niveau des pixels au bord de la tache. La figure II-26 représente un relevé typique de ce type de perturbation. Les deux courbes représentent le signal vidéo d'une configuration donnée à 30 seconde d'intervalle. On remarque sur le côté droit du pic (tache image) une variation du niveau des pixels.

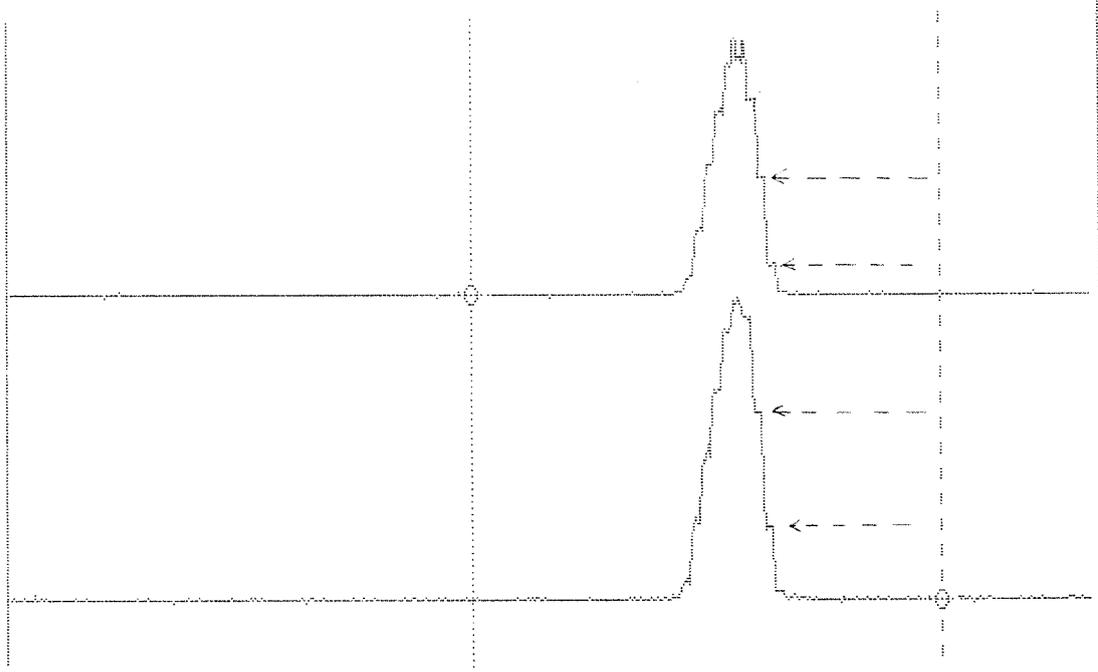


Figure II-26 : *Fluctuations long terme de l'allure de la tache image.*

Ce phénomène, lors de la détection du début et de la fin d'un pic par seuil, peut entraîner un décalage du centre de la tache image. Les courtes distances (inférieures au mètre) sont essentiellement concernées. Il y a dissymétrie de la tache par défocalisation et aberration de coma, le front le plus raide du pic est en priorité touché par l'instabilité. La mesure du centre du pic peut être décalée de $\pm \frac{1}{2}$ pixel, exceptionnellement ± 1 pixel sur une durée de plusieurs dizaines de secondes. Les principales causes sont les fluctuations :

- de lumière ambiante (signal de fond pouvant relever le signal utile),
- du temps d'intégration de la barrette CCD (simple circuit RC de temps de décharge non stabilisé),
- de la puissance de la diode laser,
- des contraintes mécaniques sur le support.

Nous verrons les conséquences de ce bruit sur la reproductibilité de la mesure au § D.5.1.

D.4.3 - Signaux aux grandes distances

La figure II - 27 présente des relevés à 20 mètres et à 10 mètres dans les conditions suivantes :

- puissance de la diode laser $P = 5 \text{ mW}$,
- temps d'intégration $\tau = 70 \text{ ms}$,
- obstacle constitué d'un poteau blanc,
- luminosité ambiante d'extérieur 20 klux (flux lumineux parvenant sur le poteau dans une direction voisine de celle du faisceau laser et subissant des conditions analogues de rétrodiffusion).

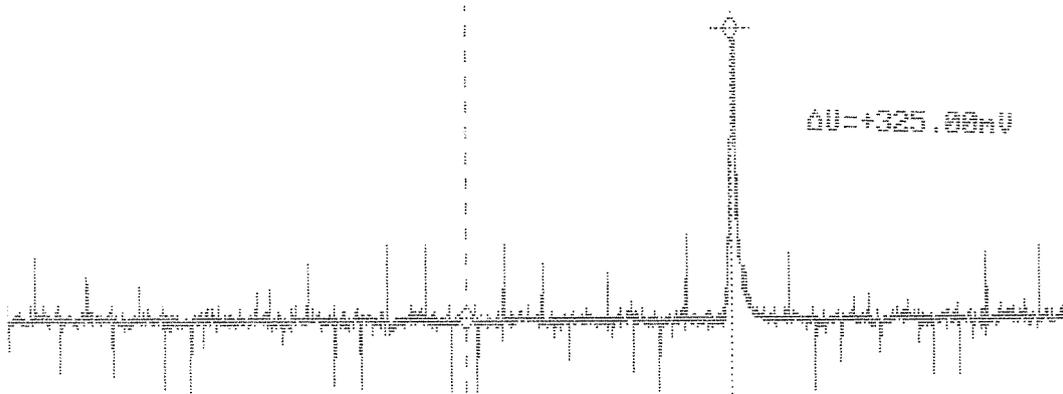


Figure II - 27.a : Poteau blanc à 20 mètres sous 20 klux de lumière ambiante.

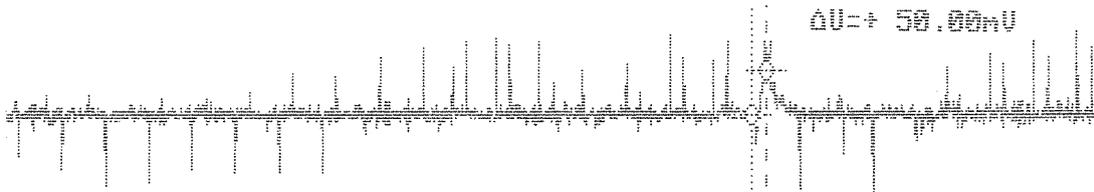


Figure II - 27.b : Signal du jour du poteau blanc à 20 klux.

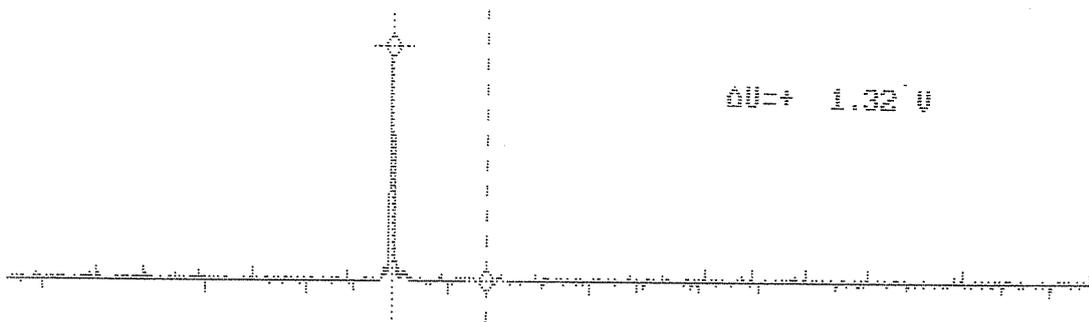


Figure II - 27.c : Poteau blanc à 10 mètres sous 20 klux de lumière.

On vérifie ici la proportionnalité en $1/D^2$ du signal dans la mesure où la défocalisation n'intervient pas.

D.4.4 - Signaux aux distances intermédiaires et réflectivités variables

La figure II - 28 représente des signaux dans les conditions suivantes :

- puissance de la diode laser $P = 5\text{mW}$,
- temps d'intégration $\tau = 20\text{ ms}$,
- obstacles de réflectivité variable à 670 nm (blanc, bleu, noir),
- distance $D = 4\text{m}$ ou 2m ,
- luminosité ambiante inférieure à 10 klux.

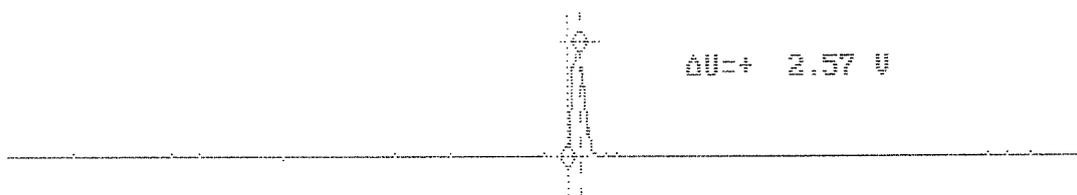


Figure II - 28.a : *Obstacle en coton blanc à 4 mètres.*

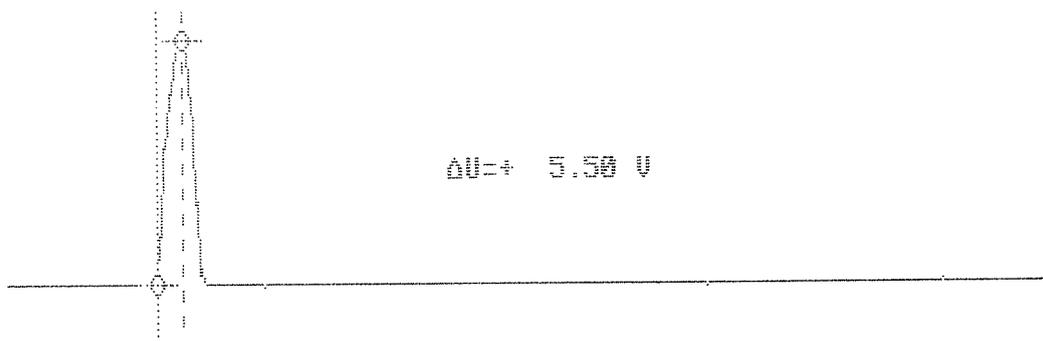


Figure II - 28.b : *Obstacle en coton blanc à deux mètres.*

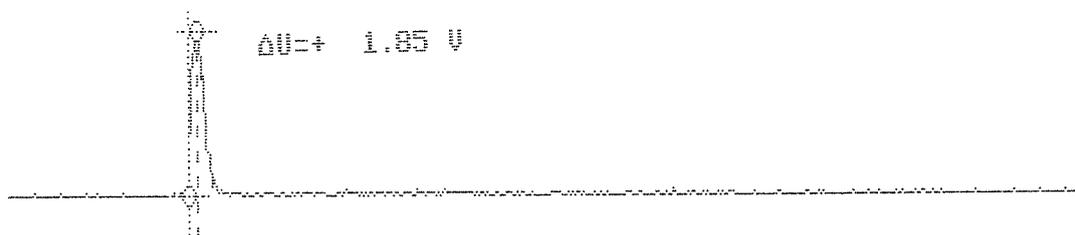


Figure II - 28.c : *Obstacle en coton bleu à deux mètres.*

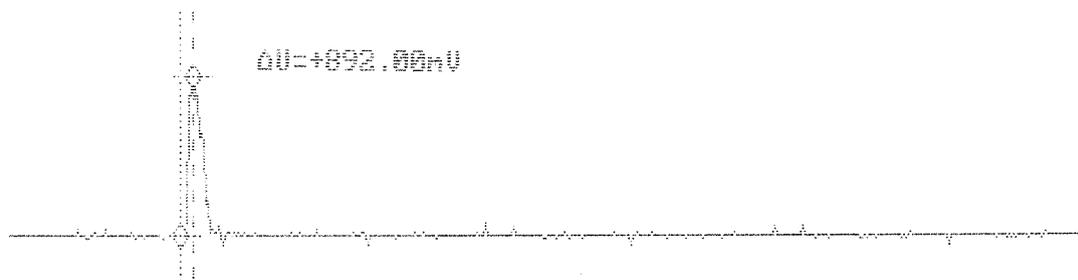


Figure II - 28.d : *Obstacle en coton noir à deux mètres.*

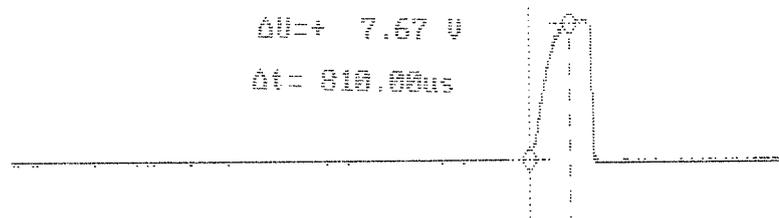
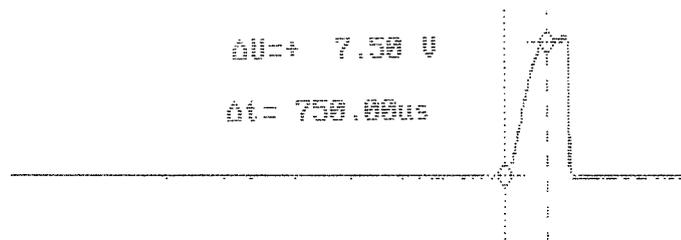
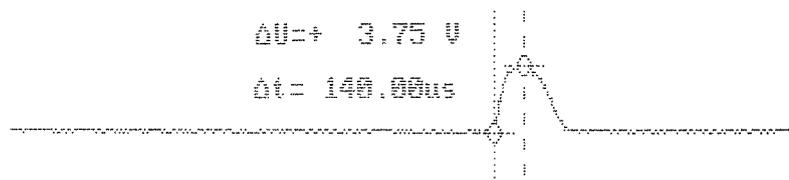
On peut remarquer que la proportionnalité en τ/D^2 de l'amplitude du signal est approximativement vérifiée entre 4 mètres et 10 ou 20 mètres (figures II - 27.a et c et II - 28.a). Par contre entre 4 et 2 mètres, la défocalisation commence à intervenir, la proportionnalité n'est plus respectée (figures II - 28.a et b).

Les figures II - 28.b, c et d montrent que la réflectivité influe aussi bien sur la largeur temporelle du signal (l'échelle des temps est la même dans les trois cas) que sur son amplitude. L'influence sur la largeur du signal provient de la répartition non uniforme de l'amplitude lumineuse de la tache de lumière laser sur l'obstacle et du seuil de sensibilité de la barrette. On obtient le signal sur obstacle noir à partir de celui sur obstacle blanc en retenant uniquement la partie supérieure de ce dernier. la différence d'amplitude entre le blanc et le noir à deux mètres est d'un facteur 6 (figure II - 28.a et c) contre un facteur 3 à 810 nm (figure II - 15.a et b pages 101 - 102). On rencontre à partir de 5 mètres des difficultés pour obtenir un signal sur les surfaces noires.

D.4.5 - Signaux aux courtes distances

la figure II - 29 montre l'influence du diaphragme de champ (d_F figure II - 21) qui réduit le flux aux courtes distances afin de permettre la mesure (voir § C.6). Les conditions de mesure sont les suivantes :

- puissance de la diode laser $P = 5$ mW,
- temps d'intégration $\tau = 20$ ms,
- obstacle blanc,
- distances entre 30 et 40 cm,
- luminosité ambiante inférieure à 10 klux
- portées inférieures à un mètre.

Figure II - 29.a : *Obstacle à 40 cm.*Figure II - 29.b : *Obstacle à 35 cm.*Figure II - 29.c : *Obstacle à 30 cm.*

D.4.6 - Cas des fortes luminosités diurnes

La figure II-30 présente deux configurations in situ où la lumière du jour intervient, les conditions sont les suivantes :

- puissance de la diode laser $P = 5 \text{ mW}$,
- temps d'intégration $\tau = 20 \text{ ms}$,
- murs blancs éclairés par un soleil direct.

L'allure et le niveau de la lumière du jour dépend peu de la distance à l'obstacle. L'étude quantitative est reportée au § D.7.

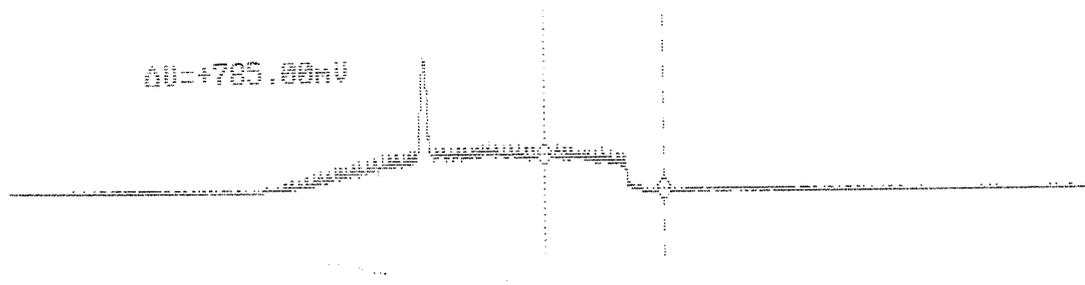


Figure II - 30.a : *Soleil direct de 130 klux, le mur étant incliné de 70° par rapport aux rayons solaires, sa luminosité normalement à son plan est de 45 klux.*

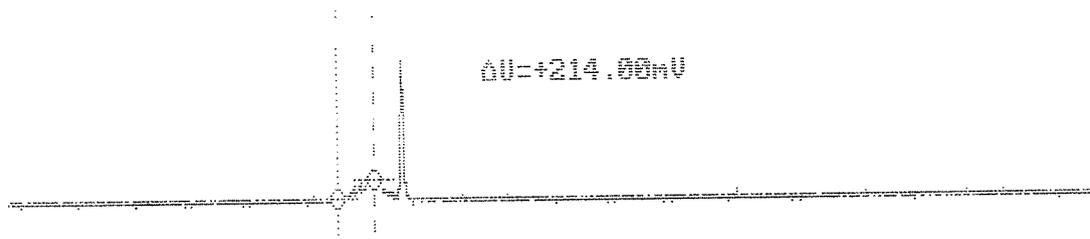


Figure II - 30.b : *Les conditions extérieures sont similaires à celles de la figure II - 30.a avec une chute à 80 klux du soleil direct, le spot du faisceau laser est placé sur l'ombre d'une branche. On voit à gauche du pic une zone « hors ombre ».*

D.4.7 - Surfaces critiques

Il s'agit de configurations où l'obtention d'un signal correct peut être problématique.

Vitres : Le coefficient de rétrodiffusion est très faible, il y a donc assimilation à une surface particulièrement absorbante en cas de détection. Sinon ce sont les obstacles situés derrière la vitre qui sont normalement perçus. C'est la connaissance approximative du non - voyant du lieu où il se situe (intérieur d'une pièce, rue marchande etc.) qui permettra d'interpréter correctement le signal. Un effort sera fait dans le prochain compromis pour assurer la détection des vitres au moins dans la plage 80 cm - 1,5 mètre. Cela implique de disposer les composants plus près des conditions de « Scheimpflug » et de retourner la barrette afin que l'extraction du signal commence par les courtes distances (ainsi un obstacle situé derrière la vitre ne pourra

occulter la vitre comme c'est le cas actuellement). Pour percevoir à travers une vitre il suffira d'approcher le capteur à moins de 30 cm (portée minimale).

Herbe : Dans le cas d'herbes fines, le faisceau laser est divisé sur plusieurs brins situés à des distances différentes ce qui élargit le signal et réduit son amplitude. La réflectivité de l'herbe étant de plus faible à 670 nm, la détection devient rapidement critique avec la distance. Il n'y a pas a priori de remèdes particuliers à cette situation, si ce n'est ceux relevant de l'optimisation de la portée aux faibles réflectivités.

Grillages métalliques : La structure sphérique et métallisée des grillages est défavorable à la rétrodiffusion dans la direction d'émission. Dans le contexte du balayage, soit $\Delta\theta_G$ l'angle sous lequel est vu un brin de grillage, le signal est atténué par rapport à une surface plane de même coefficient de rétrodiffusion dans la direction d'émission de $\Delta\theta_G / \Delta\theta$, $\Delta\theta$ étant la résolution angulaire donnée par l'équation (9). Ces deux facteurs conjugués rendent la détection difficile. Un ralentissement de la vitesse de balayage et par conséquent de $\Delta\theta$ améliore les choses. Bien entendu le résultat dépend surtout du type de grillage et de son état de surface.

D.5 - Précision expérimentale

D.5.1 - Reproductibilité

La base de temps du comptage est d'un demi-pixel. Regardons tout d'abord la reproductibilité de la mesure dans une configuration donnée, les paramètres suivants étant fixés : puissance de la diode laser, temps d'intégration de la barrette CCD, réflectivité de l'obstacle, distance (obstacle immobile). Nous avons effectué des paquets à chaque fois de 50 mesures, pour trois types de réflectivités sur 30 distances comprises entre 30 cm et 10,5 mètres. La valeur de la distance considérée ici est la valeur numérisée constituant l'adresse de l'EPROM.

Sur une constante de temps inférieure à 2 ou 3 secondes (durée entre la première et la dernière mesure), quelle que soit la distance on a la reproductibilité au demi pixel près à plus de 90 %, pour les distaces supérieures à un mètre la reproductibilité dépasse 95 %.

Par contre sur une constante de temps de 30 secondes ou plus la reproductibilité au demi pixel près est moins bonne (entre 60 et 70 %). Si on inclue les demi-pixel inférieur et supérieur, elle dépasse 95%. L'origine de ce défaut de reproductibilité sur des constantes de temps de plusieurs secondes provient du bruit d'instabilité (§ D.4.2).

Ce phénomène affecte peu le relevé d'un profil qui se fait dans l'ordre de la seconde. Le relevé se fait donc avec une précision du demi pixel. Ceci est confirmé expérimentalement par le fait que l'on a toujours réussi à détecter lors des essais une variation de distance correspondant au demi pixel par une variation d'une unité de comptage lors de deux mesures consécutives.

