



**HAL**  
open science

## Conception et validation d'un dispositif de suppléance perceptive dédié à la prévention des escarres

Olivier Chenu

► **To cite this version:**

Olivier Chenu. Conception et validation d'un dispositif de suppléance perceptive dédié à la prévention des escarres. Interface homme-machine [cs.HC]. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2009. Français. NNT: . tel-00465531v1

**HAL Id: tel-00465531**

**<https://theses.hal.science/tel-00465531v1>**

Submitted on 19 Mar 2010 (v1), last revised 13 Jul 2010 (v2)

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# THESE de DOCTORAT

Université Joseph Fourier - Grenoble

*Spécialité*  
**Ingénierie de la cognition, de l'interaction, de l'apprentissage et  
de la création**

*présentée par*

**Olivier CHENU**

*Sous la direction de*

Yohan Payan      Directeur de Recherche CNRS  
Nicolas Vuillerme      Maître de conférence, Université Joseph Fourier

*Sujet de la thèse :*

---

## **Conception et validation d'un dispositif de suppléance perceptive dédié à la prévention des escarres**

---

*Soutenue le 18 Décembre 2009*

### **Jury**

Jacques Demongeot	Professeur, Université Joseph Fourier	<i>Président</i>
Edwige Pissaloux	Professeur, Université Pierre et Marie Curie	<i>Rapporteur</i>
Kamiar Aminian	Professeur, EPFL Lausanne	<i>Rapporteur</i>
Amit Gefen	Professeur, Université de Tel Aviv	<i>Examineur</i>
Denis Colin	Docteur en Médecine, Centre de l'Arche	<i>Examineur</i>
Bruno Diot	Président des sociétés IDS et ARCAN Systems	<i>Invité</i>
Yohan Payan	Directeur de Recherche CNRS	<i>Directeur de thèse</i>
Nicolas Vuillerme	Maître de conférence, Université Joseph Fourier	<i>Directeur de thèse</i>



*A mes soeurs, mes parents,  
Qui m'ont donné mon élan.*

*Aux amis et amies,  
Qui m'accompagnent aujourd'hui.*

*A ma petite hermine,  
De demain ma vitamine.*



---

# Remerciements

---

J'aimerais remercier en priorité les gens qui m'ont donné l'opportunité de réaliser ces travaux de thèse. Yohan Payan, l'encadrant principal de cette thèse, a su être présent quand il fallait. Il possède par ailleurs l'étonnante qualité de pouvoir appréhender en profondeur des projets de natures très diverses dans lesquels il est impliqué, mais aussi de prendre le recul nécessaire pour y apporter des critiques toujours opportunes. Nicolas Vuillerme, second encadrant, a été présent à chaque étape et a été d'une grande aide dans la dernière étape lorsque Yohan travaillait à l'étranger. Nicolas excelle dans les relations humaines et a été un grand facteur de motivation, tant pour moi que pour les volontaires des études de ces travaux. Bruno Diot, PDG de IDS et ARCAN Systems, a été le financeur principal de cette thèse. Il n'a jamais interféré sur nos choix, comme on pourrait le craindre de thèses financées par un industriel, mais a pourtant suivi les choses de près puisqu'il s'intéresse aujourd'hui au déploiement commercial du dispositif étudié dans ce mémoire. Mais ce qui unit ces trois personnes, c'est avant tout leurs qualités humaines et professionnelles. Leurs actes et leurs choix sont marqués par l'optimisme et la persévérance et toujours désintéressés. Merci à vous messieurs.

J'aimerais aussi remercier les membres du jury qui ont accepté d'évaluer mon travail. Merci d'abord à Jacques Demongeot d'avoir accepté de diriger ce jury avec tout son savoir-faire et ses compétences en des domaines si variés. Merci à Edwige Pissaloux et Kamiar Aminian pour leurs rapports précis et constructifs sur le manuscrit. Merci à Amit Gefen d'être venu de si loin pour examiner ce travail. Examen d'autant plus difficile qu'il ne parle pas français. Ses travaux très avancés sur les modèles de formation d'escarre nous ont permis des discussions riches et des perspectives intéressantes pour nos propres travaux. Merci à Denis Colin, président de l'association PERSE et expert renommé de la lutte contre l'escarre, d'avoir apporté son examen clinique à ces travaux. Tous mes regrets, Dr Colin, Pr Pissaloux, pour ne pas avoir eu l'occasion de vous retrouver autour du pot de thèse, les conditions météorologiques vous ayant obligé à passer la journée dans les transports ralentis par les importantes chûtes de neige. Merci encore à Bruno Diot d'avoir accepté de participer au jury.

Un travail doctoral se réalise rarement seul. Je tiens donc à remercier les personnes, in-

généralistes, doctorants et post-doctorants, qui ont participé de près ou de loin à ces travaux. Notamment : Sylvain Maubleu, mon prédécesseur, pour le développement des premiers squelettes applicatifs, Laurence Boissieux pour quelques travaux de couture, Gaël Le Bellego [?] pour ses développements sur le célèbre iPhone, Nicolas Pinsault pour ses conseils en statistique, Rémy Cuisinier pour la mise au point de quelques expérimentations, Anthony Fleury pour quelques traitements de données, mais aussi beaucoup d'autres qui m'ont aidé indirectement.