Par contre, pour l'échelle absolue, il faut compter une incertitude de 1,5 pixel. les conséquences de ce défaut sont mineures dans notre contexte dans la mesure où la perception exacte de l'échelle absolue n'est pas une priorité. Nous ne chercherons pas dans l'immédiat à y remédier.

D.5.2 - Influence de la réflectivité

Nous allons voir ici dans quelle mesure une variation importante de la réflectivité de l'obstacle peut influencer sur la position du pic.

Distance(m)	10	9,7	9,4	9,1	8,9	8,6	8,3	8	7,7	7,4
T _C (blanc)	1165	1167	1168	1170	1172	1174	1177	1180	1183	1186
T _C (bleu)	1165	1167	1168	1170	1172	1174	1177	1180	1183	1186

7,1	6,8	6,5	6,2	5,7	5,2	4,9	4,6	4,3	4	3,7	3,4
1190	1193	1197	1202	1212	1222	1229	1238	1248	1259	1272	1287
1190	1193	1197	1201	1211	1219	1227	1235	1245	1255	1268	1281

3,1	2,8	2,5	2,2	1,9	1,6	1,3	1	0,8	0,6	0,45
1305	1325	1352	1384	1430	1490	1580	1717	1861	2116	2499
1299	1319	1345	1377	1422	1479	1569	1705	1860	2118	2501

Tableau III : *Influence de la réflectivité sur la mesure.*

Le tableau III reporte les mesures obtenues en prenant comme obstacle une toile de coton blanche et bleu foncée (le noir posant des problèmes de détection à plus de 5 mètres, pour les distances inférieures à 5 mètres la différence entre le bleu foncé et le noir n'a pas excédé un demi pixel). Le tableau comporte la distance ainsi qu'une durée T_C correspondant à la valeur

numérisée de l'instant d'apparition du pic, valeur constituant l'adresse de l'EPROM. Une unité de T_C correspond à un demi-pixel.

Pour les distances supérieures à 6 mètres on peut parler d'indépendance de la position du pic avec la réflectivité. Entre 6 mètres et 1 mètre on retrouve de manière atténuée le phénomène vu au § C.3 (on est ici plus près des conditions de Scheimpflug), c'est à dire un décalage du centre du pic (allant jusqu'à six pixels pour un mètre) du côté des grandes distances. Pour moins d'un mètre le diaphragme d_F (figure II-21) réduisant le flux aux courtes distances intervient et introduit un second effet compensant le premier, si bien qu'aux courtes distances il n'y a pas de dépendance significative avec la réflectivité.

A un mètre, les 6 pixels de décalage correspondent à 1% de la distance, soit 1 cm ; à 4 mètres le décalage est de 2,5%, soit 10 cm ; à 5 mètres de 12 cm.

La résolution exploitée du prototype, pour les premières interfaces, absorbera ce décalage (cf chapitres III et IV), seuls environ 400 intervalles dans la plage 30cm, 30 m seront exploités, le système optique actuel permet environ le double.

A l'avenir il faudra envisager la correction totale du décalage, pour cela deux attitudes se présentent :

- Introduire de manière logicielle un terme correcteur basé sur la mesure de la réflectivité par l'amplitude et la largeur du pic.
- Se rapprocher davantage des conditions de Scheimpflug et remplacer d_F par un diaphragme à transmittance variable réduisant progressivement le flux avec le rapprochement de l'obstacle, afin de pouvoir effectuer une compensation sur toute la plage. De manière pratique on peut poser une lame de densité optique variable contre la barrette de façon que les rayons correspondant aux courtes distances touchent une zone plus foncée.

Concernant la dépendance de la mesure avec le temps d'intégration τ de la barrette CCD ou la puissance P de la diode laser on a obtenu expérimentalement un phénomène équivalent à la variation de réflectivité. Dans la mesure où une gestion interactive du système par capteur inertiel mènera à des changements constants de τ et P , il y a là une raison de plus de corriger totalement cette dépendance.

D.6 - Etalonnage

Les aléas du positionnement des éléments et du réglage final du système ne permettent pas de connaître a priori de manière précise la correspondance entre la valeur numérisée de la durée T_C et la distance. Nous allons montrer expérimentalement ici que deux points de mesure (et un troisième pour confirmation) sont suffisants pour accéder au lien temps-distance. La relation (1) illustrée par la figure II.2 page 72 donne $D = f B / x + f$.

Notre configuration est cependant intermédiaire entre celle de la figure II-2 et celle de la figure II - 12 page 101. La diode laser est légèrement avancée d'environ f par rapport à la figure II.2 (figure II - 21) ce qui donne une relation du type :

$$D = K/x + d \text{ avec } d \text{ de l'ordre du mm que l'on négligera.}$$

$$\text{On a donc } D = K'/(T_C - T_{CO}) \quad (22)$$

avec T_{CO} valeur des compteurs correspondant à x nul. Nous reprenons les valeurs du tableau III pour la correspondance entre la distance (mesurée au mètre ruban) et la valeur numérisée de T_C . En prenant les couples de valeurs (10 m , 1165) et (1 m ,1717) on trouve $K' = 613,3$ et $T_{CO} = 1103,6$. On compare alors D calculée par l'expression (22) avec D mesurée (en mètres). L'écart est traduit en pourcentage de la distance mesurée. Les écarts inférieurs à 0.2 % sont considérés non significatifs et comptés nuls. Une quatrième colonne dans le tableau IV ci-dessous traduit, en pourcentage de la distance mesurée, le décalage dû à la réflectivité (considéré pour l'instant comme une incertitude). Aux grandes distances lorsque ce décalage est absent on fait figurer l'incertitude due au demi-pixel de résolution. On a :

$$|\delta D/D| = |\delta T_C / (T_C - T_{CO})| \quad (23)$$

$\delta T_C = 1$ pour un demi pixel d'incertitude.

La valeur modérée de la distorsion sur l'échelle absolue engendrée par un étalonnage sur deux points éloignés ne justifie pas d'effectuer un étalonnage sur toute la plage de mesure, la formule (22) peut être considérée juste relativement à nos exigences. De manière pratique 3 ou 4 points pour vérification suffiront à étalonner.

D (mesurée)	10	9,7	9,4	9,1	8,9	8,6	8,3	8	7,7	7,4
D (calculée)	10	9,68	9,53	9,24	8,97	8,71	8,36	8,03	7,73	7,45
Ecart (%)	0	0	1,4	1,6	0,8	1,3	0,7	0,3	0,4	0,6
Incertitude (%)	1,6	1,5	1,5	1,5	1,4	1,4	1,3	1,3	1,3	1,2

7,1	6,8	6,5	6,2	5,7	5,2	4,9	4,6	4,3	4	3,7	3,4
7,1	6,86	6,57	6,23	5,66	5,18	4,89	4,56	4,24	3,94	3,64	3,34
0	1	1	0,5	-0,7	-0,3	0	-0,7	-1,1	-1,3	-1,5	-1,6
1,1	1	1	1	1	2,4	1,4	2,1	2,1	2,4	2,4	3

3,1	2,8	2,5	2,2	1,9	1,6	1,3	1	0,8	0,6	0,45
3,05	2,77	2,47	2,18	1,88	1,58	1,28	1	0,81	0,605	0,44
-1,7	-1	-1,2	-0,5	-1	-0,7	-1	0	+1,2	+1	-2,4
3	2,4	2,8	2,1	2,4	2,22	2,22	2	0	0	0

Tableau IV : *Distorsion par rapport à l'échelle linéaire en fonction de la distance (troisième ligne) ; Incertitude d'échelle absolue (quatrième colonne).*

D.7 - Traitement de la lumière diurne

Dans l'état actuel du prototype, l'obtention d'un fond parasite dû à la lumière du jour clairement détectable à l'oscillogramme est exceptionnelle en intérieur. Il n'y a aucune précautions à prendre au niveau de l'électronique. par temps couvert ou en fin de journée il en est de même. Les problèmes traités ici ne concernent que le cas des surfaces très rétrodiffusantes (blanches ou gris calir) soumises à l'éclairement direct du soleil, lors de journées suffisamment ensoleillées. Même en cas de « soleil de plomb », il n'y a pas de problèmes importants pour les zones à l'ombre, ou les surfaces attaquées sous incidence rasante.

La figure II - 31 représente une courbe de signal du jour artificielle réunissant toutes les particularités des relevés observés (voir par exemple les figures II - 18, II - 27, II - 30).

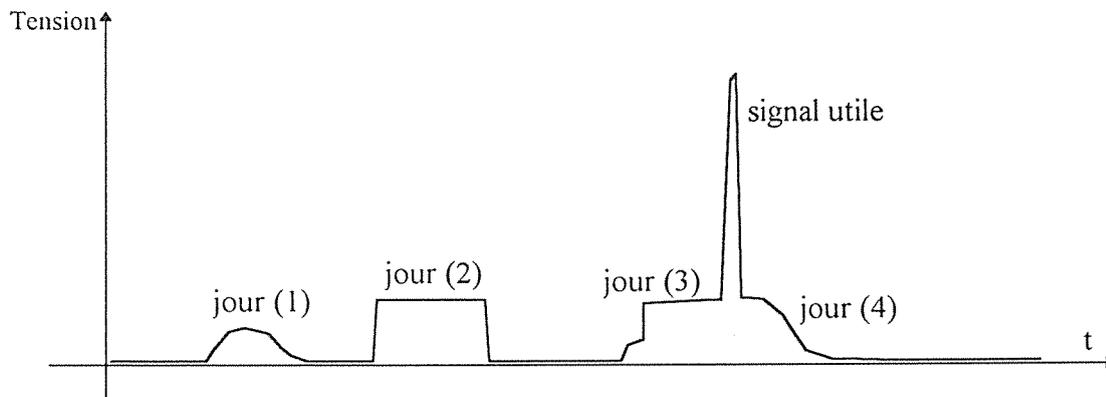


Figure II - 31 : *Signal du jour cumulant toutes les éventualités.*

Il s'agit électroniquement de ne retenir que le signal utile. Le principe de base de la démarche est représenté à la figure II - 32.

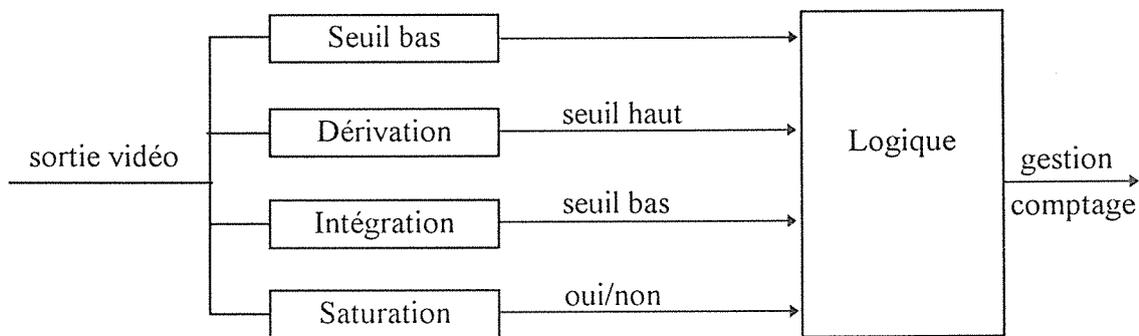


Figure II - 32 : *Principe de l'élimination du signal du jour en temps réel.*

La première perturbation du jour a une dérivée faible qui la distingue du signal utile. C'est le seuil haut sur la dérivée qui l'éliminera.

La seconde perturbation a une dérivée élevée, cependant elle n'atteint pas la saturation et dure longtemps. Un signal utile à dérivée élevée et large est forcément saturant (par effet de Blooming aux courtes distances). Son élimination se fait par la détection de la non saturation et un seuil bas sur son intégrale.

La troisième perturbation est traitée de la même façon, la quatrième située après le signal utile est sans incidence.

Le premier seuil bas correspond soit au niveau d'obscurité plus 150 mV, soit si ce niveau est dépassé à la moyenne du signal sur les 5 derniers pixels plus 150 mV.

Le comptage est géré de la façon suivante : à chaque alerte de signal utile, vraie ou fausse, la vitesse de comptage est divisée par deux et simultanément envoyée dans un second et troisième compteur annexes. Le second compteur cumule les phases d'alerte, le troisième est remis à zéro à chaque fois et ne contient que la dernière alerte. Lorsque l'on est arrivé au signal utile on réalise l'opération par des additionneurs : compteur principal plus compteur annexe 1 moins compteur annexe 2 afin d'obtenir T_C .

De manière pratique le circuit électronique correspondant à la figure II - 32 se monte peu à peu de manière pragmatique, les constantes étant déterminées en fonction des difficultés rencontrées sur le terrain.

Il apparaît clairement que la solution à l'élimination des effets du signal du jour n'est possible que s'ils ne saturent pas la barrette. La première préoccupation est d'évaluer les conditions de saturation dans les conditions extrêmes de luminosité.

Notons tout d'abord que l'importance du signal du jour ne dépend pas de la distance à la surface fortement éclairée. L'angle solide intercepté par un pixel en w^2/f^2 avec w largeur du pixel et f distance focale de la lentille. La surface éclairée interceptée est donc $w^2 D^2 / f^2$, par contre le flux rétrodiffusé intercepté varie en $1/D^2$, les deux effets se compensent.

Expérimentalement nous avons relevé 4,5 volts d'amplitude pour le signal du jour dans le cas d'une feuille blanche éclairée sous 145 klux de lumière solaire, la réception étant faite perpendiculairement à la surface. Le soleil étant à midi et la feuille horizontale, le temps de pose de la barrette CCD étant de 20 ms. ceci correspond à une situation extrême. La dynamique du signal étant de 8 V, on est encore suffisamment loin de la saturation pour effectuer une détection du signal utile.

Voyons si les diaphragmes de champ implantés sur le prototype sont optimisés ou s'il l'on peut encore espérer réduire fortement cette valeur.

A l'aide d'une thermopile de Moll étalonnée sur laquelle est placé le filtre interférentiel utilisé on a mesuré en $W.m^{-2}$ à 145 klux le signal du soleil dans la bande spectrale de réception, on a trouvé $34 W.m^{-2}$. L'angle solide d'interception de ces $34 W.m^{-2}$ est w^2/f^2 ou numériquement 10^{-7} sr. Afin de savoir si le signal du jour reçu provient uniquement des 10^{-7} sr (diaphragmes optimisés) ou est plus élevé, on va prendre comme repère un signal utile (plutôt que les valeurs théoriques de la sensibilité de la barrette CCD, les paramètres exacts des réglages et des pertes n'étant pas bien connus).

Prenons le signal à 4 mètres de la figure II - 28.a : il s'étale sur 8 pixels. L'astigmatisme du faisceau laser étant de 1x3, la tache est en fait de 8x24 pixels. En considérant que le signal est à peu près triangulaire, l'énergie sur le pixel au centre à 2,5 volt est d'environ deux fois la moyenne. Il correspond à l'interception de $2/(8 \times 24)$ fois la puissance de la diode laser (5 mW), soit 52 μW . On a donc pour 1 volt de signal 20 μW de puissance interceptée à 4 mètres.

Pour le bruit du jour, on intercepte $34 \text{ W.m}^{-2} \cdot 10^{-7} \cdot D^2$ de puissance, soit 55 μW , ce qui devrait faire 2,75 volt de signal, on a donc 60% de plus. Il est donc possible en optimisant les diaphragmes de réduire encore le signal du jour de près d'un facteur deux.

D.8 - Comparaison de l'émission à 670 nm et à 810 nm

La comparaison a déjà été effectuée pour la sécurité oculaire où l'on a vu aux tableaux I et II que l'on peut autoriser davantage de puissance à 810 nm. Par contre à l'arrêt ou aux très faibles vitesses de balayage, les conditions deviennent favorables à 670 nm.

Concernant la réflectivité, la situation est favorable à 810 nm. De façon générale la réflectivité chute moins rapidement à 810 nm qu'à 670 nm pour les surfaces noires (voir par exemple § D.4.4).

Pour la sensibilité de la barrette CCD utilisée la situation est équivalente.

Il reste à traiter le cas de la lumière du jour. Toujours par le principe de la thermopile de Moll précédée d'un filtre interférentiel de 80% de transmission et 40 nm de bande passante respectivement centrés à 810 nm et 670 nm, placés dans l'axe du soleil, nous avons comparés les flux lumineux reçus. Les proportions relatives dépendent beaucoup de l'état du ciel. Nous avons uniquement retenu la mesure correspondant aux cas extrêmes nous intéressant, c'est à dire les 145 klux d'intensité. pour 34 W.m^{-2} à 670 nm on a trouvé 55 W.m^{-2} à 820 nm. ces mesures ont été confirmées à plusieurs reprises à quelques pour cent près ce qui donne potentiellement 60 % de plus en fond lumineux à 810 nm.

Le choix entre 810 nm et 670 nm ne peut être fait actuellement de manière ferme. On se tourne plutôt vers 670 nm à cause des conditions de sécurité moins pénalisantes en cas d'arrêt du balayage.

E - Conclusions sur le profilomètre

E.1 - Résultats établis

Une solution profilométrique pour la prothèse visuelle projetée a été dégagée. Elle a mené à la réalisation d'un prototype opérationnel pour l'évaluation des interfaces physiologiques et de leur couplage au cerveau.

Le prototype a montré :

- L'aptitude de la solution à fonctionner dans la plage 30 cm - 30m pour différentes réflectivités.
- L'obtention de 800 intervalles dans la plage de mesure excédant les capacités actuelles de résolution de la prothèse globale.
- La robustesse de réglage et la grande tolérance mécanique, prouvée par le fonctionnement du prototype in situ malgré l'aspect plus que rudimentaire de sa fabrication mécanique.
- La possibilité de satisfaire la sécurité oculaire.
- Le respect de l'option faible coût : la barrette CCD est le modèle grand public le moins cher de Thomson utilisé dans les fac-similés et lecteurs de code barre, le module à diode laser collimaté est des plus courants (celui des pointeurs lasers), les faibles exigences sur le filtre interférentiel font que son coût est inférieur à 150 francs pour 100 unités, le reste est de la récupération (lentille d'appareils photographiques jetables, miroirs de galvanomètres...).
- L'obtention de la haute résolution angulaire souhaitée, celle-ci étant ajustable par la vitesse du mouvement de balayage du poignet.
- La compacité de la solution et le relatif faible encombrement de son port, le poids étant de 140 g et le volume inférieur à 100 cm³ (voir figure II - 21.b).
- L'immunité acquise à la lumière du jour dans la quasi-totalité des situations et la possible immunité totale dans les conditions extrêmes de surfaces blanches éclairées par un soleil fort (150 klux) sous incidence normale.
- La possibilité de débiter jusqu'à 40 mesures de distances par seconde tout en maintenant la portée.
- La possibilité d'utilisation d'une électronique de gestion délocalisée relativement simple.

Un certain nombre de procédés simples ont été dégagés permettant d'évaluer rapidement la qualité d'un compromis implémenté sur le prototype.

On a vu qu'il restait sur chaque paramètre du prototype une « plage de manoeuvre » avant de se trouver en situation techniquement limite et donc fragile. C'est la garantie d'une certaine « élasticité » indispensable à son évolution lorsque les essais par des non-voyants permettront de mieux connaître les exigences.

E.2 - Améliorations à apporter

Le premier prototype réalisé est loin d'être optimisé. Les principaux défauts d'optimisation proviennent en priorité des moyens mécaniques rudimentaires de construction. Fonction de ces derniers, on a pris des options favorisant la tolérance du réglage et la stabilité mécanique, au détriment de la portée pour les faibles réflectivités. En effet sur les 5 mW du faisceau laser astigmatique utilisé, seul 1 mW environ sert effectivement à la détection, le reste sert à la stabilité. Nous ne dépassons pas cinq mètres de portée pour une surface noire et lisse sous forte incidence alors que 10 ou 15 mètres sont certainement possible sans remettre en cause la robustesse moyennant une mécanique plus soignée.

Le principal défaut affectant la résolution exploitable est la dépendance de la mesure avec la réflectivité. Nous avons partiellement corrigé le défaut dégageant ainsi une résolution de 800 intervalles. Nous avons vu qu'il est possible d'améliorer cette correction et d'arriver à 1600 intervalles. Il n'y a cependant pas urgence sur ce point dans la mesure où la prothèse globale utilise actuellement environ 400 intervalles. Il en est de même du procédé de détection du pic où la détection sur base de seuils peut être améliorée par des techniques de filtrage numérique en temps réel (voir [BLA 86] par exemple).

Les solutions optiques imparfaitement implémentées sur le prototype laissent un bruit résiduel de lumière diurne électroniquement éliminable dans les conditions de luminosité extrêmes. Il est cependant encore possible en optimisant le positionnement mécanique des diaphragmes et en réduisant la bande passante du filtre interférentiel de gagner plus d'un facteur 5 sur ce bruit, ce qui ne peut que soulager l'électronique.

La base de 9 cm est actuellement suffisante, on peut même envisager de la réduire d'un centimètre ou deux pour optimiser la compacité sans répercussion sur la résolution exploitée.

Pour gagner en portée, on n'a pas évoqué l'augmentation de l'ouverture de la lentille. La raison est que l'association lentille - diaphragme utilisée est optimisée. En effet, l'augmentation du diaphragme élargit la tache image sans augmenter le flux au centre où se trouve la surface photosensible de la barrette (les rayons périphériques sont aberrants et se focalisent avant la

barrette). Les flancs de la tache image sont alors de moins bonne qualité ce qui perturbe la mesure. Par contre un même compromis de focale plus grande et donc de surface utile de lentille plus grande peut être intéressant (à condition de préserver une plage de mesure suffisante). On peut également envisager d'utiliser un doublet d'appareil photographique compact de meilleure qualité, qui sera plus ouvert à définition égale, sans forte incidence sur le coût.

E.3 - Inconnues restantes

Le profilomètre remplit - il sa mission ?

Nous savons (voir chapitre V) que le couplage du prototype à l'interface physiologique permet de réaliser un certain nombre d'actions. Nous nous concentrons sur les processus d'apprentissage pour exploiter au mieux le système existant. Le cerveau humain est apte à palier à certains défauts, voir même à en profiter. Il faudra de longs essais in situ par les non-voyants pour être sérieusement informé des améliorations urgentes, des limites principales et des réorientations souhaitables du compromis profilométrique. Ces essais permettront aussi de savoir comment gérer le capteur inertiel afin d'optimiser à la fois l'interactivité du système et la sécurité oculaire. Il sera alors temps de voir s'il y a :

- d'autres solutions souhaitables en changeant totalement la technique profilométrique (compromis spéciaux de comparaison de phase ou de télémétrie impulsionnelle),
- avantage, tout en conservant la triangulation, à changer le capteur de réception (détecteurs PSD par exemple) et à utiliser d'autres émetteurs (diodes lasers pulsées...), d'autres longueurs d'ondes (1500 nm...),
- possibilité d'étendre la portée, pour la détection de véhicules dans le cadre de la traversée de routes multivoies, en joignant un télémètre impulsionnel au profilomètre précédent.

Bien que ces questions aient été effleurées nous ne sommes pas encore en mesure d'apporter des réponses solides, non essentiellement par manque d'informations technologiques au niveau optique, mais par une connaissance encore insuffisante des aspects physiologiques du fonctionnement global de la prothèse.

CHAPITRE III

L'INTERFACE SONORE

A - Etat de l'art de l'interfaçage sonore pour non - voyants

Après la vue, le système de perception de l'information extérieure le plus développé est l'audition. Il est donc naturel d'étudier les possibilités de ce sens de substitution dans notre contexte. Voyons brièvement ce qui a été tenté dans le domaine de la cécité.

A.1 - Interfaces de capteurs à ultrasons

Il s'agit d'un « beep » sonore (signal sinusoïdal élémentaire) dont la fréquence varie de manière discrète ou continue avec la distance de l'obstacle détecté par le capteur à ultrasons. Le système le plus sophistiqué, le « sonic guide » restitue auditivement la direction de l'obstacle à partir d'un casque stéréophonique. Plusieurs variantes de modulation de fréquence et d'intensité ont été proposés.

A.2 - Convertisseurs sonores d'images

Nous présentons brièvement quelques procédés sonores destinés à convertir une image acquise par une caméra vidéo en une séquence sonore. Ces différentes approches sont extraites de brevets déposés entre 1974 et 1989, sans qu'il y aie eu de suites à notre connaissance. La conversion sonore d'image est en quelque sorte le parallèle de la T.V.S. vue au chapitre I § C.3.b. L'interface sonore remplace la matrice de cellules électro ou vibrotactiles.

[FIS 74], [DAL 80] : A la lecture des brevets nous pensons avoir compris que l'image est transmise séquentiellement ligne par ligne. Chaque ligne verticale par exemple est repérée par une fréquence spécifique des sons émis. La transcription d'une ligne nécessite l'émission séquentielle de plusieurs sons de même fréquence (celle de la ligne). L'intervalle de temps entre les sons traduit la distance entre les points de la même ligne verticale. Cela donnerait une séquence sonore du style d'une gamme sonore montante où chaque note est répétée un certain nombre de fois à des intervalles de temps irréguliers comme dans l'alphabet Morse. Le niveau de gris du point est traduit par l'intensité sonore des sons.

[TIE 86], [MEI 89] : Il s'agit pour augmenter la vitesse d'acquisition de l'image de transmettre par un seul son l'équivalent d'une ligne. Par exemple pour une ligne de 64 points [MEI 89], chaque point correspond à une fréquence, l'intensité est proportionnelle à son niveau de gris, 64 signaux de fréquences différentes sont sommés. La séquence sonore doit

ressembler à une suite d'accords de 64 notes, un accord par ligne. Nous n'avons pas trouvé d'évaluations sur la possible identification d'images par ce procédé.

A.3 - Convertisseurs d'interfaces graphiques

Il s'agit d'un projet européen destiné à coder de manière sonore les interfaces graphiques (type « Windows ») des logiciels pour les non - voyants. A l'aide d'un casque stéréophonique ou d'une batterie de haut parleurs [FEL 94], on crée une représentation acoustique spatiale de l'écran. Le son « vocal » traduisant par exemple le contenu d'un icône en bas à droite de l'écran semblant provenir de l'icône. Cette interface sonore tridimensionnelle a pour but de permettre le pointage des icônes à l'aide d'une souris.

B - Information à transmettre

B.1 - Nature de l'information

Dans l'immédiat il s'agit de transmettre une distance comprise entre 30 cm et 30 mètres, pouvant être divisée jusqu'en 800 intervalles. A terme il faudra ajouter un niveau de gris sur 16 intervalles par exemple pour chaque distance. Afin de ne pas retomber dans les difficultés des convertisseurs d'images sonores (ou tactiles), on s'est arrangé, au cours de l'élaboration de la prothèse, pour ne pas faire appel à un seul sens pour assurer la substitution. En effet, le profilomètre est fixé sur le dessus de la main, le mouvement de la main oriente le rayon. Les deux coordonnées angulaires déterminant la direction du rayon sont acquises par la cinesthésie* du poignet. Sur les trois coordonnées nécessaires à la connaissance tridimensionnelle d'un point du profil, seule la troisième constituée de la distance passe par une interface artificielle.

Remarquons que si l'on avait opté pour un balayage automatique du faisceau laser, il aurait fallu traduire sa direction, ce qui aurait beaucoup compliqué l'interfaçage sonore et manqué de souplesse d'utilisation. Il aurait de plus fallu superposer la direction issue du balayage automatique à celle du support du poignet acquise par la cinesthésie.

10 à 40 mesures de distances doivent pouvoir être transmises au cerveau par seconde, ceci est une exigence élevée sur le débit.

Les exigences sur la connaissance de l'échelle absolue sont par contre modérées. Connaître à mieux de 10% près la valeur absolue de la distance à un obstacle ne semble pas vraiment utile. Par contre les distances relatives (profils) doivent être perçues le plus précisément possible.

B.2 - Contraintes

La première difficulté que rencontre l'interface sonore est l'interférence avec le bruit ambiant. En effet le bruit ambiant ne doit pas perturber la perception du signal sonore d'information. Plus important encore, le bruit ambiant est une source d'informations essentielle pour le non - voyant, le signal sonore ne doit pas la troubler.

Ces contraintes sont bien connues, et toute solution ne peut qu'espérer réduire le niveau d'interférence. [DAL 80] traite le problème par la pose d'une seule oreillette. A notre avis, l'interférence avec les sons extérieurs provient essentiellement des similitudes de texture sonore, et le port d'un écouteur mono ou binauriculaire ne change que peu de choses. Bien entendu, il est exclu d'utiliser le casque stéréophonique hermétique isolant de l'extérieur.

L'interface sonore ne doit pas monopoliser l'attention. Le code sonore doit pouvoir après apprentissage sembler simple et naturel, son interprétation ne doit pas être « cérébralement envahissante ».

Le problème n'est pas de faire la correspondance entre un code sonore et une distance, mais d'arriver à identifier une suite de distances codées avec un profil, en ayant une idée de la distance moyenne à laquelle se situe le profil. Le temps nécessaire à l'analyse du profil devra être inférieur à la somme des durées nécessaires à l'analyse de chaque code le constituant afin de pouvoir analyser des débits allant jusqu'à 40 mesures de distance par seconde.

B.3 - Données psychophysiques

Nous présentons ici un ensemble de données fondamentales sur la psychophysique de l'audition en rapport avec notre problème. Il faut toutefois émettre la réserve importante suivante : il y a relativement peu de données sur l'évolution des performances avec l'apprentissage. Sur ce point, on ne pourra se référer qu'aux premières impressions liées aux essais présentés au chapitre V.

On peut caractériser un son par :

- sa hauteur sonore (ou ton), c'est à dire la hauteur de la fréquence principale émise,
- sa structure temporelle (durée et structure de l'impulsion),
- son intensité sonore (volume ou force du son),
- son timbre (structure fréquentielle autour de sa fréquence principale),
- sa localisation (direction de laquelle il provient ou semble provenir).

Un certain nombre de similitudes dans le traitement cérébral des données ont été établies entre la vue et l'audition [MAR 83], [RAD 92], [MPH 94] :

- Il a été fait un parallèle entre la fréquence d'un son et la localisation spatiale, entre la variation de fréquence et la distance.
- Plusieurs références dont [THO 94] soutiennent que dans le processus primaire de reconnaissance d'une entité sonore, le ton, la durée, le timbre, l'intensité, la localisation sont des données traitées indépendamment et en parallèle. Il en serait de même pour la vision concernant la couleur d'un objet, son orientation, la direction de son mouvement etc.

Certains contre exemples ont été cependant relevés comme l'illusion d'échelle dont la version sonore est illustrée à la figure III.1.

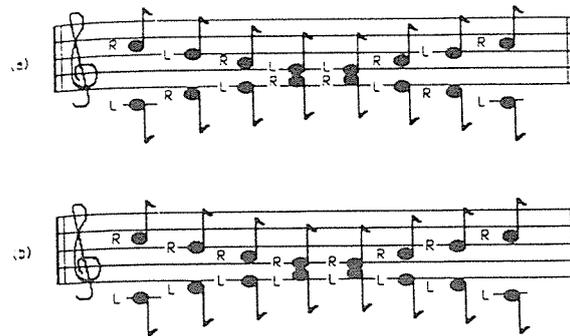


Figure III - 1 (d'après [RAD 92]) : R (oreille droite), L (oreille gauche). Les notes sont transmises soit à l'oreille gauche, soit à l'oreille droite selon la figure (a). Ce qui est perçu subjectivement par l'auditeur est représenté à la figure (b). Il y a tendance dans le cas de situations très symétriques à reporter sur une oreille les sons appartenant à une même séquence organisée.

Concernant l'analyse d'un son ou d'une suite de sons, les processus cérébraux dépendent du nombre de sons par seconde [HOO 94]. [ZWI 60] mesure une durée d'intégration pour l'oreille de 200 ms. [WAR 93] note que la reconnaissance d'une mélodie familière se fait si l'intervalle de temps entre les notes va de 150 ms à 1 seconde. Si les notes sont plus resserrées ou plus espacées temporellement la mélodie n'est plus reconnue.

Pour retrouver l'ordre temporel de séquences sonores hétérogènes, un espacement de 150 ms est nécessaire, quand il s'agit de suites tonales (apprentissage musical) il est réduit à 125 ms, pour les phonèmes à 100 ms. L'ordre temporel est plus facilement perdu quand les écarts en fréquence entre les sons sont grands [BAR 91c].

Ces ordres de grandeur ne vont pas dans le sens d'un débit possible de 40 données par seconde ni même de 20. Les données précédentes concernent essentiellement l'analyse son par son. Pour les groupements de sons sur des durées brèves, ce sont les contours (ou lignes sonores) qui entrent en mémoire [CRO 94]. L'information est essentiellement basée sur les changements de contours. [WAR 93] constate qu'un langage compressé au taux de 30 ms par phonème est toujours compréhensible. De même au taux de 40 ms par note on a des composés temporels identifiables et discernables entre eux même si une mélodie n'est pas reconnue. Dans le même ordre d'idées certaines pièces de virtuosité instrumentale imposent jusqu'à 20 notes par seconde à l'exécutant.

[WOO 93] note que le traitement de conjonctures sonores se ferait en parallèle avec l'analyse individuelle d'un événement. Aux durées courtes seule l'analyse des conjonctures serait efficace, aux durées longues l'analyse individuelle est privilégiée.

Les reconstitutions cérébrales de sons masqués [WAR 94] pouvant créer l'illusion de notes absentes est un phénomène auquel nous serons également confrontés.

C - Solution proposée

La première tentative d'interface sonore est présentée ici et argumentée. Ce n'est qu'au chapitre V que l'on pourra évaluer l'approche dans son contexte global et proposer des réajustements, voir d'autres solutions ayant été a priori écartées.

C.1 - Options prises

C.1.1 - Choix musical

Pour se prémunir au mieux des interférences avec les sons extérieurs plusieurs options sont possibles :

- utiliser un niveau sonore très faible (a),
- utiliser des sons ne se mélangeant pas avec le bruit d'ambiance informatif (b),
- utiliser un son d'une provenance spatiale particulière, ne masquant pas les sources sonores situées dans d'autres directions (c).

Pour respecter le point (c) nous avons exclu d'utiliser une interface sonore stéréophonique créant des directions virtuelles pour les sons. Utiliser un niveau sonore faible au niveau du seuil de sensibilité réduit fortement l'efficacité de la transmission des données, oblige à une attention accrue etc. Nous avons donc opté essentiellement pour la proposition (b) et dans une moindre mesure pour la (c).

Le principe du codage de l'information est le son musical. En effet le timbre d'un instrument « conventionnel » de musique (on exclut les cas d'orchestres de portes grinçantes ou autres) se distingue très clairement du bruit ambiant. Si les niveaux sonores sont comparables, les deux types d'informations sonores peuvent coexister. De plus le timbre musical, s'il est bien choisi, c'est à dire peu agressif (il faut éviter les cuivres) est à priori beaucoup plus supportable sur de longues durées qu'un signal sinusoïdal (beep) modulé en fréquence.

Combien d'intervalles de fréquence discernables peut-on extraire de la plage audible ? Un piano a 88 notes dont les fréquences sont en série géométrique de raison $2^{1/12}$. L'espace entre deux notes consécutives étant dit d'un demi-ton. L'intervalle de fréquence couvert est 55Hz - 8,5 kHz. vers 8 kHz, il est difficile de séparer les demi-tons, de même vers 60 Hz. Il n'y a pas d'instruments courants utilisant des échelles plus rapprochées que le demi-ton. En effet en deçà du demi-ton on arrive rapidement à une sensation quasi-continue. Disons que le demi-ton musical est un palier psychophysique permettant une séparation efficace des sons, éprouvé au cours des siècles.

Il est donc peu réaliste de vouloir coder 800 intervalles en une seule voie sonore, que ce soit de manière musicale ou par un « beep » modulé continûment. Nous avons retenu le principe des deux voies sonores. C'est - à - dire que la distance est traduite par un couple de sons simultanés. Pour faire 800 intervalles, il suffit de 28 x 29 notes, ce qui est tout à fait accessible aux gammes musicales, sans même utiliser les parties très graves, ni très aiguës moins discernables. Peut-on interpréter un son à deux voix ? La musique polyphonique contient couramment 3, 4 ou 5 voix. En ce qui concerne la possibilité d'identifier exactement l'ensemble des notes, on connaît l'exercice de la « dictée musicale ». Il est connu chez les enseignants et élèves des conservatoires de musique que tout le monde quasiment parvient (après travail) à identifier les deux voix, une dictée à trois voix devient sélective (difficulté à entendre la voix intermédiaire), quatre voix et plus concernent ceux ayant de bonnes aptitudes. Là encore la reconnaissance d'un profil sonore ne revêt pas l'exactitude nécessaire à la dictée musicale, ni le besoin d'identifier son par son la ligne. Les configurations seront de plus assez répétitives et stéréotypées et essentiellement constituées de sons consécutifs.

C.1.2 - Gammes et timbres retenus

Quelle suite de sons prendre pour pouvoir se repérer de manière relative, de manière absolue ? Les suites de sons sont organisées en gammes, la gamme chromatique est une suite de sons espacés régulièrement d'un demi-ton. Il sera difficile de s'y repérer de manière absolue même pour un musicien dans la mesure où, en cas d'utilisation d'une telle gamme, le profil sonore sera atonal. Par contre la gamme majeure avec sa suite d'intervalles irréguliers (1 ton, 1 ton, $\frac{1}{2}$ ton, 1 ton, 1 ton, $\frac{1}{2}$ ton) permet facilement un repérage absolu, une fois la « tonalité dans l'oreille ». C'est celle que nous utiliserons. Pour le repérage relatif une gamme majeure augmente les espaces fréquentiels (par rapport à la gamme chromatique) et facilite donc la tâche. Par contre on ne dispose plus sur le piano que de 55 notes contre 88 en chromatique.

Pour ce qui est des sons d'instruments, il faut retenir les sons brefs. Le choix des timbres va dans ce sens. En effet un timbre à long « temps de montée » ne pourra être répété 40 fois par seconde. Un tuba ne peut suivre le rythme d'un son de Banjo.

Pour faciliter la reconnaissance des deux sons nous avons pris deux instruments de timbres différents : la flûte et le banjo.

C.1.3 - Choix du code

Si nous envisageons les possibilités extrêmes de codage des 800 intervalles, cela pouvait aller de 800 notes sur une voie (on a vu que cela n'était pas possible), à deux notes (son ou absence de son) sur 10 voies, le code ressemblant alors à un code binaire par exemple. Cette dernière solution est a priori cérébralement ininterprétable, elle ne tient pas non plus compte d'un parallèle précédemment évoqué, au niveau psychophysique, entre les écarts de fréquence et les distances. Nous nous sommes orientés vers la solution intermédiaire réalisable, la plus proche de la première possibilité, constituée d'un codage sur deux voies ayant une trentaine de notes possibles chacune.

Il y a beaucoup de structures possibles du code sur les deux voies. Plusieurs codes astucieux a priori sur le papier, mais inextricables aux premiers essais ont été tentés. Il s'est dégagé le critère empirique suivant d'efficacité d'un code : plus un code est facile à expliquer, plus il est efficace. Le code le plus simple est actuellement maintenu pour les essais. Il est constitué de deux voix, chacune à N notes consécutives dans la gamme majeure. Une des voix est l'échelle grossière et divise la plage totale de mesures en N intervalles. L'autre voix est l'échelle fine et

divise chaque intervalle de l'échelle grossière en N intervalles. Les sons graves représentent les grandes distances et les sons aigus les courtes.

De manière pratique on a tout d'abord essayé d'exploiter les 800 intervalles. L'interface débitait constamment des trilles (allers retours sur notes proches) dû à l'instabilité du pointage du profilomètre (instabilité du poignet). Nous avons donc réduit la résolution à $N = 19$, soit $19 \times 19 = 361$ intervalles. Les trilles ont disparu, après apprentissage et meilleur contrôle des mouvements de la main, N pourra sans doute être augmenté. Nous ne pouvons pas actuellement savoir si une augmentation de N aura une utilité pratique et quelle sera la limite.

L'échelle fine est donnée par un son de banjo. L'échelle grossière utilise un son de flûte, moins bref que celui du banjo, car les transitions sont moins fréquentes.

Afin de faciliter la distinction entre les deux échelles, on introduit une redondance en plaçant le son de flûte dans l'écouteur droit et celui du banjo dans l'écouteur gauche (voir point c § C.1.1). Ainsi les informations sonores proviennent de deux directions, soit droite, soit gauche. Les timbres et taux de transitions différents devraient être suffisant pour éliminer la possibilité d'une illusion d'échelle (cf § B.3).

Concernant le choix droite - gauche, il est très rapidement apparu (pour un droitier du moins) que le processus d'attention était préférentiellement lié à l'oreille droite. L'échelle grossière a des transitions moins fréquentes mais dont les significations sont plus importantes, il est donc naturel de la favoriser au niveau du processus d'attention. La figure III - 2 transcrit le code utilisé en indiquant la distance correspondant à chaque couple de notes ainsi que la résolution spatiale correspondante. Etant donné le haut débit temporel d'informations, il n'est pas envisagé pour l'instant d'aider à la transmission des données en utilisant des facteurs de discrimination temporelle (structures rythmiques).



Figure III - 2 : Correspondance entre les distances et les couples de notes sur portée musicale, la précision de l'échelle en distance est spécifiée pour les différentes plages de mesure.

C.2 - Réalisation technique du prototype

Afin de faire vite, nous avons dans un premier temps récupéré les circuits de synthétiseurs de sons des petits claviers jouets de deux octaves et demi. Les circuits imprimés ont été sommairement reconditionnés et adaptés. L'interface utilise deux claviers sur 19 notes. Chaque clavier est connecté sur 30 notes (non toutes utilisées) à deux démultiplexeurs. Chaque démultiplexeur est relié à un mot de 4 bits de sortie de l'EPROM (voir figure III - 3).

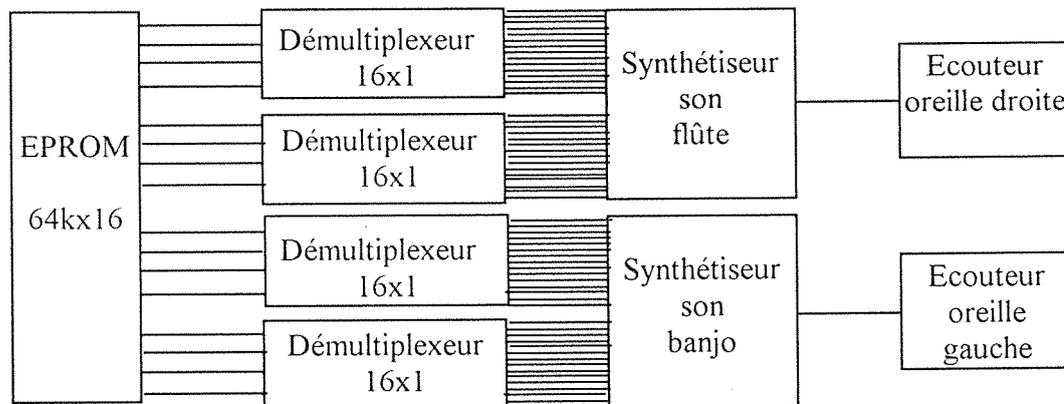


Figure III - 3 : Schéma de base de l'interface sonore

Le code de correspondance entre la donnée numérisée de la distance et les adresses des démultiplexeurs activant le couple de notes correspondant (figure III - 2) est enregistré dans l'EPROM

Les études sur le comportement de l'interface dans le contexte global de la prothèse font l'objet d'un paragraphe du chapitre V.

Afin d'avoir une idée de ce qui peut être fait pour améliorer la reconnaissance sonore des profils et implanter le niveau de gris, sans refaire de nouveaux circuits, on a inséré une annexe de simulation. Celle-ci est manipulée par un opérateur voyant accompagnant le porteur de la prothèse, observant le déplacement du faisceau laser, ayant des oreillettes délivrant le même signal sonore que celles du non voyant. Il dispose de curseurs lui permettant, en fonction des événements de faire varier l'intensité du signal sonore, la durée de la mesure (par le biais du temps d'intégration de la barrette CCD) et éventuellement d'injecter une troisième voie sonore.