Ces travaux se sont réalisés au sein du laboratoire TIMC-IMAG, dirigé par Jacques Demongeot. La particularité de ce laboratoire pluridisciplinaire est de réunir, de par la volonté de son directeur, des spécialistes de domaines très divers réunis autour d'une thématique commune : la santé. Ceci fait de ce laboratoire un lieu dynamique et stimulant. J'aimerais particulièrement remercier les membres de l'équipe GMCAO et particulièrement Jocelyne Troccaz qui la dirige et a su en faire une équipe efficace, reconnue et non moins conviviale.

Un merci particulier à nos partenaires. Notre partenaire industriel IDS, déjà cité, et particulièrement Bruno Diot, Francis Cannard, François Kaag et Christophe Lavarenne. Mais aussi notre partenaire clinique, le CIC-IT de Grenoble et notamment Alexandre Moreau-Gaudry, qui nous a permis de mener nos études dans un cadre clinique légal, ainsi que les infirmières qui y ont été d'une aide estimable. Enfin la société Coronis Systems et le prothésiste dentaire Pierre-Ange Guglielmi ont aidé au développement du dispositif d'électrostimulations linguales sans fil.

Enfin, pour en terminer avec les remerciements professionnels, la science expérimentale ne serait rien sans le volontariat des sujets. Je vous remercie tous chaleureusement, vous qui avez donné de votre temps et avez souvent eu de très intéressantes remarques.

Mais l'expérience du doctorat ne s'arrête pas à l'aspect professionnel. J'aimerais donc remercier tous mes proches qui m'ont soutenus, écoutés pendant cette période particulière. De chaleureuses bises aux membres de ma famille qui, malgré mon parcours ératique, ont toujours acceptés mes choix avec compréhension. Le défunt (et regretté par certains) groupe de pop-rock Klugg m'a longtemps donné ma bouffée d'oxygène du mercredi soir : merci Lo, Mike, Jé et Rémi, les marcheurs de nuit. Un "saha" particulier aux marcheurs du sahara : kho Nabil (l'ancien G.O. du GMCAO), kho Clobs, oukhti Isa, les princesses Anne et Maya, oukhti Pascale et kho Guillaume. Une pensée à tous les docteurs et ingénieurs croisés au laboratoire qui sont malheureusement trop nombreux pour être cités. Un merci tout particulier à Andry tout de même qui m'a soutenue dans un moment particulièrement difficile de ma vie.

A ceux que j'ai croisé trop brièvement ou au mauvais moment, ceux que j'ai perdu en route d'une façon ou d'une autre, je présente mes regrets à certains, mes excuses à d'autres et je souhaite "bonne route" aux derniers.

Finalement, tout mon amour à celle que j'ai trouvé sur la route et qui partage ma vie aujourd'hui et, je l'espère, demain.

---

# Résumé

## Conception et validation d'un dispositif de suppléance perceptive dédié à la prévention des escarres

---

Les escarres sont des plaies profondes causées par une compression mécanique des tissus. Les conséquences en termes physique, psychologique pour le patient, mais aussi économique pour la société sont dramatiques. Les personnes paraplégiques y sont particulièrement sujettes, notamment aux ischions et au sacrum, du fait (1) de leur immobilisation constante en position assise et (2) de leur déficience sensorielle leur empêchant de percevoir les signaux d'alerte sensoriels.

Nous avons utilisé le paradigme de suppléance perceptive, consistant à suppléer un sens absent ou déficient en véhiculant les informations par une autre modalité, pour développer un dispositif dédié à rendre une perception des surpressions dangereuses aux personnes paraplégiques. Celui-ci consiste en une nappe de pressions posée sur l'assise du fauteuil et un stimulateur sensoriel tactile déclenché en cas de danger.

Trois premières études ont montré l'efficacité du système sur des personnes valides et paraplégiques. Les sujets, en situation cognitive concurrente, ont correctement perçu les signaux et ont pu soulager les surpressions.

Une étude d'ergonomie a été menée pour valider l'acceptabilité du dispositif. A la suite de celle-ci, une étude de conception participative nous a dirigé vers un stimulateur et un codage plus conformes à l'attente des futurs utilisateurs. Une étude supplémentaire a été menée pour montrer l'efficacité de cette nouvelle version du dispositif, avec succès.

---

# Abstract

## Conception and validation of a perceptive supplementation device dedicated to pressure sores prevention

---

Pressure sores are deep injuries caused by mechanical compressions of the tissues. Consequences are, physically, psychologically (for the patient) and economically (for the society) dramatic. Paraplegic people are particularly subjects to pressure sores at ischia and sacrum, because of (1) a constant immobilisation in seated posture and (2) their sensory deprivation that prevent perception of sensory alerts.

We used the concept of perceptual supplementation, that consists in supplying a deficient sense by informations conveyed by another modality, to develop a device that provides to paraplegic peoples a perception of potentially dangerous overpressures. This device is composed of a pressure map fixed on the wheelchair and a stimulator that is activated in case of danger.