CHAPITRE IV

L'INTERFACE ELECTROTACTILE

A - Etat de l'art de l'interfaçage tactile

A.1 - Domaines d'applications

L'expérience dans ce domaine est longue puisque dès la fin des années 40 un certain nombre de prototypes ont été réalisés ([AND 49] par exemple). Il s'agit essentiellement de la recherche sur les prothèses auditives pour les cas de surdité totale. L'interface est souvent constituée d'une ceinture de cellules électrotactiles. A chaque cellule correspond un intervalle du spectre audible. L'amplitude du signal d'une cellule traduit l'intensité de la composante spectrale du son correspondante. Une autre alternative lorsque le nerf auditif est intact est l'implant cochléaire* constitué d'une seule électrode placée sur le nerf.

On a vu au chapitre I § C - 3 l'utilisation de matrices de cellules tactiles reproduisant sur la peau, avec une faible résolution, des images acquises par une caméra vidéo dans le cadre des prothèses visuelles. Une matrice d'électrodes explorable au doigt pour la reconnaissance des graphiques a également été expérimentée [STR 70].

Un troisième domaine d'application concerne les prothèses pour amputés. Il s'agit de placer des capteurs de pression aux extrémités de la prothèse (main, pied) et de transmettre le signal par des électrodes au porteur afin de recréer une certaine forme de sensation.

A.2 - Comparaison des options vibro et électrotactiles

A.2.1 - Nature des sensations

L'interfaçage tactile utilise deux procédés :

- La sensation de toucher. Elle résulte de pressions mécaniques appliquées sur la peau, elle se fait par le biais de cellules réceptrices spécialisées, situées dans l'épiderme (disques de Merkel, corpuscules de Meissner) et dans l'hypoderme (corpuscules de Golgi - Mazzoni, de Pacini - Vater) [BOU 84].

- La sensation électrique. Il n'y a pas de cellules réceptrices spécialisées à l'électricité sous la peau. Le courant agit directement sur les fibres nerveuses [ROL 69] en produisant une dépolarisation de la membrane, qui se propage par la suite jusqu'au cerveau (influx nerveux). Le phénomène d'excitation nerveuse dépend essentiellement de la densité de courant arrivant sur la fibre [DUM 87]. Contrairement à la sensation du toucher facilement reproductible et bien définie, la sensation électrique peut donner lieu à toute une panoplie de sensations : toucher, douleur aiguë, piqûre, démangeaison etc. Il n'est pas facile de fiabiliser la sensation car une petite fluctuation des paramètres électriques de l'excitation peut changer le type de sensation.

Les sensations thermiques, les premières envisagées il y a un siècle pour les prothèses visuelles ou auditives, ne sont plus utilisées vu leur lenteur.

A.2.2 - Interfaces vibrotactiles

La sensation de toucher est exploitée dans les interfaces dites vibrotactiles. En effet, la cellule élémentaire est constituée d'une pointe vibrante en contact avec la peau. La vibration est indispensable au maintien de la sensation. Deux techniques ont été développées.

L'une est à base de cales piézo-électriques bimorphes [BLI 70]. Afin d'obtenir une excursion de quelques millimètres, il est nécessaire d'avoir une cale longue de l'ordre de la dizaine de centimètres. La tension appliquée est de l'ordre de la centaine de volts. La pression exercée peut être relativement élevée. Cette solution est à la base des interfaces réimpressibles en Braille pour micro-ordinateurs. La consommation électrique est faible, l'encombrement est cependant important ce qui exclut cette technique pour les interfaces corporelles portables.

L'autre solution est électromécanique [COL 70], elle est basée sur le déplacement de solénoïdes sous l'action d'un champ magnétique. La dissipation d'énergie est élevée, notamment au niveau de la peau (les vibrations mécaniques produisent un échauffement). Une matrice d'électrodes portables reste difficilement concevable vu l'encombrement de la cellule tactile. La sensation vibrotactile est cependant plus facile à maîtriser que la sensation électrotactile.

A.2.3 - Interfaces électrotactiles

Un signal électrique est transmis par le biais d'une électrode appliquée à la peau. Il y a deux principaux types d'électrodes :

- Les électrodes concentriques constituées de deux anneaux concentriques séparés par un joint isolant. L'anneau externe servant au retour du courant.
- Les électrodes unifocales (ou à base commune) ayant une électrode de grande surface assurant le retour du courant pour l'ensemble des électrodes signal. L'électrode commune pouvant être située à grande distance (plusieurs dizaines de centimètres) des électrodes signal de faible surface.

Ces deux types d'électrodes ont été comparés dans plusieurs références ([SZE 77], [HIG 93] par exemple). Les avis divergent parfois quelque peu. On attribue en général à l'électrode concentrique un avantage au niveau de la localisation de la sensation. Les électrodes unifocales ont par contre un seuil de courant d'excitation plus bas, sont plus facile à fiabiliser, et la perte de sensation à long terme (adaptation sensorielle) est moindre.

La réalisation d'une interface discrète portable est possible. La dissipation d'énergie au niveau de la peau est moindre par rapport à la solution vibrotactile. La sensation électrique est dépendant plus difficile à contrôler et sa dynamique en amplitude avant d'atteindre le seuil de douleur est plus faible [SUM 94]. Les temps de réponse pour les sensations sont par contre plus courts.

L'impératif dans notre contexte d'un système portable discret et léger mène obligatoirement à la solution électrotactile.

A.3 - Electrophysiologie de la peau

Nous allons rassembler ici les données connues qui ont été exploitées par la suite. La priorité est l'obtention d'une sensation fiable non douloureuse.

On a vu que l'excitation d'une fibre nerveuse était liée à la densité de courant la traversant. Les impulsions en courant se sont imposées comme technique d'excitation. Les impulsions en tension, vu les fluctuations de la résistance de la peau sous tension, ne donnent pas de sensations stables. La qualité de la sensation électrique est très sensible à la forme des impulsions en courant. Les recherches sur la forme optimale des signaux donnant une sensation stable de toucher se sont étalées sur plusieurs décades. Le compromis élaboré par Saunders il y a une quinzaine d'années ne semble pas avoir été surpassé [SZE 82], [KAC 91] etc. Il est utilisé aussi bien dans les prothèses auditives [NIC 85], que dans les prototypes de T.V.S. [SAU 83]. Les signaux utilisés ont la forme suivante :

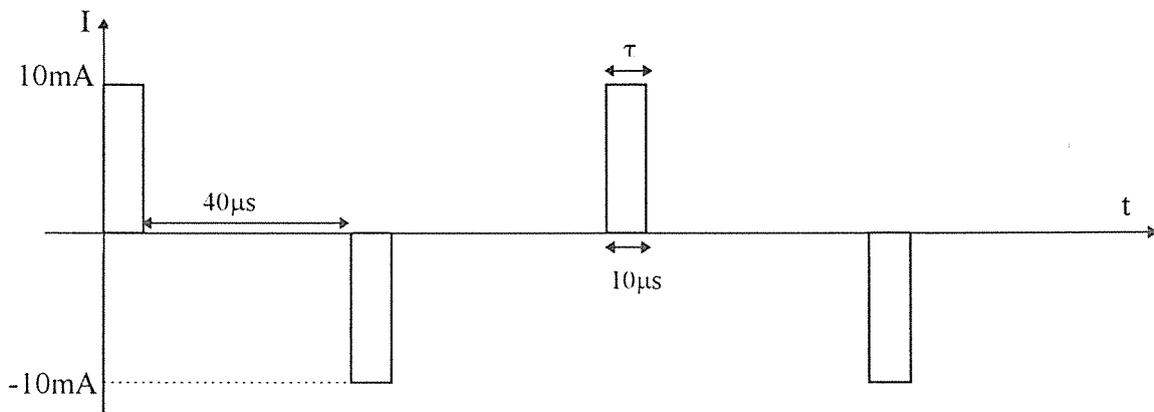


Figure IV.1 : *Allure du signal électrique permettant une sensation électrotactile confortable.*

Il semble que les fibres nerveuses touchées en priorité dans le derme soient myélinisées*. La vitesse de propagation du signal au cerveau est de l'ordre de 30 m/s [RIC 87]. Les seuils de sensation en courant pour une électrode de quelques mm^2 de surface sont typiquement de l'ordre du mA. La nature biphasique des impulsions de courant permet d'avoir un bilan de transfert de charges nul au cours de l'excitation. Cela réduit considérablement les problèmes d'irritation de la peau sur de longues périodes d'applications.

La peau est modélisable par un circuit RC parallèle distribué dépendant de la géométrie des électrodes, de l'état de surface de la peau (cornée ou pas), de l'application éventuelle préalable d'une pâte conductrice, d'une solution saline, d'une serviette chaude dilatant les pores. On a typiquement $R = 0,1\text{ M}\Omega.\text{mm}^2$ et $C = 0,1\text{ nF}/\text{mm}^2$ [KAC 91]. La glande sébacée située autour de la base du poil semble être un canal privilégié de passage du courant. Il en est de même des

glandes sudorifères, ou des fractures dans la surface épithéliale [SZE 82]. On estime en moyenne la densité de canaux à un canal par mm^2 . Pour une électrode de 1 cm^2 une centaine de canaux sont couverts, chacun en parallèle avec la source de courant. Il arrive que si un canal a une impédance plus faible que les autres, le courant s'engouffre dans celui-ci diminuant encore, de cette façon, son impédance. Cet effet cumulatif mène à des piqûres soudaines. En réduisant l'électrode à une quinzaine de mm^2 l'effet disparaît [SZE 82], [KAC 91], [MAE 83].

Lorsque le contact est correctement fait, l'allure de la tension au niveau de la peau est typiquement la suivante pour une électrode de 15 mm^2 :

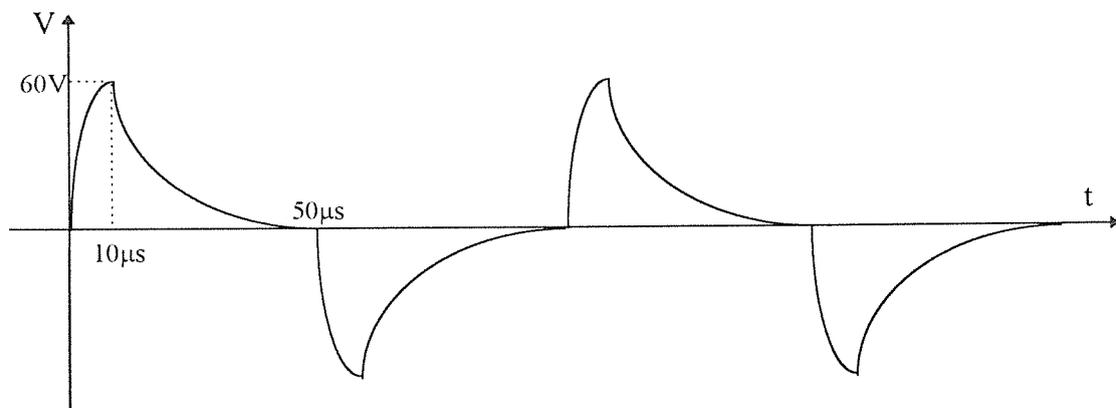


Figure IV - 2 : *Allure typique du signal en tension de l'électrode en cas de contact correct avec la peau.*

La densité de courant dans la peau a tendance à être plus forte sous les bords de l'électrode que sous le centre. La figure IV - 3 représente la densité en courant relative sous l'électrode.

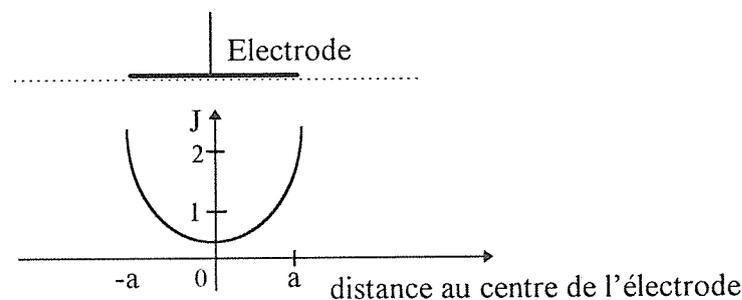


Figure IV - 3 : *Densité de courant relative intracutanée sous l'électrode.*

Ce phénomène s'accroît en cas de décollement de l'électrode et peut provoquer des piqûres ou des brûlures périphériques [WIL 82]. L'excitation électrotactile a été partiellement modélisée [RAT 88], [RAT 89]. Cette démarche est complexe, il est difficile de tenir compte de l'inhomogénéité et de l'anisotropie du milieu cellulaire, de la dépendance de la sensation avec la quantité de cellules nerveuses sous-cutanées touchées. Un modèle exploitable

décrivant les courants ioniques géant le comportement de la membrane de la cellule nerveuse n'est pas disponible.

D'autres techniques d'excitation électrotactiles ont été développées. Une sensation électrocutanée pour une décharge de type capacitive mettant en jeu des courants de l'ordre de la dizaine de μA a été mise en évidence pour des électrodes de grande surface (plusieurs cm^2) [GRI 83]. Des électrodes hypodermiques fiables pour des seuils de courant allant de 0,3 mA à 6mA ont été développées [RIS 89]. Les électrodes de grande surface ne sont pas utilisables dans notre contexte (impossibilité d'avoir un nombre de points suffisants). Toute action hypodermique est exclue à notre niveau non médical. De plus l'acceptation d'électrodes de surface présentera déjà suffisamment de difficultés au niveau psychologique.

Dans toute la suite nous nous en tiendrons à des signaux d'excitations proches de ceux de Saunders.

Par le biais de signaux ayant l'allure de ceux de la figure IV - 4 une dynamique de la sensation de toucher à 32 niveaux différenciables sur une électrode a été obtenue [AIE 84], [SAU 83].

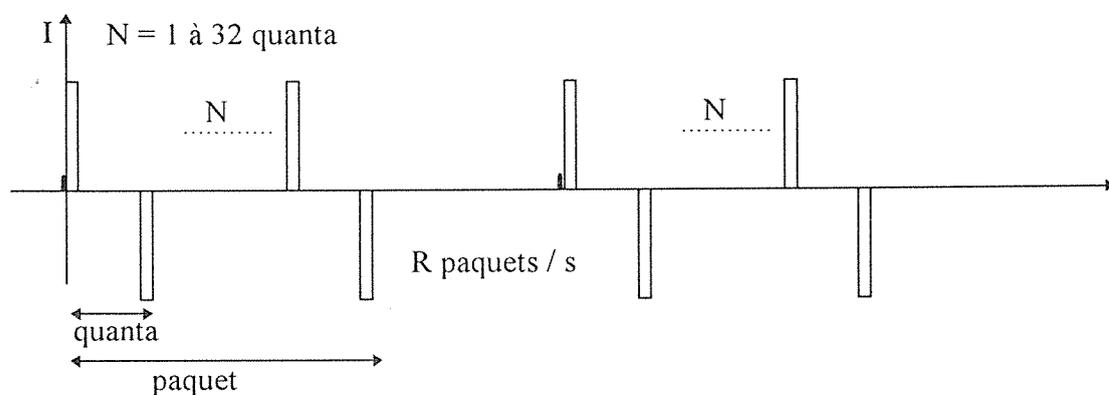


Figure IV - 4 : Paquets de $N = 1$ à 32 périodes du signal de base (quanta) activés à $R = 200 \text{ Hz}$.

La sensation dépend plus de l'intervalle de temps τ (10 μs typiquement) que de N et R [SAC 80].

Le procédé de mise en fonctionnement des électrodes consiste à passer sur la peau une solution physiologique saline, puis à effectuer cinq minutes de « préchauffage » à 0.6 mA [SAC 80]. Par la suite la sueur est maintenue sous la peau et il n'y a plus de précautions particulières à prendre au cours du fonctionnement.

Pour avoir une sensation durable, il est conseillé d'avoir un niveau d'excitation environ double de celui du seuil de sensation [MAR 82b]. Il est difficile de maintenir des matrices d'électrodes en bon contact avec la peau, les ceintures d'électrodes sont la solution la plus fiable.

A.4 - Psychophysique des dispositifs électrocutanés

Nous réunissons ici une somme de données bibliographiques qui serviront d'argumentation partielle aux choix présentés au paragraphe suivant. On a cherché, dans la mesure du possible, à les regrouper en catégories.

A.4.1 - Cas d'une électrode ou d'un couple d'électrodes

Phénomènes temporels

Le temps d'intégration d'une sensation électrotactile au seuil de sensibilité est de l'ordre de 0,5 ms pour un courant de 1 mA [MAR 82a], [HIG 83]. Cela signifie « en gros » que le seuil de courant électrique pour obtenir la sensation sera le même pour une durée d'impulsion de 1 ms par exemple et deux fois plus élevé pour une impulsion de 0.25 ms. Les zones proches du cerveau (front) réagissent apparemment plus rapidement et sont l'objet d'une attention plus aisée [MAR 82a]. Les sensations au dessus du seuil sur le front ont tendance à être déplaisantes, agressives et souvent spatialement étendues. Par contre sur l'abdomen la sensation est plus plaisante, localisée et se rapproche plus de celle d'un toucher mécanique [MAR 82b].

On trouve également les données suivantes : temps de fusion pour la peau 400 Hz contre 100 Hz pour l'oeil (temps au bout duquel on ne peut plus effectuer une distinction entre l'excitation continue et vibrante), temps d'acquisition d'une rupture dans une excitation continue : 3 ms oreille, 10 ms peau, 30 ms oeil [BAC 83].

Pour retrouver l'ordre temporel entre deux électrodes espacées de 40 mm (abdomen), activées successivement, il faut un intervalle de temps de 200 ms. Si l'espacement est de 200 mm, l'intervalle de temps minimal tombe à 140 ms. On retrouve des ordres de grandeur pour les durées similaires à ceux présentés au chapitre III, § B.3 page 140 pour identifier des successions de sons. L'acuité temporelle est meilleure lorsque le couple d'électrodes est placé transversalement à la direction d'allongement du corps [MAR 82c], [MAR 83].

Phénomènes spatiaux

L'espacement de 8 mm est avancé comme seuil de séparation critique des électrodes [HIG 83]. Ce critère de séparabilité (ou d'intégration spatiale) est très sensible à l'entraînement, à l'attention du sujet et à la façon dont on mène la mesure. La valeur de 8 mm correspond vraisemblablement à des conditions optimales.

L'anisotropie de la perception des distances sur la peau a été plusieurs fois relevée [GRE 82], [MAR 82b]. Une distance interélectrode transversale paraît plus longue que si la disposition est longitudinale. C'est le parallèle du phénomène temporel précédemment évoqué. Il provient de la structure innervée du corps qui va dans le sens de la longueur des membres en se ramifiant. Deux signaux électriques attaquant la même fibre nerveuse peuvent s'inhiber. L'interaction entre les processus neuronaux de sommation et d'inhibition prend place quand il y a recouvrement des champs réceptifs [GRE 82]. A titre d'exemple dans le domaine mécanique

où les processus neuronaux sont similaires, un couple de pointes enfoncées sur la peau à une distance inférieure à 2,5 cm provoque une sensation unique forte. A une distance comprise entre 2,5 et 3,5 cm, les sensations sont séparées, mais la somme de leurs intensités perçues est inférieure à celle d'une stimulation simple [BEK 57]. Pour avoir des sensations indépendantes, il y a intérêt à stimuler des fibres nerveuses appartenant à des ramifications largement séparées.

Phénomènes spatiaux temporels

Le glissement des stimulations tactiles sur la peau augmente fortement la résolution spatiale. En cas de glissement, le seuil de séparabilité de deux points est 10 à 30 fois inférieur au cas d'une pression statique [LOO 78]. La détection tactile de l'orientation d'un réseau de 0,5 mm de pas a été relevée [JOH 81]. L'analogie électrique de cet effet a été montré pour les matrices d'électrodes explorables au doigt [STR 70]. On peut parler d'hyperacuité spatiale.

Un effet important d'interaction entre le temps et la distance a été fréquemment cité [GRE 82], [GEL 84], [SPA 79], [MAR 82b], [KIR 74]. Il se présente sous deux formes :

- La distance perçue entre deux électrodes activées séquentiellement diminue lorsque l'intervalle de temps entre les impulsions diminue (effet tau).
- Pour deux impulsions successives de localisation différente, on a la sensation d'un mouvement allant d'une électrode à l'autre (effet du lapin cutané).

Cet effet est présent aussi bien pour les excitations vibrotactiles qu'électrotactiles. Les intervalles de temps mis en jeu vont de la dizaine à la centaine de millisecondes. A titre d'exemple pour deux électrodes séparées de 5 cm, il faut plus de 200 ms de séparation temporelle entre les impulsions pour que la distance soit correctement perçue. A 50 ms, 75% de la distance n'est plus perçue, à 20 ms il n'y a plus de séparation spatiale [GEL 84]. un ajustement de la relation entre le temps de pose interexcitation et leur durée permet de générer une sensation de mouvement continu dans les ceintures d'électrodes pour les prothèses auditives. A titre d'exemple 50ms de séparation conviennent pour une stimulation durant 20 ms, 70 ms pour 50 ms, 90 ms pour 100ms [KIR 74].

Il a été tenté de transmettre de l'information par cet effet [ALL 70]. La transmission s'est cependant avérée difficile à fiabiliser.

A.4.2 - Cas de matrices d'électrodes

Les expériences de T.V.S. [COL 70], [BAC 83], ont montré que la résolution spatiale des images était améliorée lorsqu'il y avait glissement de celles-ci sur la peau. Cet effet était obtenu en effectuant un léger balayage de la caméra. Ceci rejoint le phénomène d'hyperacuité spatiale précédemment vu.

La difficulté à reconnaître les données à l'intérieur d'un cercle de cellules activées a été également remarqué en T.V.S. [LOO 76]. Il s'agit d'un processus de masquage spatial. Dans le cadre de la reconnaissance de séries de 3 lettres en noir* en moins de 100 ms sur Optacon (cf chapitre I § C.1.e page 42) il y a masquage de la lettre intermédiaire [CRA 85]. Le cas de la lecture en Braille sans masquage à un débit supérieur montre qu'un codage adapté de l'information permet de surmonter ce genre de phénomène.

Des expériences de détermination du sens de défilement du signal sur une succession d'électrodes en rangées ont été menées ([SPA 79] sur l'abdomen, [BLA 87] sur les doigts). Pour un intervalle de temps interexcitation de 0,5 à 5 ms et l'attaque séquentielle de quatre électrodes dans le même sens en 40 ms, la direction de glissement est bien perçue dans plus de 95% des cas. Si la durée du glissement est réduite à 20 ms, la direction est encore perçue dans 80% des cas. Si il se fait sur 8 électrodes, la durée peut être réduite à 7 ms toujours pour 80% de détection correcte. Par contre si on se restreint à 2 électrodes, le glissement doit être étalé sur 60 ms. La distance interélectrode intervient peu, c'est surtout le nombre d'électrodes traçant la direction [SPA 79]. On retrouve par rapport aux données du § A.4.1 concernant le couple d'électrodes un phénomène d'hyperacuité temporelle ayant des points communs avec les procédés auditifs de reconnaissance de la parole compressée (chapitre III, § B.3, page 141). L'évolution de l'aptitude à déterminer la position de points activés sur une ligne d'électrodes après entraînement a été étudiée [SZE 86]. Les progrès se sont ralentis après 5 sessions de deux heures.

Des expériences de discrimination sur la peau de figures de 10 électrodes réparties sur l'ensemble du corps ont été faites [GEL 65], [GEL 66]. Les impulsions étaient de 200 ms de long et l'intervalle de temps entre ces dernières de 500 ms. L'application à la lecture des lettres en noir* au taux de une lettre par seconde a été réalisé (performance faible). On peut remarquer que l'utilisation de toute la surface du corps n'a pas permis de bénéficier de phénomènes d'hyperacuité.

La supériorité d'un codage à électrodes multiples par rapport à la modulation en intensité ou en fréquence d'une électrode ou d'un couple d'électrodes a été montrée [SZE 77]. Elle est particulièrement claire lorsqu'un débit rapide d'information est indispensable.

De manière plus générale, il a été remarqué [CRA 83] que les processus de traitement cérébral de l'information tactile semblent être différents suivant les zones tactiles. Pour les petites zones tactiles sensibles (pointe du doigt) le traitement se ferait en parallèle. Pour les zones tactiles larges moins innervées (ventre, dos) on aurait plutôt un traitement sérié.

B - Phase expérimentale préliminaire

Dans un premier temps nous nous sommes attachés à acquérir la maîtrise des sensations électrotactiles. Nous avons par la suite retesté une bonne partie des résultats répertoriés aux paragraphes A.3 et A.4 sur nos compromis d'électrodes. Nous allons ici décrire brièvement les quelques particularités remarquées au cours de ces essais.

B.1 - Optimisation expérimentale du signal et de la géométrie d'électrode

En T.V.S. lorsque plusieurs centaines d'électrodes sont activées à la fois, les électrodes concentriques sont obligatoires. En effet pour des électrodes unifocales le courant de retour, au voisinage de l'électrode commune, serait insupportable. Notre démarche pour la transmission tactile de l'information restera proche de celle sonore. On n'envisagera pas d'activer un grand nombre de cellules à la fois (2 pour la version sonore, 2 ou 3 pour la version tactile). Il y a donc le choix entre les deux approches. Nous avons mené des essais systématiques sur une vingtaine de géométries d'électrodes concentriques (faites sur capton) et unifocales (plusieurs formes de boulons, rondelles en divers métaux ont été testé). Il s'est dégagé clairement à notre niveau technique que l'électrode unifocale était beaucoup plus facile à mettre en oeuvre et à appliquer de manière fiable contre la peau. De plus la connectique électrique est plus simplifiée, il n'y a qu'une seule masse ce qui réduit le nombre de fils.

Concernant la géométrie et le matériau utilisé on a assez rapidement convergé vers des électrodes rectangulaires en inox de 6mm x 3 mm. Si l'on cherche à optimiser la localisation on place la longueur dans le sens de l'innervation. L'électrode commune en inox fait typiquement 3cm x 4cm.

La surface de l'électrode commune étant grande la densité de courant sous sa surface est insuffisante pour provoquer une sensation, elle est donc insensible (figure IV - 5).

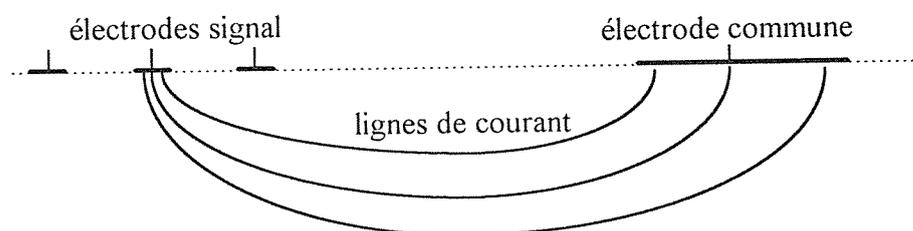


Figure IV - 5 : *Allure des lignes de courant sous cutanées.*

On a tenté de voir si la pose de plusieurs électrodes communes entourant les électrodes signal pouvait, en donnant une répartition plus symétrique des lignes de courant, améliorer la

sensation de localisation. Cela n'a pas été le cas, ce qui montre que la densité de courant s'évase rapidement et que ce sont les premiers millimètres sous la peau qui créent la sensation.

L'application d'une crème hydratante sur la peau facilite le démarrage de la sensation sous l'électrode, quelques secondes d'échauffement sont nécessaires avant d'avoir une sensation stable. Nous n'avons pas noté de différences importantes sur de courtes durées entre un gel conducteur (pour électrocardiogrammes) et la crème hydratante. Les expériences sur plusieurs heures restent à faire.

La modulation en tout ou rien du signal en courant de la figure IV - 1 par un signal carré pouvant être compris entre 200 Hz et 2 kHz permet d'avoir une sensation plus agréable en général, de meilleure persistance lorsque l'activation dépasse la seconde.

Pour l'ajustement des caractéristiques du signal d'électrode on a mis en oeuvre deux réglages, l'un basé sur l'intensité maximale des impulsions en courant (de 1 mA à 10 mA), l'autre constitué d'un potentiomètre en parallèle avec l'électrode. La tension de part le procédé de mise en oeuvre du signal est limitée à $\pm 80V$.

Lorsqu'il y a décollement de l'électrode, la tension à ses bornes devient carrée (on n'a plus la charge capacitive). Il y a risque de picotements résultant des contacts partiels. De manière générale il est très difficile de se faire une idée correcte de la qualité de la sensation électrique (sauf cas de décollement) par la seule vision de l'oscillogramme de la tension d'électrode. La densité et la forme de l'innervation sous l'électrode, principale responsable de la sensation, influe sans doute peu sur les caractéristiques électriques de ce type particulier de signal.

Les zones à proximité des veines et artères donnent des sensations anormalement fortes et étalées. Cela provient de la présence de fibres nerveuses plus importantes le long de ces vaisseaux et du sang assurant un canal privilégié pour les lignes de courant. Ces régions sont donc à éviter. Il en est de même des terminaisons musculaires où le placement de l'électrode à pour effet de contracter l'ensemble du muscle (effet utilisé en kinésithérapie). Il en résulte que le bras est une zone difficile à exploiter pour plus d'une dizaine d'électrodes, les cuisses et l'abdomen sont des régions plus favorables à la pose de matrices d'électrodes.

On a tenté un autre type d'excitation électrique, non décrit à notre connaissance, toujours sur la base du même signal en courant. Cela a consisté à souffler une couche de latex très fine sur l'électrode signal, ou à déposer une crème glycinée sur la peau. On a une sensation d'aspiration (peut - être capacitive) de la peau se rattachant plus à la percussion mécanique qu'à la sensation électrique. La localisation de cette sensation est moins bonne, le contact plus

difficile à fiabiliser. Cette technique, cependant facile à implémenter puisqu'il n'y a qu'à agir sur l'interface électrode peau, est une possibilité de réserve qui pourra être, si besoin, utilisée pour l'interface. Elle pourra par exemple servir à provoquer des sensations de nature différentes entre deux lignes, réduisant ainsi les risques de confusion interlignes. Il n'est en effet pas facile de provoquer une panoplie de sensations tactiles d'aspects différents lorsque les sensations sont courtes (de l'ordre de quelques dizaines de ms).

B.2 - Problèmes liés aux lignes d'électrodes

On a vu au § A.4 la supériorité d'un codage sur plusieurs électrodes utilisant la localisation spatiale par rapport à la modulation de l'intensité de la sensation sur une électrode unique. Ceci est principalement dû à la faible dynamique de l'excitation électrotactile.

Il y a par contre un problème, non souligné à notre connaissance dans la littérature, et particulièrement gênant en pratique. Une série d'électrodes identiques, disposées sur une même zone, et activées successivement par un même signal électrique, donneront des sensations pouvant être clairement différentes, tout en restant dans le domaine du confort et de la netteté. Ceci est dû à la dispersion de la structure sous cutanée. Dans ce contexte, si les électrodes sont rapprochées (1 ou 2 cm), on a tendance à préférer exercer sa reconnaissance de l'électrode activée, non pas par sa localisation, mais par son intensité particulière. Des essais sur cinq personnes ont montré la même tendance. Si on enlève la ligne et on la repositionne, la dispersion des sensations en intensité sera différente. Ce phénomène est donc de nature à biaiser le processus d'apprentissage, l'attention étant préférentiellement portée sur une caractéristique non reproductible. On tente d'atténuer la difficulté en espaçant beaucoup les électrodes (4 à 6 cm), en continuant à travailler sur leur géométrie pour réduire cette dispersion aléatoire des intensités, en faisant un effort pour se concentrer mentalement sur la localisation et ignorer les fluctuations d'intensité interélectrodes.

C - Solution proposée

C.1 - Information à transmettre

Nous nous reportons aux données du chapitre III § B.1 concernant l'interface sonore. Pour la même raison d'instabilité du poignet le nombre d'intervalles exploité est réduit à 360 (chapitre III § C.1.3). Le débit en nombre de mesures de distance par seconde est pour l'instant situé entre 10 et 40.

C.2 - Contraintes

Elles sont très différentes cette fois de l'interface sonore. Il faut tout d'abord trouver de la place pour le nombre d'électrodes nécessaire au codage des 360 intervalles, sans se servir, pour les raisons vues au § B.2, de la modulation en intensité.

360 intervalles codés spatialement sur une ligne nécessitent 360 électrodes, sur deux lignes 38 électrodes (19 x 19), sur trois lignes 22 électrodes (7 x 7 x 8), sur 4 lignes 19 électrodes (4 x 4 x 5 x 5), sur 5 lignes 17 électrodes (3 x 3 x 3 x 4 x 4) etc. On a vu que la surface du bras était exclue pour plus d'une dizaine d'électrodes. Sur l'abdomen et les cuisses les problèmes de dispersion de la sensation sont réduits et une surface suffisante est disponible. Il est également facile de poser ceintures.

Il n'y a pas à priori d'interférences directes possibles avec d'autres sources de sensation comme pour le son. Les ceintures d'électrodes devront être les plus fines possible et être entièrement dissimulables sous les vêtements. Il ne devra pas y avoir non plus de phénomènes de sudation excessifs, ni d'irritation après plusieurs heures d'utilisation.

C.3 - Options retenues

Une matrice d'électrodes est à priori encombrante à cause de la connectique (deux fils par électrode concentrique et un par électrode unifocale) et de l'espacement interélectrode nécessaire. Nous utilisons les électrodes unifocales décrites au § B.1. On est tenté de traduire les 360 intervalles sur le nombre minimum d'électrodes. Pour cela la solution la plus attractive est l'utilisation de trois lignes. En effet une seule ligne de 360 électrodes est irréaliste, le passage de 2 à 3 lignes réduit encore le nombre d'électrode par presque deux (38 à 22), au delà la réduction du nombre n'est plus un argument. On peut penser d'autre part que, comme pour l'écoute musicale, moins il y aura de canaux, plus cela sera facile à interpréter. Le choix se fait donc entre deux ou trois lignes. Nous avons retenu trois lignes pour les premiers essais. Elles sont constituées de respectivement 4, 10 et 9 électrodes donnant 360 intervalles. Le principe de la sous division d'une échelle grossière par une échelle fine est le même que pour l'interface sonore. La répartition des intervalles sera également la même afin d'avoir le plus d'éléments de comparaison possible entre les interfaces et ainsi distinguer mieux les phénomènes provenant des défauts du mouvement du poignet ou des particularités psychophysiques des sens de substitution.

Nous retenons comme surface d'application l'abdomen. La première ligne de 4 électrodes est placée sur le ventre, sous le nombril, et constitue l'échelle grossière (ligne G), la seconde,

placée quelque peu au dessus du nombril, de 10 électrodes est l'échelle intermédiaire (ligne I), la troisième de 9 électrodes située au dessus est l'échelle fine (ligne F). La figure IV - 6 représente la disposition des électrodes. Les distances courtes sont codées sur la droite, ceci se base sur l'impression que la partie latérale droite du corps est favorisée par le processus d'attention, et que les distances courtes représentent le danger.

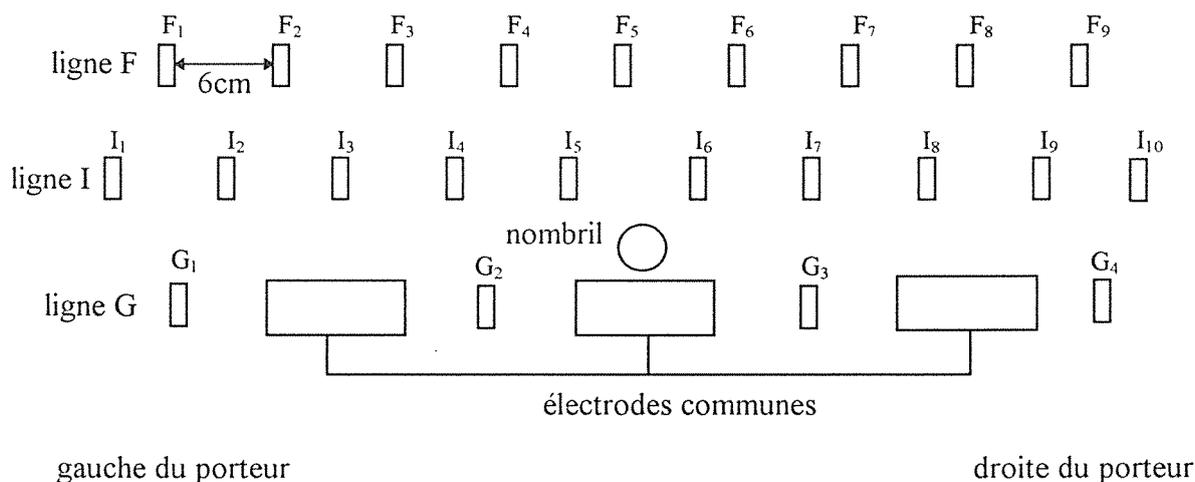


Figure IV - 6 : *Disposition des ceintures d'électrodes sur l'abdomen.*

Dans la disposition on cherche à éviter de placer des électrodes de lignes différentes sur les mêmes ramifications nerveuses. On évite également le voisinage immédiat de l'ombilic plus sensible. Les électrodes, espacées de 5 à 6 centimètres, vont jusqu'aux flancs. Aux premiers essais les électrodes sur les flancs se localisent mieux qu'au centre de l'abdomen.

On a divisé l'électrode commune en trois afin d'éviter d'avoir à lui donner une trop grande surface, ce qui rigidifierait la ceinture et serait nuisible au confort.

Pour le code on a, au début, comme pour la version sonore, imaginé des versions soi disant astucieuses qui ont été clairement inutilisables. On s'est finalement référé dans un premier temps au code sonore modifié pour être disposé sur trois lignes. On se reporte donc à la figure III - 2 page 145. L'intervalle de distance 28,6m - 30 m correspondant au premier couple de notes (fa grave flûte, fa grave banjo) sera traduit par le triplet d'électrodes activé (G₁, I₁, F₁) ; l'intervalle de distance 27,4m - 28,6m par le triplet (G₁, I₁, F₂) et ainsi de suite. A titre d'exemples (G₁, I₂, F₁) correspond au dixième couple de note de la figure III - 2 soit à l'intervalle de distance 21m - 21,7m ; le triplet (G₂, I₃, F₄) au 121^{ème} couple de notes, soit à l'intervalle (3,07m - 3,1 m).

C.4 - réalisation technique du prototype

La figure IV-7 représente le schéma bloc de l'électronique pour une ligne d'électrodes.

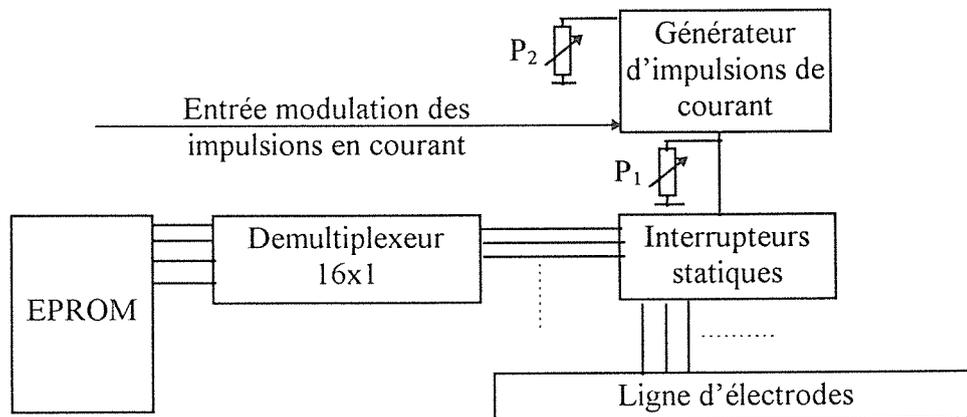


Figure IV - 7 : Schéma de bloc de l'électronique de gestion d'une ligne d'électrodes.

Le démultiplexeur 16 x 1 est l'un des quatre démultiplexeurs reliés à l'EPROM de la figure III - 3. Les interrupteurs statiques réalisent la liaison entre les signaux logiques 0-6V et les signaux en tension de typiquement $\pm 60V$. Le schéma de principe est le même pour les trois lignes d'électrodes. Pour le prototype, afin d'avoir le plus de liberté possible, chaque ligne a son générateur de courant indépendant. Les impulsions en courants peuvent être modulées par l'entrée modulation entre 200 Hz et 2 kHz, afin, si besoin, d'affecter une fréquence spécifique à chaque ligne, aidant à ne pas confondre les lignes entre elles. Le potentiomètre P_1 est en parallèle avec l'électrode activée, le potentiomètre P_2 permet de régler l'intensité de crête des impulsions. Il y a un réglage de P_1 et de P_2 par ligne lors de la pose des électrodes. Au niveau du rendement énergétique de l'alimentation des générateurs d'impulsions il reste environ 150 mA de courant moyen à économiser en optimisant le dispositif. Une consommation globale inférieure à 300 mA de l'ensemble capteur optique plus interface électrotactile est possible, ce qui permet une autonomie de plusieurs heures sur piles rechargeables.

La carte réalisée peut activer si nécessaire jusqu'à 60 électrodes ce qui donne de « l'élasticité » au codage de l'information. Les électrodes sont insérées dans une bande élastique ce qui permet de faire varier la distance interélectrode par la tension de serrage.

CHAPITRE V

ESSAIS SUR LES PREMIERS PROTOTYPES COMPLETS

A - Critères d'évaluation fonctionnels de la prothèse

Les critères d'évaluation ont été rédigés par des non-voyants actifs dans le domaine de la recherche sur les aides à l'autonomie et à la communication. Nous reportons ici la synthèse des évaluations faites par M^f Jacquin et M^f Raynard. Elles ont été rédigées dans l'optique d'évaluer un dispositif d'aide à l'autonomie indépendamment des performances prévisionnelles de la prothèse. Les actions tests d'extérieur et d'intérieur sont énoncées par ordre de difficulté croissante fonction des moyens actuels de compensation.

A.1 - Tests d'extérieur

En extérieur, possibilité de faire les différences à deux mètres environ entre :

(a) : Trous, bordures de trottoirs.

Possibilité de détecter et différencier ces éléments :

- Grands trous : ouvertures d'égouts, bordures de quais de métro ou de gare.

- Bordures de trottoirs (pour traverser une rue).

(b) : Marches d'escaliers, descendantes ou montantes, repérage de la balustrade et de l'orientation d'un escalier en façade.

(c) : Obstacles verticaux plus ou moins larges : arbres, poteaux, motos, boîtes à ordures, petits poteaux en ciment ou métalliques (pour interdire l'accès des voitures), parcmètres.

(d) : Obstacles au niveau du corps ou de la tête, sans support au sol détectables à la canne : rétroviseur de camion, fil horizontal, panneau publicitaire avec un seul pied central.

(e) : Petites dénivellations de la surface du sol : dalle ou pavé proéminent, tuyau de camion citerne, flaques d'eau ou de boue, crottes de chien.

(f) : Contournage des masses (voiture, abris bas etc.).

(g) : Obstacles latéraux (45 à 90°) : voiture ou bicyclette quand on traverse etc.

(h) : Possibilité de se diriger dans une direction et de la maintenir par rapport à :

- distance aux murs et façades d'immeubles.

- bordures de trottoir.

- une direction arbitraire fixée à l'avance : Nord-Ouest, Tour Eiffel, devant soi, perpendicularité par rapport au trottoir pour traverser la rue.