Three studies have shown the efficiency of the device on valid and paraplegic people. Subjects, in concurrent cognitive situation, did correctly perceive the signals and could release the overpressures.

A study of ergonomy has been conducted to validate the acceptability of the device. After that, a participative conception study lead us to make our stimulator evolving, as the coding, to fit to user's demands. A supplementary study has been held to show the efficiency of this new version of the device, with succes.

# Table des matières

<b>Remerciements</b>	<b>i</b>
<b>Résumé</b>	<b>iii</b>
<b>Abstract</b>	<b>iv</b>
<b>Table des matières</b>	<b>v</b>
<b>Table des figures</b>	<b>ix</b>
<b>Valorisation du travail doctoral</b>	<b>xv</b>
<b>Glossaire</b>	<b>xix</b>
<b>Introduction générale</b>	<b>xxi</b>
<b>I Contexte médico-scientifique</b>	<b>1</b>
<b>1 Les escarres</b>	<b>3</b>
1.1 Définition . . . . .	3
1.2 Mécanisme de formation . . . . .	4
1.3 Épidémiologie descriptive . . . . .	5
1.3.1 Types . . . . .	5
1.3.2 Stades . . . . .	6
1.3.3 Lieux de formation . . . . .	8
1.3.4 Patientèle . . . . .	8
1.4 Epidémiologie analytique . . . . .	11
1.4.1 Facteurs de risque . . . . .	11
1.4.2 Échelles de risque . . . . .	12
1.5 Conséquences des escarres . . . . .	14
1.5.1 Conséquences médicales . . . . .	14
1.5.2 Conséquences psychologiques . . . . .	15
1.5.3 Conséquences économiques . . . . .	15
1.6 Prévention des escarres . . . . .	16
1.6.1 Les supports . . . . .	16

1.6.2	Surveillance, soulèvements et éducation . . . . .	18
1.6.3	Systèmes de prévention innovants . . . . .	19
1.7	Le rôle des pressions dans le développement d'escarres . . . . .	20
1.8	Discussion . . . . .	23
<b>2</b>	<b>La Suppléance Perceptive</b>	<b>25</b>
2.1	Sensorialité . . . . .	25
2.1.1	Le réseau nerveux . . . . .	26
2.1.2	Handicaps sensoriels . . . . .	42
2.2	La suppléance perceptive . . . . .	43
2.2.1	Aspects théoriques . . . . .	43
2.2.2	Une revue non exhaustive de dispositifs de suppléance perceptive . . . . .	47
2.2.3	Le problème de Molyneux . . . . .	52
2.3	Discussion . . . . .	54
<b>II</b>	<b>Objectifs de la thèse</b>	<b>55</b>
<b>3</b>	<b>Du développement dans notre laboratoire des dispositifs de suppléance perceptive pour le domaine biomédical</b>	<b>59</b>
<b>4</b>	<b>Conception du dispositif de prévention d'escarre</b>	<b>61</b>
4.1	Capteurs . . . . .	61
4.2	Stimulateurs . . . . .	63
4.2.1	Le stimulateur électro-tactile lingual . . . . .	63
4.2.2	Le stimulateur visuo-tactile . . . . .	68
4.3	Couplage . . . . .	69
4.3.1	Couplage haut niveau : Ordres de modifications posturales . . . . .	70
4.3.2	Couplage bas niveau : Indication des zones à risque . . . . .	76
<b>5</b>	<b>Correspondance pressions-postures</b>	<b>79</b>
5.1	Introduction . . . . .	79
5.2	Matériel et méthode . . . . .	80
5.2.1	Sujets . . . . .	80
5.2.2	Appareillage . . . . .	80
5.2.3	Procédure expérimentale . . . . .	80
5.2.4	Analyse de données . . . . .	83
5.3	Résultats . . . . .	83
5.4	Discussion . . . . .	84
<b>6</b>	<b>Hypothèses</b>	<b>87</b>
<b>III</b>	<b>Preuves de concept du dispositif</b>	<b>89</b>
<b>7</b>	<b>Etude 1 : Mesure des pressions</b>	<b>93</b>

7.1	Introduction . . . . .	93
7.2	Matériel et méthode . . . . .	94
7.2.1	Sujets . . . . .	94
7.2.2	Appareillage . . . . .	94
7.2.3	Procédure expérimentale . . . . .	94
7.2.4	Analyse des données . . . . .	94
7.3	Résultats . . . . .	95
7.4	Etudes de cas . . . . .	95
7.4.1	Cas 1 : Sujets actifs . . . . .	95
7.4.2	Cas 2 : Sujets statiques . . . . .	97
7.4.3	Cas 3 : Sujets “dans la moyenne” . . . . .	97
7.5	Discussion . . . . .	97
<b>8</b>	<b>Etude 2 : Diminution des surpressions</b>	<b>101</b>
8.1	Introduction . . . . .	101
8.2	Matériel et Méthode . . . . .	102
8.2.1	Sujets . . . . .	102
8.2.2	Appareillage . . . . .	102
8.2.3	Procédure expérimentale . . . . .	103
8.2.4	Analyses de données . . . . .	104
8.3	Résultats . . . . .	105
8.4	Etude de cas . . . . .	109
8.5	Discussion . . . . .	109
<b>9</b>	<b>Etude 3 : Stimulations électro-tactiles</b>	<b>113</b>
9.1	Introduction . . . . .	113
9.2	Matériel et méthode . . . . .	114
9.2.1	Sujets . . . . .	114
9.2.2	Appareillage . . . . .	114
9.2.3	Méthode . . . . .	116
9.2.4	Analyse des données . . . . .	116
9.3	Résultats . . . . .	117
9.4	Discussion . . . . .	117
<b>10</b>	<b>Etude 4 : Personnes paraplégiques</b>	<b>121</b>
10.1	Introduction . . . . .	121
10.2	Matériel et Méthode . . . . .	122
10.2.1	Sujets . . . . .	122
10.2.2	Appareillage . . . . .	123
10.2.3	Procédure expérimentale . . . . .	123
10.2.4	Analyse de données . . . . .	124
10.3	Résultat . . . . .	124
10.4	Etude de cas . . . . .	126
10.4.1	Premier cas : sujet 100003 . . . . .	126
10.4.2	Second cas : sujet 100004 . . . . .	129

10.4.3 Troisième cas : sujet 100005 . . . . .	130
10.4.4 Quatrième cas : sujet 100007 . . . . .	131
10.5 Discussion . . . . .	133
<b>11 Discussion générale</b>	<b>135</b>
<b>IV Étude de conception participative</b>	<b>137</b>
<b>12 Etude d'acceptabilité liée à l'étude 3</b>	<b>141</b>
12.1 Le questionnaire . . . . .	141
12.2 Sujets et méthode . . . . .	142
12.3 Résultats et discussion . . . . .	142
<b>13 Etude d'acceptabilité liée à l'étude 4</b>	<b>145</b>
13.1 Le questionnaire . . . . .	145
13.2 Résultats et discussion . . . . .	146
<b>14 Conception Participative</b>	<b>149</b>
14.1 Introduction . . . . .	149
14.2 Méthode et Matériel . . . . .	150
14.2.1 Sujets . . . . .	150
14.2.2 Méthodologie . . . . .	150
14.3 Résultats . . . . .	150
14.4 Discussion . . . . .	151
<b>15 Etude 5 : montre tactile et codage bas niveau</b>	<b>155</b>
15.1 Introduction . . . . .	155
15.2 Matériel et Méthode . . . . .	156
15.2.1 Sujets . . . . .	156
15.2.2 Appareillage . . . . .	156
15.2.3 Procédure expérimentale . . . . .	157
15.2.4 Analyse des données . . . . .	158
15.3 Résultats . . . . .	158
15.4 Discussion . . . . .	160
<b>16 Discussion générale</b>	<b>163</b>
<b>V Perspectives/Discussion</b>	<b>165</b>
<b>17 Discussion générale</b>	<b>167</b>
17.1 Apports des travaux de cette thèse . . . . .	167
17.1.1 Hypothèses . . . . .	167
17.1.2 Résultats . . . . .	168
17.2 Limites . . . . .	171

---

17.3 Perspectives . . . . .	174
17.3.1 Etude en conditions écologiques . . . . .	174
17.3.2 Au-delà des escarres fessières du paraplégique . . . . .	176
<b>Bibliographie</b>	<b>176</b>
<b>Annexes</b>	<b>191</b>
<b>Protocole de Recherche Expérimentale</b>	<b>191</b>
<b>Formulaire de consentement</b>	<b>194</b>



# Table des figures

1.1	Formation des escarres : Les tissus, comprimés entre les os et une surface externe, sont privés d'oxygène et meurent (crédit <a href="http://www.escarre.fr">http://www.escarre.fr</a> ) .	4
1.2	Le cisaillement : Les forces de cisaillements (parallèles au plan du support) participent de manière indirecte à la formation d'escarres (crédit <a href="http://www.escarre.fr">http://www.escarre.fr</a> ) . . . . .	5
1.3	Les stades de développement d'escarres (crédit [83]) . . . . .	7
1.4	Les escarres se forment à différents endroits en fonction de la posture du patient (crédit <a href="http://www.escarre.fr">http://www.escarre.fr</a> ) . . . . .	8
1.5	Quelques exemples de supports de prévention d'escarres . . . . .	17
1.6	Courbe frontière de formation d'escarres sur un muscle de rat en fonction de la pression et du temps d'application de celle-ci [69] (la zone au-dessus de la courbe noire est une zone de formation d'escarre ; celle en dessous de la courbe pointillée est une zone de non-formation) . . . . .	21
2.1	Récepteurs du goût et exemples de potentiels d'action générés par ceux-ci .	27
2.2	Récepteurs olfactifs et exemples de potentiels d'action générés par ceux-ci .	28
2.3	Récepteurs de la vision et exemples de potentiels d'action générés par ceux-ci	29
2.4	Récepteurs du son et exemples de potentiels d'action générés par ceux-ci .	31
2.5	Organes du système vestibulaire et potentiels d'action générés par ceux-ci .	32
2.6	Le sens du toucher . . . . .	34
2.7	Deux types de thermocepteurs peuvent générer des potentiels d'action en fonction d'une hausse ou d'une baisse de température (crédits [14]) . . . .	35
2.8	La moelle épinière est divisée en quatre parties : cervicale, thoracique, lombaire et sacrée. A chaque segment correspond les connexions des axones provenant de (ou se dirigeant vers) différentes zones anatomiques . . . . .	36
2.9	L'intensité des sensations générées par différentes modalités en fonction de l'intensité de stimulation. Crédit [104] . . . . .	37
2.10	Répartition hétérogène de la densité de capteurs somesthésiques . . . . .	38
2.11	Discriminations spatiales en fonction de la partie corporelle. Crédit [104] .	39
2.12	Les informations sensorielles sont projetées sur les différentes aires dédiées : En cyan les informations somatosensorielles, en violet les informations gustatives, en rouge les informations visuelles, en vert les informations auditives et en jaune les informations olfactives . . . . .	41