A.2 - Tests d'intérieur

- (i) : Déambuler dans une pièce en évitant le mobilier (tables, chaises, armoires etc.).
- (j) : Portes fermées ou ouvertes à distinguer par rapport au mur.
- (k) : Repérer les tranches de portes ouvertes (difficile à détecter et très dangereux).
- (l) : Repérer sur une table différents éléments à ne pas renverser (carafe, bouteille, verre etc.).
- (m) : Repérer sur le sol un objet déposé et non mémorisé : sac, paquet, etc.
- (n) : Portes de placards en hauteur (placards de cuisine de face ou en relevant la tête).

A.3 - Remarques sur les tests

S'exercer sur un test, détecter une marche de trottoir par exemple, est une première phase. Il faut par la suite pouvoir faire la détection dans un environnement complexe inerte, puis mobile. Le stade final est la détection de cette marche dans un environnement complexe mobile lorsque cette dernière n'est pas attendue. Pour cela il faut que les routines de balayage évoquées au chapitre I §D.3 p 58 - 60 soient bien adaptées aux éventualités du lieu.

La portée revenant le plus souvent est deux mètres. C'est le rayon d'action de la canne longue et le comportement compensatoire s'est développé autour de cette distance. Il sera sans doute nécessaire de commencer à travailler à deux mètres avant d'apprendre à profiter progressivement d'une portée plus grande. Les tests préliminaires que nous développons sur voyants yeux bandés ne prennent pas ce facteur en compte. Ces tests sont cependant indispensables pour pouvoir dégrossir les aspects techniques sans faire intervenir des difficultés d'ordre psychologique. Le test (h) relève essentiellement d'un système additif au profilomètre à base de boussole et sort du cadre de ce manuscrit. Il en est de même du test (g) concernant la détection de voitures rapides lors des traversées de voies, le travail sur la question est trop peu avancé pour être présenté ici.

Quand aux tests (e) ou (n), c'est l'occasion de remarquer que la vue n'est pas infaillible non plus en toutes circonstances.

B - Version à interface sonore

B.1 - Structure du prototype

La figure V - 1 est constituée de quelques photographies du prototype porté.

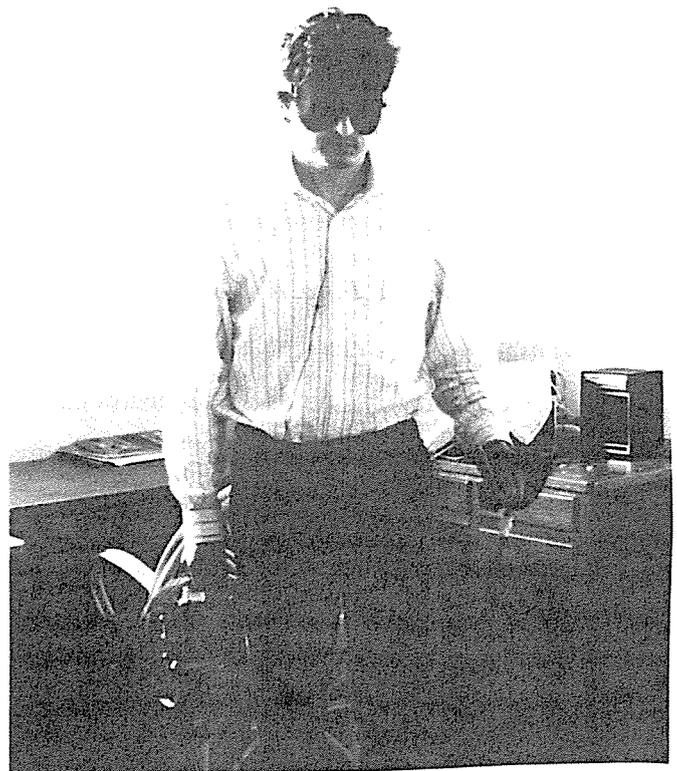
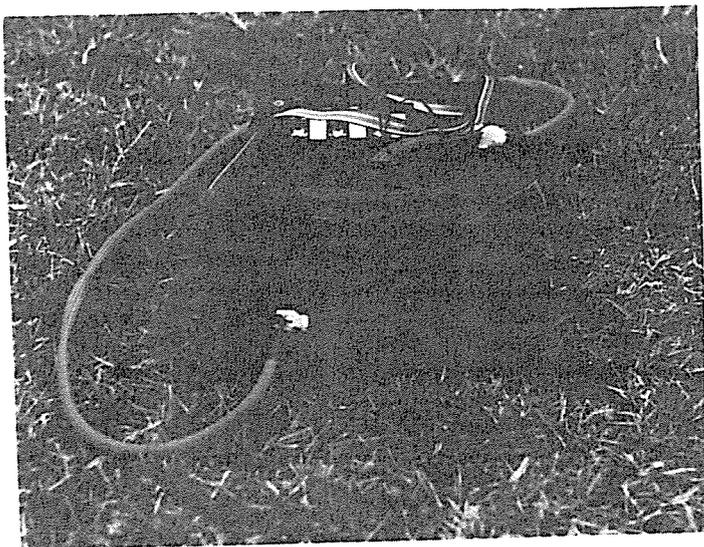


Figure V-1 : Photographies du prototype porté.

Toute l'électronique ainsi que l'interface sonore sont placées dans une mallette de 30x20x7 cm pesant 1,5 kg avec les piles. Toute cette électronique, sans même utiliser la technologie CMS est réductible à un volume de 10x10x5 cm pour un poids d'environ 200g. Seules les piles rechargeables de 800 mAh pour 15V au poids de 200g apparaissent difficilement allégeables. Le prototype est volumineux pour des raisons de construction modulaire afin de pouvoir facilement le modifier. La valise se porte à la main droite ou en bandoulière. Les écouteurs sont constitués d'une paire d'oreillettes. 800 mAh permettent une dizaine d'heures de fonctionnement.

B.2 - Prise de contact, opérations élémentaires d'apprentissage

B.2.1 - Description de quelques opérations simples

Les opérations ci - dessous sont détaillées à titre d'exemples, il n'est pas question de faire une revue des actions maîtrisées dont le nombre est actuellement en phase de forte croissance.

* *Se placer perpendiculairement à un mur* : On balaie le faisceau laser dans le plan horizontal, on détecte la direction de la distance minimale (inversion du sens de la gamme), on fixe le poignet dans cette direction et on réoriente le corps de façon à avoir le sternum perpendiculaire au creux de la main.

* *Détection des coins d'une pièce* : Suivre le mur en hauteur (pour éviter les meubles s'il y en a), la gamme soit monte soit descend, il y a une inversion brutale du sens de la gamme au coin contre une inversion douce si on est perpendiculaire au mur. C'est une question de dérivée à changement de signe brutal pour le coin et à passage par zéro pour la perpendicularité.

* *Se déplacer le long d'un mur en maintenant une distance fixe au mur* : Marcher en maintenant le poignet et l'avant bras dans une position stable, celle jugée la plus commode et asservir sa marche de façon à maintenir toujours la même note aux deux oreilles. A titre d'exemple pour un mur à droite, poser la main gauche contre l'estomac, à plat, laisser le bras droit le long du corps pour ne pas faire obstacle au faisceau laser. se mettre sur le « la médian » à l'oreille droite pour une distance de maintien de 1,5 mètres et stabiliser le son de l'oreille gauche entre le fa grave (1,4 mètres) et le do aigu (1,6 mètres). Si l'on arrive à maintenir la note à l'oreille gauche fixe, cela signifie que la stabilité de la distance au mur se fait au centimètre près. Si le mur est sinueux on suit de cette façon la courbe du mur, il y a un angle à droite le signal est brutalement perdu. Comme il s'agit d'une action de déplacement il ne faut pas oublier d'effectuer périodiquement le test sol libre d'obstacles ou trous, absence d'obstacles en hauteur exposé ci - dessous.

Test sol libre d'obstacles au sol et en hauteur : Poignet en position pour un balayage vertical débutant à 50 cm des pieds pour aller jusqu'à 45° degré de l'horizontale vers le haut. Le mouvement du poignet doit être régulier et contrôlé. S'il se fait de bas en haut, on a une gamme descendante de tempo régulier rapide à l'oreille gauche, lente à l'oreille droite (les notes graves étant pour les grandes distances). S'il y a un trou il y a une discontinuité (pic vers les graves) dans la descente de la gamme, pour une bosse c'est un pic vers les aigus. La durée et l'amplitude de la discontinuité informe respectivement sur les dimensions horizontales et verticales de l'obstacle. Bien entendu l'exploration se concentre par la suite sur l'obstacle pour affiner sa connaissance. S'il n'y a pas d'obstacle vertical on n'a pas de son lorsque le faisceau laser pointe vers le haut.

Détection d'un poteau : Se voit bien lors d'un balayage de routine dans un plan légèrement incliné par rapport à l'horizontale de 60° de champ par exemple. Si on asservit son mouvement sur le couple de notes indiquant trois mètres, l'inclinaison du plan d'exploration est tel que la tangente de l'angle vaut : un mètre (hauteur du poignet) divisé par trois mètres, soit 18 degrés. Lors de l'intersection du faisceau laser avec le poteau, la note change brutalement puis reprend sa valeur indiquant trois mètres. La valeur de la note de discontinuité indique la distance du poteau, l'instant d'apparition de la note l'orientation du poteau donnée par la cinesthésie du poignet, la durée de la note la largeur du poteau.

Détection des vitres : A moins d'un mètre le système n'a pratiquement aucune chance de détecter une vitre à moins qu'elle soit sale. C'est l'obstacle derrière la vitre qui est localisé. Une fenêtre dans une pièce se traduit donc comme une discontinuité par rapport au mur.

B.2.2 - Déroulement de la première séance

Les premiers essais de contrôle du fonctionnement de l'appareil se sont fait en regardant le spot afin de vérifier la correspondance. Cela accélère la prise de contact, mais mène à une stagnation rapide des performances. Il est clair que pour passer ce stade il faut avoir un bandeau et s'interdire de l'enlever quelles que soient les difficultés. Nous allons reporter ici un exemple d'approche pour un voyant ayant un bandeau dès le début des essais.

Premier exercice : On commence avec la personne assise ayant uniquement l'écouteur droit traduisant l'échelle grossière. On lui demande de pointer le profilomètre dans une direction fixe, le faisceau est alors intercepté par un coussin que l'on éloigne ou rapproche. On demande de déterminer le sens du déplacement. La session dure quelques minutes jusqu'à avoir une

réponse immédiate ne faisant pas appel à la réflexion. On place alors l'écouteur gauche (échelle fine) et on reprend l'exercice avec des petits déplacements cette fois.

Deuxième exercice : La personne est assise perpendiculairement à un mur ayant une porte à une distance de trois mètres environ. On demande d'effectuer un mouvement de balayage horizontal si possible régulier. La porte est ouverte, fermée, entrouverte. On demande de pointer le faisceau laser sur la tranche de porte entrouverte, puis de montrer du doigt (par la main droite) la direction de la tranche de porte. L'exercice est alors repris en étant en position inclinée par rapport au mur.

Troisième exercice : Détection d'un pied de lampe de 2,5 cm de diamètre à 2,5 mètres, pointer le faisceau sur le pied de lampe.

Quatrième exercice : Localisation des quatre coins d'une pièce.

Cinquième exercice : Balayage vertical régulier sur le sol puis détection d'un coussin au sol.

Ces cinq exercices faciles sont normalement correctement maîtrisés au bout de la première heure d'utilisation, ils l'ont été par un expérimentateur âgé de 9 ans.

B.2.3 - Cas des déplacements

La prise de contact avec l'appareil se fait en position immobile. Au stade suivant on passe aux déplacements. Un balayage de base est alors le balayage incliné d'un angle fixe (10° à 45°) par rapport au sol. Il n'est pas facile à réaliser de manière propre, car les petites instabilités ou irrégularités du mouvement du poignet se répercutent sur la distance au sol mesurée produisant au niveau sonore des allers - retours incessants sur notes voisines. L'entraînement améliore les choses ainsi que la réduction du nombre de mesures par seconde (passage de 25 à 10 mesures/s par exemple). La moyenne angulaire plus importante faite sur la mesure absorbe les instabilités en direction du poignet. Par contre pour détecter une marche un débit de 25 mesures par seconde est préférable, les ruptures de sens et d'homogénéité de la gamme sont plus claires car constitués de plus de notes.

Un non respect des mouvements de balayage de la figure I - 5 page 45 entraîne une perte d'orientation. Par contre on aura sans doute à envisager d'autres mouvements (rotation du bras autour de l'axe obtenu par l'avant bras en position verticale pour un balayage incliné par rapport au sol), il faudra alors bien codifier le mouvement et son utilisation.

Après une dizaine d'heures de travail on a pu débiter les déplacements en milieu complexe inconnu à un rythme lent.

B.3 - Evaluation du taux de transmission des données

On a évalué au chapitre I §D.2 page 56-57 le taux de transmission de données d'espace pour la vue et les systèmes de substitution dans différents contextes. Les 360 intervalles de mesure sont codables sur 9 bits, les coordonnées angulaires obtenues par cinesthésie du poignet au cours d'un balayage sur 8 bits chacune (256 valeurs correspondant à l'ensemble des directions pointables avec une résolution moyenne de 1°), au rythme de 25 données par seconde cela fait 625 bits par seconde. L'implantation de la réflectivité ainsi que l'augmentation de la résolution est susceptible de mener ce débit à quelques kilobits par seconde.

Cette grandeur n'a pas une grande valeur prise isolément, tout dépend de la qualité de l'information véhiculée, de son aptitude à être traitée par le cerveau etc. Elle permet cependant de se positionner par rapport à la canne (12 bit/s) ou au capteur à ultrasons (20 bits/s) recherchant le même type d'informations. Si le débit reste de l'ordre de celui d'une vision mono-oculaire de $1/50^{\text{ème}}$, le type d'information obtenu est mieux adapté aux déplacements.

B.4 - Améliorations à implanter

Nous avons vu qu'une mesure de réflectivité pouvait être implantée; Son utilité est certaine, les obstacles de très faible relief (crayon au sol) ne pouvant être obtenus à cause des instabilités du poignet, pourront l'être par la différence de réflectivité. L'interface sonore possède une annexe pour commencer à étudier cet aspect par simulation. Les essais ne sont pas encore faits.

Il s'avère utile dans le cas des déplacements en zones encombrées d'avoir un signal avertisseur pour les distances inférieures à la portée minimale de 30 cm (absence de signal actuellement). Généralement on ne fait pas la confusion avec l'absence d'obstacles dans les trente premiers mètres grâce au contexte (signal de portée faible juste avant). Il sera cependant plus agréable de ne pas avoir à réfléchir ou à reculer le poignet (le signal revenant à la portée minimale) pour lever l'ambiguïté.

Une note fugitive correspondant par exemple à une barre est clairement entendue. Il n'en est pas de même pour une absence fugitive de note qui peut facilement passer inaperçue (zone

étroite non rétrodiffusante). Il faudra chercher par traitement électronique à mettre en relief de manière sonore ce genre d'événement.

La quasi totalité des actions tests (à l'exception des points (g) et (h)) ont été réalisées séparément en prenant son temps après une dizaine d'heures de travail. Nous n'avons pas encore le nombre d'heures d'essais, ni le recul nécessaire pour entreprendre ici une synthèse des possibilités de ce prototype.

C - Version à interface électrotactile

C.1 - Structure du prototype tactile

La figure V-2 représente quelques photographies du prototype tactile.

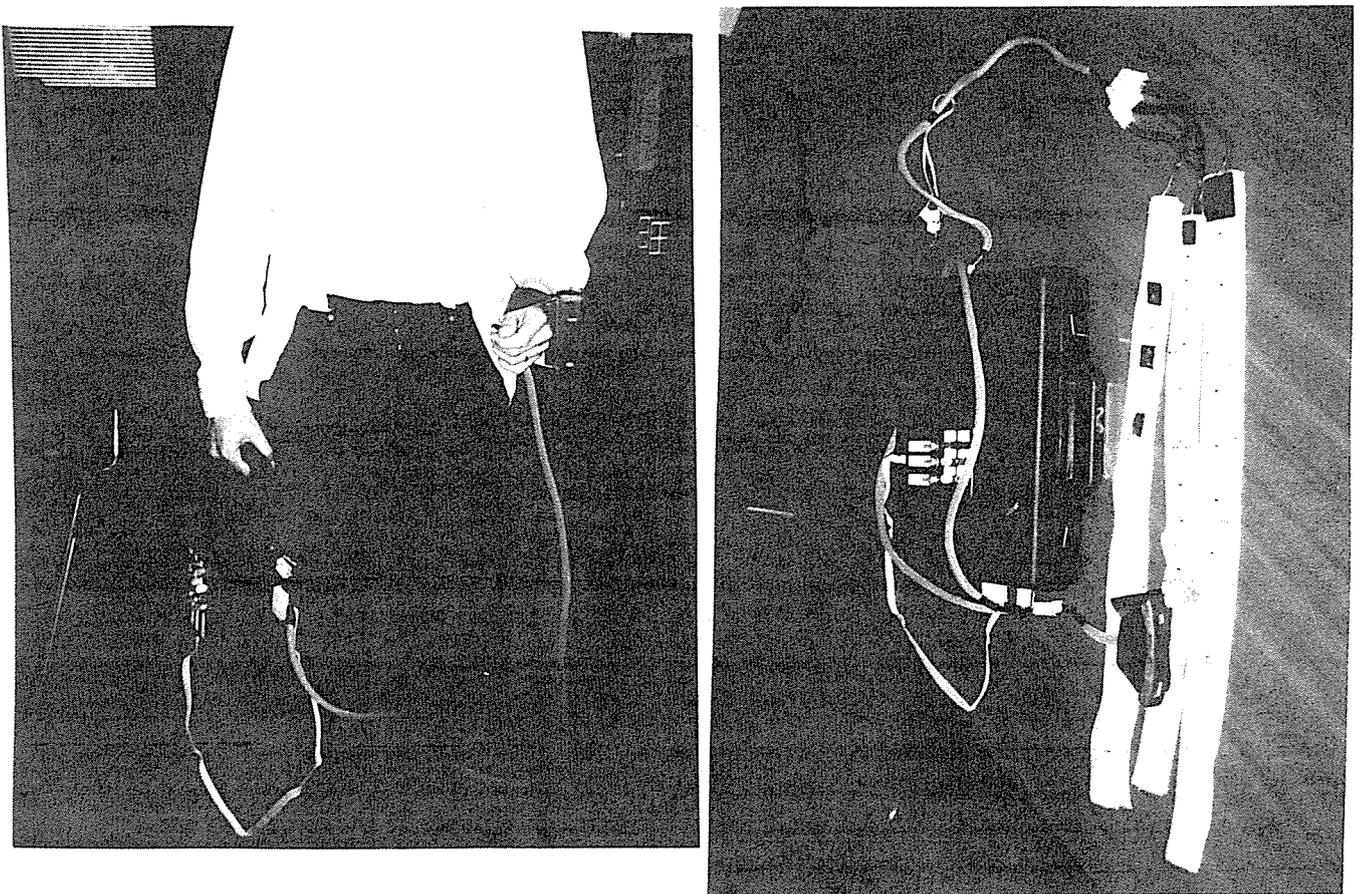


Figure V-2 : Photographies du prototype tactile.

L'électronique est placée dans une mallette de 30x40x7cm pesant 1,5 kg avec les piles. Ceci est réductible en faisant une carte unique, une fois le système éprouvé, à des dimensions de l'ordre de 15x15x5cm. La consommation est actuellement de 350 mA. Elle pourra être réduite à environ 200mA en optimisant les convertisseurs. L'épaisseur des ceintures d'électrodes est d'environ 3mm. Elles ne se remarquent pas sous une chemise.

C.2 - Prise de contact et essais de configurations

C.2.1 - Comportement séparé des trois lignes d'électrodes

Nous avons dans un premier temps évalué l'aptitude à localiser l'électrode activée sur chaque ligne dans le cadre des tests mis au point pour la version sonore : balayages verticaux et horizontaux par flexion du poignet. La première ligne correspondant à l'échelle grossière contient seulement quatre électrodes très espacées (environ 8 cm). L'électrode activée est clairement identifiée. Les changements d'électrodes, peu rapides, car correspondant à de grands intervalles de distances, sont perçus comme un signal discontinu sur la peau. Pour l'échelle intermédiaire le phénomène du « lapin cutané » est présent. Les dix électrodes espacées de 4 cm en moyenne activées séquentiellement donnent une sensation de tracé continu sur la peau lorsque le changement d'électrode activé se fait en 2/10ème de seconde au moins. Ceci correspond à la situation obtenue en pratique compte tenu du découpage des distances par l'échelle intermédiaire et de la vitesse moyenne des mouvements du poignet. On remarque clairement que cette sensation de continuité a pour effet de gommer fortement les instabilités du mouvement du poignet. Si le poignet tremble au lieu d'avoir un « trille » comme en version sonore (aller-retours rapides sur deux notes voisines), on a une sensation quasi-fixe localisée entre les deux électrodes activées.

L'échelle fine correspondant à la troisième ligne d'électrodes est balayée très rapidement. Elle s'étale du côté droit au côté gauche sur plus de quarante cm. Il apparaît qu'il est cérébralement difficile de suivre le chemin tactile à une telle vitesse pour une grande excursion spatiale. Le défilement sur la peau est typiquement de 10 cm pour 1/20ème de seconde ce qui fait du 2m/s. Une telle vitesse localisée dans une zone restreinte semble interprétable. Par contre le passage de droite à gauche semble faire appel à des zones cérébrales différentes qui ne peuvent communiquer suffisamment rapidement pour traiter l'information. La troisième ligne, hormis le cas d'un mouvement particulièrement lent, est difficile à suivre.

Pour chaque ligne, il apparaît que la dispersion initiale des sensations entre les différentes électrodes s'estompe avec le temps de fonctionnement. Cet effet est bénéfique, nous ne connaissons pas son origine. Il y a une à deux minutes de chauffage avant d'avoir un bon fonctionnement de la matrice d'électrodes. L'arrêt de l'appareil pendant plusieurs heures, sans retrait des électrodes, permet un redémarrage immédiat.

C.2.2 - Séparabilité interlignes

Nous évoquons ici l'aptitude à séparer les signaux provenant de lignes excitées simultanément. Il n'est pas a priori facile de reconnaître de manière certaine l'électrode activée parmi deux électrodes placées l'une au dessus de l'autre. Ce sont en effet les mêmes fibres nerveuses qui sont globalement touchées vue l'innervation verticale de l'abdomen (contrairement à la disposition latérale).

La confusion entre les lignes correspondant aux échelles grossières et intermédiaires est évitée sans apprentissage, ni efforts particuliers grâce aux phénomènes suivants :

- La sensation électrotactile est continue sur la ligne intermédiaire et discrète sur la ligne grossière.

- L'électrode excitée sur l'échelle grossière, change peu souvent, elle donne donc une sensation s'estompant avec le temps. Bien que le type d'excitation électrotactile utilisé combatte ce phénomène (voir § B.1 p 158), il n'est pas totalement éliminé. Lorsque l'électrode activée change, son intensité temporairement plus forte appelle le processus d'attention. Ce phénomène aide à la bonne perception de l'échelle grossière.

Par contre, à la difficulté de suivre l'échelle fine seule, se rajoute des possibilités de mélange avec l'échelle intermédiaire. dans l'état actuel du code l'échelle fine apparaît plus comme un bruitage de l'échelle intermédiaire qu'autre chose. Le fait d'avoir des modulations de signal d'excitation de fréquences différentes (1 khz et 2 khz respectivement) pour ces deux lignes n'a pas d'effets sensibles.

C.2.3 - Essais in situ

On a pris l'option de tester immédiatement le prototype avec la partie fonctionnant bien c'est à dire les deux premières lignes. La résolution est donc seulement de 40 intervalles. Le premier fait frappant est la rapidité avec laquelle la correspondance entre le sens de défilement sur la peau et sa perception se fait. Des balayages rapides du poignet difficiles à suivre sur l'interface sonore, sont interprétés sans difficultés.

La marche dans un couloir en balayage vertical, horizontal, la détection d'obstacles (bancs, personnes, piquets) sur le passage, le maintien de la distance par rapport aux murs est facile. Les exigences sur la fluidité du mouvement du poignet sont faibles.

La résolution est par contre insuffisante pour détecter par un signal caractéristique un escalier descendant. Il « apparaît » comme un plan incliné vers le bas et l'évaluation de la déclivité, ainsi que son débit (première marche) demande une perception cinesthésique excessive, du moins pour le débutant.

C.3 - Améliorations à apporter

L'irrégularité des mouvements du poignet d'une personne débutant dans l'utilisation de la prothèse a imposé une limitation dans la résolution spatiale correspondant à un découpage de 360 intervalles. A ce stade des essais nous ne pouvons pas savoir si le nombre d'intervalles optimal, en tenant compte de la précision de la détection mais aussi de la facilité d'utilisation et des limitations du code de communication avec le cerveau, est supérieur ou inférieur à 360. Nous avons 40 intervalles opérationnels, pour étudier cette question nous allons progressivement augmenter le nombre d'intervalles par paliers jusqu'à 360. On analysera alors les avantages et inconvénients à chaque étape de l'augmentation de la résolution.

Pour l'échelle fine on s'orientera vers des électrodes plus rapprochées; le découpage global sera certainement à revoir, peut-être 6 (échelle grossière) x 12 (échelle intermédiaire) x 5 (échelle fine).

Le confort de la matrice, hors fonctionnement, est équivalent à celui d'un Tee - Shirt collant. La priorité pour la mise en route est une automatisation partielle des processus de réglage des sensations permettant de le simplifier et d'éviter les désagréments dus à de mauvaises manœuvres.

D - Neurocybernétique de l'ensemble porteur - prothèse

Les quelques réflexions qui vont suivre seront volontairement restreintes et simplifiées afin d'essayer d'avancer quelques constatations claires en dépit de l'extrême complexité du phénomène global.

En effet le transfert d'informations espace - homme se fait par l'utilisation coordonnée de deux sens de substitution cinesthésique et sonore ou tactile. Pour le sens cinesthésique il faut contrôler correctement le mouvement, acquérir une perception de la position, du mouvement et des variations du mouvement. Pour le sens sonore ou tactile il faut exploiter une échelle multiple, percevoir la hauteur sonore, les variations de hauteur, les ruptures de variations. Après un apprentissage suffisamment long devront apparaître les processus de recodage de l'information consistant à assimiler l'information par blocs sonores.

Le cerveau traite les données en fonction de la connaissance préalable globale de l'environnement, des décisions prises sur l'orientation du capteur optique, des informations venant d'être acquises, de la représentation interne de l'espace de la personne. Cette dernière devant s'adapter à l'information sous forme de profils unidimensionnels.

L'ensemble de ces facteurs fonctionnent simultanément dans une échelle de temps inférieure à la seconde. Seul le cerveau peut affronter une telle situation en tant que système de traitement des données. Les connaissances sur son fonctionnement sont insuffisantes pour pouvoir anticiper les essais expérimentaux dans ce contexte neuf.

D.1 - Multimodalité et comportement actif

Le fonctionnement de la prothèse est multimodal. Il est en effet fait appel à deux sens de substitution le sens cinesthésique et le sens auditif ou tactile. Le premier fonctionne dans son cadre naturel et demande seulement à être affiné. Le second est partiellement détourné de son mode de fonctionnement naturel.

L'efficacité de l'acquisition des données est tributaire d'une bonne perception coordonnée des deux sens. Cela fait donc appel à un travail d'apprentissage nécessairement long au même titre que l'apprentissage du Braille.

La prothèse fait appel contrairement au chien guide à un comportement totalement actif de la part du non - voyant. Les limites du profilomètre sont claires et il n'y a pas d'aléas de fonctionnement en cas de signal. En cas d'absence de signal il restera au pire quelques

hypothèses : absence d'obstacles, vitre ou obstacle très peu rétrodiffusant, qui peuvent être levées par le contexte.

Un mauvais balayage (irrégulier, mauvais mouvement, ou orientations mal gérées) sera par contre la voie ouverte à toutes les déconvenues.

Le non - voyant se trouve donc face à un système qui ne lui offre non pas un guidage mais un moyen d'accéder soi - même aux informations. Le potentiel du système ne peut s'exprimer que par celui du manipulateur. La gestion des données repose sur le cerveau, qui travaille sur les données présentées au mieux (relativement au savoir faire), mais entièrement à traiter.

Cette démarche est totalement contraire à celle de l'assistance (chien guide, accompagnateur etc.) et responsabilisante en cas d'échec. Cet appareil dépend essentiellement du porteur et ne pourra donc pas palier ses défaillances. Si le non - voyant accuse l'appareil en cas d'échec sur une action au lieu de réfléchir à comment la réussir la prochaine fois en exploitant mieux la prothèse il n'y aura strictement aucun espoir d'arriver à quoi que ce soit.

Cette démarche va à contre courant des tendances induites par le handicap ce qui laisse entendre que la difficulté qui s'annonce, d'ordre psychologique, sera l'étape la plus dure à franchir.

On peut cependant espérer que dans ce genre de situations il y a un phénomène de seuil, c'est à dire que si les avantages apporté par la prothèse sont suffisants, les phénomènes de rejet s'estomperont peu à peu du moins pour une partie des non -voyants. Actuellement il n'y a que le Braille, la canne longue et le chien guide à avoir franchi la barrière.

D.2 - Premières hypothèses sur le comportement cérébral

La difficulté majeure pour un escalier n'est pas de le détecter, de le déterminer montant ou descendant, de compter son nombre de marches, mais d'avoir une idée précise à quelques mètres de la distance de la première marche. De manière pratique lorsqu'on est à environ un mètre il n'y a plus cette difficulté. Ceci illustre cependant bien que tout ce qui se rapporte à des profils se détecte facilement. En effet, tant pour l'écoute que pour le sens cinesthésique, on ne fait appel qu'à des variations. Par contre une localisation précise sollicite des données absolues tant sur le plan cinesthésique que sonore et demande un entraînement plus poussé. Rappelons que la détermination absolue par le son de la distance ne fait pas appel à la fameuse oreille absolue possédée par peu de gens, la structure de gamme majeure a été choisie pour cela.

On a trouvé trace d'une théorie de la perception auditive proposée par Jones en 1976 dans la référence [ALA 94]. Il est mentionné que le système auditif extraie automatiquement les régularités ou les formes d'une séquence de sons, un processus d'attention utilise ces régularités comme des règles pour prédire le prochain son de la séquence.

Cette sensation de comportement prédictif basé sur la dérivée du signal est apparu clairement sans avoir eu connaissance de cette référence. Il nous semble cependant que ce comportement prédictif n'est pas un processus d'attention, plutôt une démarche inconsciente, le processus d'attention étant éveillé par la différence entre la prédiction et le signal réel, c'est à dire en pratique par les changements de dérivée.

Les interférences au niveau des processus d'attention entre la vue et l'audition sont bien connus, on sait qu'en fermant les yeux on a par exemple une meilleure écoute musicale. Il faudra veiller à voir si de tels phénomènes transposés à d'autres sens n'interviennent pas dans le fonctionnement de la prothèse.

Une série de signaux sonores ou tactiles aléatoire n'est pas cérébralement transposable en profils. Ceci montre que la transposition faite par le codage n'est pas très éloignée d'une correspondance « naturelle ». Notre expérience de la prothèse, à ce jour très limitée dans le temps, ne nous a pas permis d'assimiler des formes sonores ou tactiles transposées en profil et d'effectuer de la reconnaissance de forme par blocs.

Les procédés de transfert au cerveau de grandes quantités d'informations (de l'ordre du kilobits par seconde dans notre cas) ont été étudiés dans la référence [MIL 56]. En effet une échelle absolue de jugement unidimensionnelle est limitée à environ huit intervalles quel que soit le sens [MIL 56]. Une échelle à deux dimensions permet d'augmenter ce taux, mais avec des pertes c'est à dire moins de 49 intervalles. Le jeu des échelles multidimensionnelles, des échelles relatives, de la mémoire immédiate, du recodage de l'information (reconnaissance par blocs) permet d'arriver aux hauts débits utilisés dans la vie quotidienne; c'est sur une bonne combinaison de ces effets, qui nécessitera de très longs essais expérimentaux, que nous comptons pour faire fonctionner la prothèse à ses pleines possibilités.

D.3 - Représentation spatiale

Les déplacements sont régis à la fois par une prise d'informations concernant l'environnement et par la représentation interne de l'espace. On privilégie souvent le premier point par rapport au second [HAB 93].

La représentation de l'espace chez le non-voyant diffère évidemment de celle du voyant, bien que les différences dépendent de la durée de l'expérience visuelle avant la cécité. La représentation spatiale chez le non-voyant est surtout égocentrique et séquentielle [STR 85]. Les références stables externes (murs d'une pièce par exemple) ne sont pas conceptualisées de manière fiable. Les changements de perspective du milieu extérieur sont mal perçus par les aveugles congénitaux [RIE 86].

La prothèse en question donne également des données égocentriques (le centre étant le poignet gauche) et séquentielles ce qui peut laisser penser que la représentation spatiale du non-voyant ne sera pas un frein.

La représentation spatiale du non-voyant est également plus basée sur la notion de trajet. Il y a des difficultés à situer des objets non reliés sur des trajets, à se représenter des courbes.

Les essais préliminaires ont été faits sur voyants yeux bandés, pour la simple raison que pour un non-voyant l'opération se résume sur le plan émotif à un simple jeu, ce qui permet d'affronter les « pots cassés » de manière décontractée.

On doit trouver de manière pratique par quelles démarches la prothèse peut :

- offrir des moyens de correction de trajectoires,
- permettre la découverte de l'environnement hors trajet dans le rayon d'action du profilomètre,
- permettre d'étudier des stratégies de déplacement en fonction de la représentation spatiale préalable de la personne. En effet un balayage est orienté en fonction d'une hypothèse sur l'espace, dépendant de la représentation spatiale du lieu. Le profil sonore ou tactile ajuste cette hypothèse et permet la réorientation adéquate du profilomètre.

D.4 - Comparaison provisoire des deux types d'interface

Il serait hasardeux à ce stade d'être ferme vu le peu de temps de fonctionnement des deux interfaces et les nombreuses possibilités d'améliorations. Il est cependant clair que la pose de l'interface sonore sera plus rapide et conviviale que celle de l'interface tactile. Nous avons eu plus de chance dans la démarche exploratoire et forcément arbitraire au niveau de l'interface sonore, ce qui donne un prototype sonore en avance sur la version tactile. La situation peut cependant s'inverser. Le prototype tactile a l'avantage important de ne pas du tout interférer avec le bruit ambiant. Il semble que l'interprétation des variations de localisation sur la peau se

fait plus rapidement et directement que l'analyse des variations de fréquence par l'oreille. Tout ceci reste à confirmer. Les essais sur les deux types d'interfaces seront menés en parallèle, avec certainement une pénalisation pour l'interface tactile car il est quasi certain que la pose d'électrodes bien que de surface inquiétera a priori.

CONCLUSION

Nous avons étudié la possibilité d'adapter la profilométrie laser aux besoins des non - voyants dans le cadre des déplacements et de l'identification de l'environnement. Ceci implique la constitution d'un ensemble cohérent constitué d'un capteur optique, d'une interface physiologique pour le sens de substitution et d'un protocole de communication avec le cerveau.

Une solution de télémétrie laser, basée sur la triangulation, à balayage par mouvements du poignet, a été dégagée. Elle associe une forte profondeur de champ (30cm - 30 m), une haute résolution angulaire (pouvant descendre au dixième de degré), la sécurité oculaire, l'immunité à la lumière diurne, le temps réel, au rythme de 10 à 40 mesures par seconde et le faible coût dans le cadre de petites séries. Un prototype compact porté par le dos de la main a été réalisé.

Nous avons également dégagé deux possibilités d'interfaces physiologiques, l'une sonore, l'autre tactile, et étudié les protocoles de communication avec le cerveau. Les prototypes d'interfaces ont été réalisés et nous avons pu faire les premiers essais sur le prototype complet de la prothèse in situ dans ses deux configurations : sonore et tactile.

Les résultats des premiers essais ont permis après quelques heures d'apprentissage d'effectuer avec succès sur « voyants yeux bandés » des opérations inaccessibles aux non-voyants : détection et localisation précise à plusieurs mètres d'un paquet au sol et de sa forme, d'un piquet de diamètre de l'ordre du cm, d'un trou de quelques centimètres, de la géométrie d'une pièce, etc. Ceci met en évidence le potentiel de la prothèse. Les paramètres sensibles de la prothèse prise dans sa globalité commencent à se dégager ce qui va permettre, en connaissance précise de cause, de perfectionner ses différents éléments.

Les prototypes sont prêts pour débiter, à titre expérimental, l'apprentissage par des non - voyants. Celui - ci prendra forcément plusieurs mois et permettra d'évaluer les possibilités finales et les limites de cette approche.

Un essai préliminaire, riche en enseignements, sur un non-voyant nous permet d'entrevoir les principales difficultés de la seconde phase de ce travail.

En effet, il est apparu que certaines actions que l'on peut introduire d'emblée chez le « voyant yeux bandés » ne sont pas directement enseignables à un non-voyant. Il s'agit d'actions faisant appel à une représentation spatiale tridimensionnelle claire à plusieurs mètres de distance (balayage vertical allant du sol au mur puis au plafond dans une pièce pour citer l'exemple le plus simple). Le voyant connaît cette géométrie et s'en sert pour comprendre l'appareil. Le non-voyant ne peut pas à la fois découvrir la géométrie et le fonctionnement de l'appareil. Sa représentation de l'espace est très floue au delà de un mètre, et il faudra trouver une démarche pédagogique efficace pour ce double apprentissage espace plus appareil.

Le deuxième obstacle proéminent est bien sûr psychologique, étendre la portée de la perception précise de l'espace de un mètre (situation actuelle) à plusieurs mètres est une remise en cause du handicap et de ses acquis qui, inévitablement, rencontrera de très fortes résistances. Il est clair que l'amélioration technique du prototype ne sera pas l'aspect principal du travail à venir.

ANNEXES

Annexe B :

Fiche technique du prototype à sortie sonore

Aspect extérieur du profilomètre optique :

- Volume 100 cm³, positionné sur les métacarpiens, forme ayant l'allure d'un quart de camembert.
- Poids 140 grammes.
- Positionnement sur les métacarpiens du poignet gauche, phalanges et poignets sont libres.
- Portée 30cm, 30mètres sous divisée en 800 intervalles.
- Résolution sur la mesure de la distance : précision meilleure que 5 millimètres pour les distances inférieure à 1,5 mètres, 1 centimètre à trois mètres, 1 mètre à 30 mètres.
- Résolution angulaire : déterminée par la vitesse de balayage du faisceau commandée par le mouvement du poignet, à titre d'exemple un balayage rapide peut donner une résolution de deux degrés, un balayage lent une résolution de 0,1°.
- Direction dans l'espace du point de mesure : donnée par la proprioception du poignet. Une discipline dans les mouvements est exigée : régularité de la flexion du poignet, connaissance de l'amplitude du mouvement à 1 ou 2 degrés près, etc.
- Niveau d'interactivité dans l'exploration : totalement déterminée par la direction du poignet et de l'avant bras du non-voyant dans le demi-espace frontal.
- Technique de balayage : Extension de celle de la canne blanche.

Aspect du boîtier d'interface électronique plus piles :

- volume de 30x40x10 cm pour le prototype. Il n'a pas été compacté pour rendre les modifications plus aisées sans tout recommencer, il n'y pas d'obstacle à sa réduction ultérieure à la taille d'un Walkman.

- Autonomie de 15 heures sur batteries rechargeables.

Aspect de l'interface sonore :

- Deux générateur de sons instrumentaux placés dans le boîtier de l'électronique.
- Une paire d'oreillettes.
- Réduction des 800 intervalles de la résolution spatiale du profilomètre à 361.
- Une série de 19 sons (flûte) répercutant la gamme de fa majeur sur deux octaves et demi traduisant la division de la portée de 30cm - 30m en 19 intervalles (échelle grossière). Ces sons vont dans l'oreille droite.
- Une autre série de 19 sons (banjo) répercutant la même gamme que précédemment sous-divisant chaque intervalle de l'échelle grossière en une sous-échelle fine. La largeur des intervalles est dans chaque cas proportionnelle à la résolution spatiale.
- Débit réglable entre 10 et 40 mesures par seconde.

Annexe C :

Fiche technique du prototype à sortie tactile

Aspect du profilomètre : Identique à celui à sortie sonore.

Aspect de l'électronique :

- Volume multiplié par un et demi par rapport à la version sonore ; à terme la compacité peut être la même.
- Autonomie de 7 heures sur batteries rechargeables.

Aspects de l'interface tactile :

- Matrice de cellule électrotactile comportant trois rangées de 4, 10 et 9 cellules.
- Epaisseur de l'ordre de celle de deux sous- vêtements, invisible en cas de port d'un pullover ou d'une chemise peu serrée.
- Code : trois voies codant 360 intervalles, échelle grossière à la rangée de 4 électrodes, échelle intermédiaire de 10 électrodes et échelle fine de 9.
- Débit des mesures : 10 à 40 mesures par seconde.

Annexe D :

Glossaire

Blindisme : Mouvements stéréotypés liées à la cécité. Ils apparaissent à des fréquences plus ou moins rapprochées et sont la traduction d'un état anxieux, d'une recherche d'équilibre, de la méconnaissance de l'image offerte à l'autre. Exemples : balancement d'avant en arrière de la tête et du tronc, dandinement d'un pied sur l'autre, tics divers, etc.

Carte mentale : Connaissance intellectuelle mémorisée de la forme et des composants d'un trajet. Cette connaissance est attachée à un vécu sensorimoteur.

Cinesthésie : Sensation du mouvement (voir aussi proprioception).

Implant cochléaire : Prothèse auditive constituée d'un capteur externe et d'une électrode posée sur le nerf auditif, la pose nécessite une opération sur la boîte crânienne.

Noir : Le « noir » correspond au système usuel d'écriture par opposition au Braille.

Mémoire musculaire : Conditionnement sensorimoteur entraînant un comportement fonctionnel adapté, sans l'intervention du conscient ou de la volonté.

Myélinisé : Les fibres nerveuses de grand diamètre contiennent une gaine de myéline qui permet une vitesse de conduction de l'information de l'ordre de la centaine de mètres par seconde. Ces vitesses de transmission sont très supérieures à celles des fibres périphériques de petits diamètres amyéliniques.

Proprioception : [RAY 91], sensibilité du muscle, le muscle est un organe effecteur et aussi informateur, il est pourvu de deux systèmes : le fuseau neuromusculaire (intramusculaire) et l'organe de Golgy (intra-tendineux). Les deux récepteurs sont sensibles à l'étirement et participent à la sensation de « l'image du corps ». L'organe de Golgy a pour rôle principal la protection contre l'étirement excessif. La cinesthésie étant la sensation du mouvement, elle est l'association des sensations musculaires, tactiles et articulaires qui crée l'image dynamique. Les structures articulaires (capsule, ligament) possèdent des récepteurs nerveux sensibles à la

position (statique) et aux mouvements. Les informations fournies sans le soutien de la vision concernent la position des membres dans l'espace et leur position respective les uns par rapport aux autres. Il y a information sur la direction des mouvements, leur vitesse et leur coordination.

Réfectivité (ou niveau de gris) : Nous utilisons ce terme dans un sens particulier puisqu'il s'agit physiquement de la valeur du coefficient de rétrodiffusion dans la direction d'émission à une longueur d'onde donnée. En pratique cela donne une idée de ce qu'un voyant peut voir sur un écran noir et blanc. Il y a une dépendance supplémentaire de cette dite « réfectivité » avec la granularité de la surface, sous incidence rasante une surface granuleuse apparaît plus claire qu'une surface de même teinte lisse.