2.13	Persistence du bénéfice du brainport après son utilisation. Les bénéfices posturaux (ici, l'oscillation de la tête en degré) semblent se poursuivre après la séance pendant un temps égal à 30% de la durée de la séance . . .	46
2.14	Interface tactile portable pour aveugles [140] . . . . .	47
2.15	Réaction d'alerte d'un chien sourd par appel acoustique à l'aide de la prothèse de Samsø Dies [114] . . . . .	49
2.16	Le TVSS, ici utilisé par un enfant qui reproduit le geste qu'il perçoit sur sa main gauche (crédit [11]) . . . . .	50
4.1	Matériel Vista Medical . . . . .	63
4.2	Exemples de dispositifs linguaux dédiés aux tétraplégiques. Crédits [118] (haut), [124] (bas) . . . . .	65
4.3	TDU . . . . .	66
4.4	TDU - Signal électrique diffusé sur les électrodes . . . . .	67
4.5	Le TDU sans fil . . . . .	68
4.6	Schéma fonctionnel du prototype multimodal de suppléance perceptive. Le sujet est assis sur une nappe de pression, le module de couplage envoie une alerte vibro-tactile lorsqu'il détecte un danger et, si le sujet valide sa réception, affiche un message visuel informatif . . . . .	69
4.7	Le dispositif bimodal d'alerte de surpressions fessières mis en situation pendant que le sujet regarde une vidéo . . . . .	70
4.8	Cartes de pressions (à droite) représentatives des 9 postures référentes (à gauche) . . . . .	71
4.9	Exemple de postures accessibles (en vert) par un mouvement simple depuis la posture courante (en rouge : posture arrière-droite) . . . . .	72
4.10	Electrodes actives du TDU. Lors du couplage haut-niveau, ce schéma montre les électrodes actives en cas de stimulation avant, gauche, droite ou arrière. Chacune de ces stimulations porte respectivement la consigne d'un déplacement en arrière, à droite, à gauche et en avant. . . . .	74
4.11	Un exemple de fonctionnement du couplage haut niveau lorsqu'on utilise le TDU comme stimulateur. Ici le sujet a adopté une posture sollicitant largement le côté droit (a) pendant un certain temps ; le module de couplage estime la posture courante (e-rouge) en fonction de la carte de pression (d) et choisit la posture accessible par un mouvement simple (e-vert) la plus à même de diminuer les surpressions emmagasinées (c) ; l'ordre de déplacement est envoyé sur le TDU (f) et, après un déplacement adéquat (h), la carte de pression finale (g) montre que la zone de risque a été soulagée (i). . . . .	75
4.12	La courbe originale, en vert (voir figure 1.6), et celle que nous utiliserons (en rouge) qui délimite la zone sûre de la zone à risque de formation d'escarre. . . . .	77
4.13	Courbe de score de danger vis-à-vis de chaque seuil. Lorsque la pression est supérieure à la pression du seuil, son score de danger est fonction du temps depuis lequel cette pression est dépassée . . . . .	77
4.14	Exemple de représentations tactiles. Crédit [141,142] . . . . .	78

5.1	Sujet se plaçant dans les neuf postures référentes. On peut remarquer au sommet du casque (et donc du crâne) un marqueur vert indiquant la position de la tête. . . . .	81
5.2	Cartes de pression des 9 postures référentes du même sujet . . . . .	81
5.3	Consignes - On demande aux sujets de se placer (en ordre aléatoire) cinq fois dans chaque posture et, entre 2 et 4 fois suivant les postures, de se déplacer dans une direction donnée. . . . .	82
7.1	Trajectoires du centre de pression des sujets valides et paraplégiques ayant bougé le plus. En bleu, la trace du sujet valide; en rouge, celle du sujet paraplégique . . . . .	96
7.2	Trajectoires du centre de pression des sujets valides et paraplégiques ayant bougé le moins. En bleu, la trace du sujet valide; en rouge, celle du sujet paraplégique . . . . .	98
7.3	Trajectoires du centre de pression des sujets valides et paraplégiques ayant bougé "moyennement". En bleu, la trace du sujet valide; en rouge, celle du sujet paraplégique . . . . .	99
8.1	Les différents motifs affichés sur le TDU lors d'une alerte. Localisés sur l'avant, l'arrière, la gauche ou la droite de la langue, ils indiquent un danger. La consigne donnée au sujet percevant un tel signal est d'adopter un changement postural dans la direction opposée. . . . .	103
8.2	Exemple d'événements déclenchant et déclenchés par l'alerte. Une mauvaise posture (a) entraîne une surpression sous l'ischion droit (c), l'algorithme calcule, à partir de la nappe de pression courante (d), la posture courante (posture rouge en e) et celle susceptible de diminuer au mieux cette surpression (posture verte en e); la partie droite de la langue est stimulée (f) et entraîne un changement de posture adéquat (h) ayant supprimé la surpression (i). . . . .	106
8.3	Résultats . . . . .	107
8.4	Variations de pressions engendrées par les changements posturaux à gauche (a), à droite (c), en avant (b) et en arrière (d). La couleur bleue indique une baisse de pression, la rouge une hausse. . . . .	109
9.1	Les divers signaux sensoriels délivrés par les 3 actionneurs (ici, signal à gauche) . . . . .	115
9.2	Résultats liés à l'étude 3 . . . . .	118
10.1	Réponses posturales pour chaque session de chaque groupe (gc1 = groupe contrôle session 1, ...) . . . . .	125
10.2	Variation relative du volume de surpression (>100mmHg) après l'alerte du dispositif . . . . .	125
10.3	Baisse relative des surpressions en fonction de leur valeur initiale . . . . .	126
10.4	Exemple de comportements posturaux et de cartes de pressions avant et après un signal électro-tactile . . . . .	127
10.5	Cartes de pressions des postures référentes du sujet 100003 . . . . .	128

10.6	Variations de pression du sujet 100003 générées par les différentes consignes de déplacements. La couleur rouge indique une augmentation des pressions, la bleue une diminution. Aucun déplacement à droite ou en arrière n'a été suggéré. . . . .	128
10.7	Cartes de pressions des potures référentes du sujet 100004 . . . . .	129
10.8	Variations de pressions du sujet 100004 générées par les différentes consignes de déplacements. La couleur rouge indique une augmentation des pressions, la bleue une diminution. Il n'a eu que des stimuli avant et arrière. . . . .	130
10.9	Cartes de pressions des postures référentes du sujet 100005 . . . . .	130
10.10	Variation de pressions du sujet 100005 en fonction de la direction de mobilisation préconisée. La couleur rouge indique une augmentation des pressions, la bleue une diminution. Il n'y a eu aucune stimulation avant, c'est pourquoi la figure en question apparaît vide. . . . .	131
10.11	Cartes de pressions des postures référentes du sujet 100007. . . . .	132
10.12	Variations des pressions du sujet 100007 générées par les différentes consignes de déplacements. La couleur rouge indique une augmentation des pressions, la bleue une diminution. Aucun déplacement vers l'arrière n'a été effectué. . . . .	132
14.1	Conception participative : exemple de conceptions d'interfaces d'informations visuelles. Crédit : Floralis. . . . .	152
15.1	Les différents affichages de l'écran de montre simulée (les étoiles dans les écrans d'alerte sont clignotantes) . . . . .	157
15.2	Nombre de capteurs en "alerte" avant et après biofeedback visuo-tactile . . . . .	159
17.1	Prototype du dispositif industriel. Crédits IDS-SA . . . . .	175

# Valorisation du travail doctoral

## Revue internationale avec comité de lecture

1. 2009 « A wireless lingual feedback device to reduce overpressures in seated posture : A feasibility study. » **Chenu, O.** ; Vuillerme, N. ; Demongeot, J. et Payan, Y. PLoS ONE, sous presse. [32]
2. 2009 « A wireless embedded tongue tactile biofeedback system for balance control. » Vuillerme, N., Pinsault, N., **Chenu, O.**, Fleury, A., Payan, Y., et Demongeot, J. Pervasive and Mobile Computing, 5 (2009) 268-275. [160]
3. 2008 « Can a plantar pressure-based tongue-placed electro-tactile biofeedback improve postural control under altered vestibular and neck proprioceptive conditions? » Vuillerme, N., **Chenu, O.**, Pinsault, N., Fleury, A., Payan, Y., et Demongeot, J. Neuroscience, 155 (2008) 291-296. [158]
4. 2008 « Effectiveness of an electro-tactile vestibular substitution system in improving upright postural control in unilateral vestibular-defective patients. » Vuillerme, N., Pinsault, N., Fleury, A., **Chenu, O.**, Demongeot, J., Payan, Y., et Pavan, P. Gait and Posture, 28 (2008) 711-715. [163]
5. 2008 « Postural destabilization induced by trunk extensor muscles fatigue is suppressed by use of a plantar pressure-based electro-tactile biofeedback. » Vuillerme, N., Pinsault, N., **Chenu, O.**, Fleury, A., Payan, Y., et Demongeot, J. European Journal of Applied Physiology, 104 (2008) 119-125. [161]
6. 2008 « Sensory supplementation system based on electro-tactile tongue biofeedback of head position for balance control. » Vuillerme, N., Pinsault, N., **Chenu, O.**, Demongeot, J., Payan, Y., et Danilov, Y. Neuroscience Letters, 431 (2008) 206-210. [159]
7. 2007 « Tongue-placed tactile biofeedback suppresses the deleterious effects of muscle fatigue on joint position sense at the ankle. » Vuillerme, N., Boisgontier, M., **Chenu, O.**, Demongeot, J., et Payan, Y. Experimental Brain Research, 183 (2007) 235-240. [147]
8. 2007 « Inter-individual variability in sensory weighting of a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback for controlling posture. » Vuillerme, N., **Chenu, O.**, Pinsault, N., Boisgontier, M., Demongeot, J., et Payan, Y. Neuroscience Letters, 421 (2007) 173-177. [151]
9. 2007 « How a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback modifies postural control mechanisms during quiet standing. » Vuillerme, N., Pinsault, N., **Chenu, O.**, Boisgontier, M., Demongeot, J., et Payan, Y. Experimental Brain Research, 181 (2007) 547-554. [156]