BIBLIOGRAPHIE

- ADD 85** D. Addleman, « Rapid three-dimensional surface digitizer », Brevet n° WO 87/01194 du 12/8/1985.
- ADJ 92** M. Adjouadi, « A man-machine vision interface for sensing the environment », Journal of Rehabilitation Research and Development, vol 29, n°2, 1992, pp 57-76.
- AIE 84** G.I. Aiello, M.A. Valenza, « Psychophysical response to electrocutaneous stimulation », IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol BME-31, n° 8, August 1984, pp 558-563.
- AIT 83** S. Aitken, T.G.R. Bower, « Developmental aspects of sensory substitution », International Journal of Neuroscience, vol 19, 1983, pp 13-20.
- ALA 94** C. Alain, D.L. Woods, « Signal clustering modulates auditory cortical activity in humans », Perception and Psychophysics, 1994, 56(5), pp 501-516.
- ALL 70** D.S. Alles, « Information transmission by phantom sensations », IEEE Transactions on Man-Machine Systems, Vol. MMS-11, n°1, March 1970, pp 85-91.
- AND 49** A.B. Anderson, « Cutaneous signaling », Brevet US 2,703,344.
- BAC 94** P. Bach y Rita, «Rôle des facteurs biologiques et psychosociaux dans une communication multimodale efficace », Actes du séminaire Inserm-Anpea « Interfaces multimodales pour handicapés visuels », Paris 7 Novembre 1994.
- BAR 91a** R. Baribeau, M. Rioux, « Influence of speckle on laser range finders », Applied Optics, vol. 30 n°20, 10 July 1991, pp 2873-2878.
- BAR 91b** R. Baribeau, M. Rioux, « Centroid fluctuations of speckled targets », Applied Optics, vol. 30 n°26, 10 September 1991, pp 3752-3754.
- BAR 91c** K. Barsz, « Auditory pattern perception : The effect of tone location on the discrimination of tonal sequences », Perception and Psychophysics, 1991, 50 (3), pp 290-296.
- BEK 57** G.V. Békésy, « Sensations on the skin similar to directional hearing, beats and harmonics of the ear », The Journal of the Acoustical Society of America, Vol 29, n°4, April 1957, pp 489-501.

- BEL 94** Y. Bellik, N. Pican, D. Burger, « Méditor, un prototype d'interface multimodale pour la manipulation de textes Braille enrichis », Interfaces multimodales pour handicapés visuels, Actes du séminaire du 7/11/94, Paris, pp 47-59.
- BEN 61** T.A. Benham, J.M. Benjamin, « Photosensitive obstacle and curb detection device for the blind », brevet n° US 3,198,952 du 15/9/1961.
- BIC 85** G. Bickel, G. Häusler, M. Maul, « Triangulation with expanded range of depth », Optical Engineering, November / December 1985, vol. 24,n°6, pp 975-977.
- BLA 86** F. Blais, M. Rioux, « Real time numerical peak detector », Signal Processing 11 (1986), pp 145-155.
- BLA 87** P.J. Blamey, G.M. Clark, « Psychophysical studies relevant to the design of a digital electrotactile speech processor », Journal of the acoustical society of America, 82(1), July 1987, pp 116-125.
- BLI 70** J.C. Bliss, M.H. Katcher, C.H. Rogers, R.P. Shepard, « Optical to tactile conversion for the blind », IEEE Transactions on Man-Machine Systems, Vol. MMS-11, n°1, March 1970, pp 58-65.
- BOU 84** R. J. Bourdiol, « L'esthétique réfléchie », Editions Maitis, 1984.
- BRA 82** J.A. Brabyn, « New developments in mobility and orientation aids for the blind », IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol 29, n°4, April 1982, pp 285-289.
- COL 69** C.C. Collins, M. Valley, P. Bach-y-rita, G.W. Holmlund, « Visual substitution system with receptor scanning means », brevet n° US 3594823 (1) du 11/2/1969.
- COL 70** C.C. Collins, « Tactile television-mechanical and electrical image projection », IEEE Transactions on Man-Machine Systems, Vol. MMS-11, n°1, March 1970, pp 65-71.
- COL 73** C.C. Collins, P. Bach y Rita, « Transmission of pictorial information through the skin », Advances in Biological and Medical Physics, 14, 1973, pp 285-315.
- COR 75** J. Cornillaut, « Vorrichtung zur Bestimmung eines Oberflächenprofils », brevet n° DE 2500458 (1) du 10/1/1974.
- COU 85** G. Courier, « Laser principes et technologies d'applications », Coordinateur H. Maillet, chapitre VII, « Applications militaires », Editions techniques et documentations 1985.

- COR 85** J. Cornillaut, « Laser principes et technologies d'applications », Coordinateur H. Maillet, chapitre VI, « Mesures industrielles par laser », Editions techniques et documentations 1985.
- CRA 83** J.C. Craig, « Some factors affecting tactile pattern recognition », International Journal of Neurosciences, Vol. 19, 1983, pp 47-58.
- CRA 85** J.C. Craig, « Tactile pattern perception and its perturbations », Journal of the Acoustical Society of America, 77 (1), January 1985, pp 238-246.
- CRO 94** W.L.M. Croonen, « Effects of length, tonal structure, and contour in the recognition of tone series », Perception and Psychophysics, 1994, 55 (6), pp 623-632.
- DAL 80** S. Dallas, « Sound pattern generator », Brevet PCT WO 82/00395.
- DIS 93** Constructeur Leica, Documentation technique Lasermètre « Disto » 1993.
- DUM 87** J. Dumoulin, G. de Bisschop, « Electrothérapie », Editions Maloine 1987.
- EAS 92** R.D. Easton, « Inherent problems of attempts to apply sonar and vibrotactile sensory aid technology to the perceptual needs of the blind », Optometry and vision science, vol 69, n°1, 1992, pp 3-14.
- FEL 94** K. Fellbaum et Kai Crispian, « Interfaces vocales et auditives destinées à des utilisateurs non-voyants, résultats préliminaires du projet Européen GUIB », Actes du séminaire Inserm-Anpea « Interfaces multimodales pour handicapés visuels », Paris 7 Novembre 1994.
- FIS 74** R.M. Fish, « Auditory display for the blind. », Brevet US 3,800,082.
- GEL 65** F.A. Geldard, C.E. Sherrick, « Multiple cutaneous stimulation : The discrimination of vibratory patterns », The Journal of the Acoustical Society of America, vol 37, n°3, May 1965, pp 797-801.
- GEL 66** F.A. Geldard, « Cutaneous coding of optical signals : The optohapt », Perception and Psychophysics, 1966, vol 1, pp377-381.
- GEL 84** F.A. Geldard, « The mutability of time and space on the skin », Journal of the Acoustical Society of America, 77(1), January 1985.
- GRE 77** F. Gremy, J. Perrin, « Eléments de biophysique 2 », Editions Flammarion 1977.
- GRE 82** B.G. Green, « The perception of distance and location for dual tactile pressures »,

- Perception and Psychophysics, 1982, 31 (4), pp 315-323.
- GRI 83** S. Grimmes, « Electrovibration, cutaneous sensation of microampere current », *Acta Physiology, Scandinavia* 1983, 118, pp 19-25.
- GRI 93** P. Griffon, « La rééducation des mal-voyants », Editions privat, 1993.
- GUI 76** J.C. Guillemain, « Dispositif guide aveugle émetteur de lumière à coincidence de faisceaux optiques », Brevet FR 76 10212.
- GUY 89** A.C. Guyton, « Anatomie et physiologie du système nerveux », Editions Vigot 1989.
- HAB 93** R.N. Haber, L.R. Haber, C.A. Levin, R. Hollyfield, « Properties of spatial representations : Data from sighted and blind subjects », *Perception and Psychophysics*, 1993, 54 (1), pp1-13.
- HAM 88** Constructeur Hamamatsu, Technical Data, « 16 step range finder I.C. Model H 247601 », August 1988.
- HAU 85** G. Häusler, M. Maul, « Telecentric scanner for 3-D sensing », *Optical Engineering*, November/December 1985, vol.24 n°6, pp 978-980.
- HAU 88** G. Häusler, W. Heckel, « Light sectioning with large depth and high resolution », *Applied Optics*, 15 December 1988, vol. 27, n°24, pp 5165-5168.
- HIG 83** A. Higashiyama, T. Tashiro, « Temporal and spatial integration for electrocutaneous stimulation », *Perception and Psychophysics*, 1983, 33 (5), pp 437-442.
- HIG 86** O. Hignette, M.B. HO, P. Midavaine, J.C. Noack, J.P. Volat, « Opto-electronic device for determining the distance and the shape of an object », Brevet n° WO 87/07942 du 18/6/1986.
- HIG 93** A. Higashiyama, M. Hayashi, « Localisation of electrocutaneous stimuli on the fingers and forearm : Effects of electrode configuration and body axis », *Perception and Psychophysics*, 1993, 54 (1), pp 108-120.
- HOO 94** G.T. Hoopen, L. Boelaarts, A. Gruisen, I. Apon, K. Donders, N. Mul, S. Akerboom, « The detection of anisochrony in monaural and interaural sound sequences », *Perception and Psychophysics*, 1994, 56 (1), pp 110-120.
- JAC 89** M. Jacquin, « What technical aids blind people need in the near future ? », *Newsletter* n°2, July 1989, Royal National Institute for the Blind, London.

- JAN 83** G. Jansson, « Tactile guidance of movement », *International Journal of Neurosciences*, Vol. 19, 1983, pp 37-46.
- JOH 81** K.O. Johnson, J.R. Phillips, « Tactile spatial resolution. I. Two-point discrimination, gap detection; grating resolution; and letter recognition », *Journal of Neurophysiology*, Vol 46, n°6, December 1981, pp 1177-1191.
- KAC 85** K. Kaczmarek, P. Bach-y-Rita, W.J. Tompkins, J.G. Webster, « A tactile vision substitution system for the blind : Computer-controlled partial image sequencing », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 32, n°8, august 1985, pp 602-608.
- KAC 91** K.A. Kaczmarek, J.G. Webster, P. Bach y Rita, W.J. Tompkins, « Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems », *IEEE Transactions on Boimedical Engineering*, vol 38, n°1, January 1991.
- KAI 83** I. Kaisto, J. Kostamovaara, M. Manninen, R. Myllyla, « Optical range finder for 1.5-10 m distances », *Applied Optics*, Vol.22, n°20, 15 October 1983, pp 3258-3264.
- KIR 74** J.H. Kirman, « Tactile apparent movement : The effects of interstimulus onset interval and stimulus duration », *Perception and Psychophysics*, 1974, vol 15, n°1, pp 1-6.
- KOL 87** K.P. Kolbatz, « Orientierungshilfe für Blinde », Brevet DE 37 43 696 A1.
- LEI 92** Documentation technique Leica, modèle Leica Geovid 7x42 BDA.
- LOO 76** J.M. Loomis, P. Apkarian-Stielau, « A lateral masking effect in tactile and blurred visual letter recognition », *Perception and Psychophysics*, 1976, vol 20(4), pp 221-226.
- LOO 78** J.M. Loomis, C.C. Collins, « Sensitivity to shifts of a point stimulus : an instance of tactile hyperacuity », *Perception and Psychophysics*, 1978, 24(6), pp 487-492.
- LOO 81a** J.M. Loomis, « Tactile pattern perception », *Perception*, 1981, vol 10, pp 5-27.
- LOO 82** J.M. Loomis, « Analysis of tactile and visual confusion matrices », *Perception and Psychophysics*, 1982, 31(1), pp 41-52.
- LOO 93** J.M. Loomis, « Counterexample to the hypothesis of functional similarity between tactile and visual pattern perception », *Perception and Psychophysics*, 1993, 54 (2), pp 179-184.
- MAE 93** M. Maresca, G. Faccani, « The measurement of pain threshold by means of electrical stimuli. A critical appraisal », *Journal of Neurochirurgical sciences*, 27, 1983, pp 83 -

- 93.
- MAR 82a** L.E. Marks, J.P. Grivin, « Electrocutaneous stimulation I. The effects of stimulus parameters on absolute threshold », *Perception and Psychophysics*, 1982, 32 (6), pp 524-528.
- MAR 82b** L.E. Marks, J.P. Grivin, « Electrocutaneous stimulation II. The estimation of distance between two points », *Perception and Psychophysics*, 1982, 32 (6), pp 529-536.
- MAR 82c** L.E. Marks, J.P. Grivin, « Electrocutaneous stimulation III. The perception of temporal order », *Perception and Psychophysics*, 1982, 32 (6), pp 537-541.
- MAR 83** L.E. Marks, « Similarities and differences among the senses », *International Journal of Neurosciences*, 1983, Vol.19, pp 1-12.
- MEI 89** P.B. Meijer, « Image audio transformation system, particularly as a visual aid for the blind. », Brevet EP 0 410 045 A1.
- MIL 56** G.A. Miller, « The magical number seven, plus or minus two : some limits on our capacity for processing information », *The Psychological Review*, vol 63, n°2, March 1956, pp 81-97.
- MPH 94** L.M. McPherson, V. Ciocca, A.S. Bregman, « Organisation in audition by similarity in rate of change : Evidence from tracking individual frequency glides in mixtures », *Perception and Psychophysics*, 1994, 55(3), pp 269-278.
- NFC 85** Norme française de sécurité du rayonnement des appareils à laser, NFC 43801, CEI 825.
- NIC 85** R.H. Nichols, « A wearable multiple-electrode electrotactile speech processor for the profoundly deaf », *Journal of the Acoustical Society of America*, 77 (4), April 1985, pp 1619-1621.
- NIT 88** D. Nitzan, « Three-dimensional vision structure for robot applications », *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 10, n° 3, May 1988, pp 291-309.
- PUN 82** T. Pun, « Tactile artificial sight : segmentation of images for scene simplification », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 29, n°4, April 1982, pp 293-299.
- QUI 94** Quid 94

- RAD 92** G.A. Radvansky, W.M. Hartmann, B. Rakerd, « Structural alterations of an ambiguous musical figure : The scale illusion revisited », *Perception and Psychophysics*, 1992, 52 (3), pp 256-262.
- RAT 88** F. Rattay, « Modeling the excitation of fibers under surface electrodes », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 35, n°3, March 1988.
- RAT 89** F. Rattay, « Analysis of models for extracellular fiber stimulation », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 36, n°7, July 1989.
- RAY 91** F. Raynard, « Se mouvoir sans voir », Editions Yva Peyret, 1991.
- REI 85** J.P. Reilly, V.T. Freeman, W.D. Larkin, « Sensory effects of transient electrical stimulation evaluation with a neuro electric model », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 32, n°12, December 1985, pp 1001-1011.
- RIC 87** P. Richard, G. Pelz, E. de Winter, « La neuralthérapie », Editions technique et documentation (Lavoisier) 1987.
- RIE 86** J.J. Rieser, D.A. Guth, E.W. Hill, « Sensitivity to perspective structure while walking without vision », *Perception*, 1986, vol 15 pp 173-188.
- RIO 84** M. Rioux, « Laser range finder based on synchronized scanners », *Applied Optics*, 1 november 1984, vol 23, n°21, pp 3837-3844.
- RIO 87** M. Rioux, G. Bechthold, D. Taylor, M. Duggan, « Design of a large depth of view three-dimensional camera for robot vision », *Optical Engineering*, December 1987, vol.26, n°12, pp 1245-1250.
- RIS 89** R.R. Riso, A.R. Ignagni, M.W. Keith, « Electrocutaneous sensations elicited using subdermally located electrodes », *Automedica*, 1989, vol 11, pp 25-42.
- ROB 72** Morse Robb, « Viewscope for the blind », brevet n° US 3704378, du 13/4/1971.
- ROL 69** G.B. Rollman, « Electrocutaneous stimulation : Psychometric functions and temporal integration », *Perception and Psychophysics*, 1969, Vol. 5 (5), pp 289-293.
- SAC 80** R.M. Sachs, J.D. Miller, K.W. Grant, « Perceived magnitude of multiple electrocutaneous pulses », *Perception and Psychophysics*, 1980, 28 (3), pp 255-262.
- SAU 83** F.A. Saunders, « Information transmission across the skin : high-resolution tactile sensory aids for the deaf and the blind », *International Journal of Neurosciences*, vol 19

- (1983), pp 21-28.
- SEI 90** G. Seitz, G. Jahn, H.J. Tiziani, « Triangulation sensoren für Roboteranwendungen », Optoelektronik in der Technik, Vorträge des 9 Internationalen Kongresses Laser 89, Springer 90.
- SEI 93** G. Seitz, H.J. Tiziani, « Resolution limits of active triangulation systems by defocusing », Optical Engineering, Vol.32 n°6, June 1993, pp 1374-1383.
- SEL 43** W.O. Sell, « Aiding device for blind persons », Brevet US ;2,327,222.
- SPA 79** D.W. Sparks, « The identification of the direction of electrocutaneous stimulation along lineal multistimulator arrays », Perception and Psychophysics, vol 25(2), pp 80-87.
- STA 89** F. Stange, M. Srinivasan, I. Dalczynski, « Passive optoelectronic rangefinding », Brevet PCT WO 91/04458.
- STO 79** M. Stover, « Vision apparatus », brevet n° WO 81/01512 du 1/12/1980.
- STR 70** R.M. Strong, D.E. Troxel, « An electrotactile display », IEEE Transactions on Man-Machine Systems, Vol. MMS-11, n°1, March 1970, pp 72-79.
- STR 85** E.R. Srelow, « What is needed for a theory of mobility : direct perception and cognitive maps - lessons from the blind », Psychological review 1985, vol 92, n°2, pp 226-248.
- SUM 94** I.R. Summers, P.R. Dixon, P.G. Cooper, D.A. Gratton, B.H. Brown, J.C. Stevens, « Vibrotactile and electrotactile perception of time-varying pulse trains », Journal of the Acoustical Society of America, 95 (3), March 1994, pp 1548-1558.
- SZE 77** A.Y.J. Szeto, « Comparison of codes for sensory feedback using electrocutaneous tracking », Annals of Biomedical Engineering, 5, pp 367-383, 1977.
- SZE 82** A.Y.J. Szeto, F.A. Saunders, « Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering », IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol BME-29, n°4, April 1982.
- SZE 86** A.Y.J. Szeto, Y.M. Chung, « Effects of training on human tracking of electrocutaneous signals », Annals of Biomedical Engineering, vol 14, pp 369-381, 1986.
- THO 94** W.F. Thompson, « Sensitivity to combinations of musical parameters : Pitch with duration, and pitch pattern with durational pattern », Perception and Psychophysics,

1994, 56(3), pp 363-374.

- TIE 86** P. de Tiege, « Procédé électronique permettant de transformer un signal vidéo en signal sonore audible identifiable par l'oreille humaine et appareil permettant de le mettre en oeuvre », Brevet FR 86 05024.
- WAR 93** R.M. Warren, J.A. Bashford, « When acoustic sequences are not perceptual sequences : The global perception of auditory patterns », *Perception and Psychophysics*, 1993, 54 (1), pp 121 - 126.
- WAR 94** R.M. Warren, J.A. Bashford, J.R.E.W. Healy, B.S. Brubaker, « Auditory induction : Reciprocal changes in alternating sounds », *Perception and Psychophysics*, 1994, 55 (3), pp 313-322.
- WHI 70** B.W. White, « Perceptual findings with the vision-substitution system », *IEEE Transactions on Man-Machine Systems*, Vol. MMS-11, n°1, March 1970, pp 54-58.
- WIL 82** J.D. Wiley, J.G. Webster, « Analysis and control of the current distribution under circular dispersive electrodes », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol 29, n°5, May 1982, pp381-389.
- WIL 94** Documentation technique Wild, Distancemètres Wild DI 1001, DI 1600, DI 2002.
- WOL 75** W.Witte, « Optisches Orientierungsverfahren für Blinde », brevet n° DT 2513593 A1, du 27/3/1975.
- WOO 93** D.L. Woods, C. Alain, « Feature processing during high rate auditory selective attention », *Perception and Psychophysics*, 1993, 53 (4), pp 391-402.
- ZWI 60** J. Zwislocki, « Theory of temporal auditory summation », *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol 32, n°8, August 1960, pp 1046-1060.

Nom : FARCY

Prénom : René

***Sujet* : Première étude d'une prothèse visuelle pour non-voyants sur base de profilométrie laser.**

Résumé : Le but de ce travail est la conception et la réalisation d'un nouveau dispositif d'aide au déplacement des non-voyants. Le système est composé d'un télémètre laser à triangulation et d'une interface soit sonore, soit tactile. Le télémètre de faible poids et encombrement est porté par le dos de la main. Les informations sur l'espace sont obtenues par un balayage de mesures de distances, de haute résolution angulaire, des obstacles dégageant des profils. Le balayage est effectué par flexion du poignet. Les informations contenues dans les profils sont transmises en temps réel au cerveau, au rythme du balayage, par le sens cinesthésique (aptitude à percevoir la position du poignet) pour la direction du faisceau et par l'interface sonore ou tactile pour la distance. Nous avons dégagé une solution de télémétrie laser alliant la forte profondeur de champ (30 cm - 30m), l'insensibilité à la lumière diurne, la robustesse mécanique, la sécurité oculaire, la compacité et le faible coût adaptée aux besoins de la prothèse. Divers codages de l'information du profilomètre à l'interface sonore ou tactile sont étudiés afin de s'adapter aux limitations spatio-temporelles du sens de substitution et aux caractéristiques neurophysiologiques des liaisons et fonctions cérébrales mises en jeu. Un premier prototype complet portable de la prothèse a été réalisé afin d'évaluer la validité de l'ensemble de l'approche. Les résultats préliminaires du prototype permettent l'acquisition et l'interprétation par le cerveau de 10 à 30 mesures de distance par seconde dans la plage 30cm - 30m divisée en 360 intervalles, la résolution angulaire se situe entre $0,1^\circ$ et 2° . Une liste d'actions tests non réalisables par les moyens actuellement à disposition des non-voyants : détection et localisation précise à plusieurs mètres d'un paquet au sol et de sa forme, d'un piquet de diamètre de l'ordre du cm, d'un trou de quelques centimètres etc. ont été effectuées avec succès après quelques heures d'apprentissage.

Mots clés : Cécité, prothèse visuelle, profilométrie laser, électrophysiologie, accoustophysiologie, psychophysique, neurocybernétique.