10. 2007 « Controlling posture using a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback system. » Vuillerme, N., **Chenu, O.**, Demongeot, J., et Payan, Y. *Experimental Brain Research*, 179 (2007) 409-414. [148]
11. 2006 « Improving human ankle joint position sense using an artificial tongue-placed tactile biofeedback. » Vuillerme, N., **Chenu, O.**, Demongeot, J., et Payan, Y. *Neuroscience Letters*, 405 (2006) 16-23. [144]

## Revue nationale avec comité de lecture

1. 2008 « Effets d'une suppléance perceptive visuelle, auditive et tactile sur le contrôle des pressions fessières en position assise. Technologie tactile et ses applications pour les handicaps. » **Chenu, O.** ; Cuisinier, R. ; Pinsault, N. ; Demongeot, J. ; Payan, Y. et Vuillerme, N. *Sciences et Techniques pour le handicap*, 2008, 229-39 [27]

## Communications en congrès internationaux avec actes et comité de lecture

1. 2009 « Could a multimodal sensory substitution system be used to prevent pressure sores during seated posture ? » **Chenu, O.** ; Demongeot, J. ; Payan, Y. et Vuillerme, N. 19th Conference of the International Society for Posture and Gait Research, Bologna (Italie). [29]
2. 2009 « Electro-tactile tongue biofeedback improves balance in persons with unilateral lower limb amputation. » Pinsault, N., **Chenu, O.**, Hlavacková, P., Hallynck, V., Demongeot, J., Payan, Y., et Vuillerme, N. 19th Conference of the International Society for Posture et Gait Research, Bologna (Italie), Juin 2009. [96]
3. 2009 « Improving weight bearing asymmetry in unilateral lower limb amputees by use of an insole pressure sensor-based electro-tactile biofeedback system. » Pinsault, N., **Chenu, O.**, Boigontier, M., Payan, Y., Demongeot, J., et Vuillerme, N. 5th International Posture Symposium "Translation of posture mechanisms for rehabilitation", Smolenice Castle (Slovakia), Septembre 2008. [93]
4. 2008 « Effects Of Visual, Audio And Tongue Tactile Sensory Substitution Systems For The Control Of Buttock Pressures In Seated Posture. » **Chenu, O.** ; Cuisinier, R. ; Pinsault, N. ; Demongeot, J. ; Payan, Y. et Vuillerme, N. 5th International Posture Symposium "Translation of posture mechanisms for rehabilitation", Smolenice Castle (Slovakia). [26]
5. 2008 « The effects of a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback system on the regulation of the centre of foot pressure displacements during upright quiet standing : a fractional Brownian motion analysis. » Vuillerme, N., Pinsault, N., **Chenu, O.**, Fleury, A., Payan, Y., et Demongeot, J. International Conference on Complex, Intelligent and Software Intensive Systems (CISIS 2008), Barcelone (Espagne), Mars 2008. [162]

6. 2007 « Suppléance perceptive par électro-stimulation linguale embarquée : perspectives pour la prévention des escarres chez le blessé médullaire paraplégique » **Chenu, O.**; Vuillerme, N.; Moreau-Gaudry, A.; Fleury, A.; Demongeot, J. et Payan, Y. 1st International Conference on accessibility and assistive technology for people in disability situation “For a better integration in the society”, ASSISTH’07, Toulouse (France). [25]
7. 2007 « Tongue-placed electrotactile biofeedback for balance improvement to prevent pressure sores and falls. » Pinsault, N., **Chenu, O.**, Moreau-Gaudry, A., Demongeot, J., Payan, Y., et Vuillerme, N. 12ème Congrès International des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives organisé par l’ACAPS, Leuven (Belgique), Octobre-Novembre 2007. [92]
8. 2007 « Pressure sensor-based tongue-placed electrotactile biofeedback for balance improvement - Biomedical application to prevent pressure sores formation and falls. » Vuillerme, N., **Chenu, O.**, Pinsault, N., Moreau-Gaudry, A., Fleury, A., Demongeot, J., et Payan, Y. 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Lyon (France), Août 2007, pp. 6113-6116. [155]
9. 2007 « Artificial tongue-placed tactile for perceptual supplementation : application to human disability and biomedical engineering. » Vuillerme, N., **Chenu, O.**, Moreau-Gaudry, A., Demongeot, J., et Payan, Y. HuMaN 07 : International Conference on Human-Machine Interaction, Timimoun, Algérie, Mars 2007, pp. 105-112. [149]
10. 2007 « Optimizing the use of an artificial tongue-placed tactile biofeedback for improving ankle joint position sense in humans. » Vuillerme, N., **Chenu, O.**, Fleury, A., Demongeot, J., et Payan, Y. 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), New York, USA, Aout-Septembre 2006, pp. 6029-6032. [145]

## Communications en congrès nationaux avec actes et comité de lecture

1. 2009 « Prototypage et Evaluation d’un Dispositif de Prévention D’escarres. » **Chenu, O.**, Payan, Y., Demongeot, J., et Vuillerme, N. Société Française des Technologies pour l’Autonomie et de Gérontechnologie, Troyes (France), novembre 2009. [31]
2. 2009 « Corriger sa posture assise à l’aide d’un dispositif de suppléance perceptive visuo-tactile. » **Chenu, O.**, Payan, Y., Demongeot, J., et Vuillerme, N. 16ème Congrès de l’Association Posture-Équilibre, Lille (France), 13-14 novembre 2009. [30]
3. 2009 « Quel biofeedback pour prévenir la formation d’escarre chez le paraplégique ? » **Chenu, O.**; Cuisinier, R.; Pinsault, N.; Demongeot, J.; Payan, Y. et Vuillerme, N. Journées de la Recherche Médicale, Grenoble. [28]

4. 2009 « Effets d'un dispositif de suppléance perceptive tactilo-tactile sur le contrôle de la posture bipédique des personnes amputées de membre inférieur. » Pinsault, N., **Chenu, O.**, Hlavacková, P., Hallynck, V., Demongeot, J., Payan, Y., et Vuillerme, N. 24ème Congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation, Lyon, 15-17 octobre 2009. [95]
5. 2009 « Effets d'une suppléance perceptive tactilo-tactile sur le contrôle de la posture bipédique des personnes amputées de membre inférieur. » Pinsault, N., Hallynck, V., **Chenu, O.**, Payan, Y., et Vuillerme, N. Journées de la Recherche Médicale, Grenoble, 24-25 avril 2009. [27]
6. 2007 « Suppléance perceptive par électro-stimulation linguale pour la correction de l'asymétrie posturale chez la personne amputée du membre inférieur. » Vuillerme, N., Pinsault, N., **Chenu, O.**, Demongeot, J., et Payan, Y. 14ème Congrès de l'Association Posture-Équilibre, Paris, 14-15 décembre 2007. [157]
7. 2007 « Suppléance perceptive pour la prévention des escarres et des chutes. » Vuillerme, N., **Chenu, O.**, Pinsault, N., Moreau-Gaudry, A., Demongeot, J., et Payan, Y. Suppléance perceptive pour la prévention des escarres et des chutes. Forum Nouvelles Technologies pour la Santé, Grenoble, Octobre 2007. [154]
8. 2007 « Suppléance perceptive par électro-stimulation linguale : intérêts pour le handicap. » Vuillerme, N., **Chenu, O.**, Pinsault, N., Moreau-Gaudry, A., Demongeot, J., Payan, Y. 22ème Congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation, Saint Malo, 4-6 octobre 2007. [153]
9. 2007 « A plantar-pressure based tongue-placed tactile biofeedback system for balance improvement. » Vuillerme, N., **Chenu, O.**, Pinsault, N., Fleury, A., Demongeot, J., et Payan, Y. 5ème Congrès Annuel de la Société de Biomécanique, Lyon (France), Août 2007. [152]
10. 2007 « Suppléance perceptive pour la prévention des escarres et des chutes. » Vuillerme, N., **Chenu, O.**, Moreau-Gaudry, A., Pinsault, N., Demongeot, J., et Payan, Y. Journées de la Recherche Médicale, Grenoble, 20-21 avril 2007. [150]
11. 2006 « Suppléance perceptive par électro-stimulation linguale : intérêts pour le handicap. » Vuillerme, N., Moreau-Gaudry, A., **Chenu, O.**, Demongeot, J., et Payan, Y. 4ème Conférence Nationale "Handicap 2006 : Nouvelles technologies au service de l'homme", IFRATH, IEEE France Section, Club EEA, Paris (France), Juin 2006. [146]

# Glossaire

- Afférents (nerfs)** Les nerfs afférents sont les nerfs véhiculant l'influx nerveux depuis les capteurs sensoriels vers le système nerveux central. Voir aussi *Efférents*.
- Diastolique (pression)** La pression diastolique est la pression artérielle lorsque le cœur se remplit de sang. Elle est de l'ordre de 80 mmHg chez un homme en bonne santé. Voir aussi *Systolique*.
- CIC** Les CIC (Centre d'Investigation Clinique) sont des structures publiques mises sous la co-tutelle de l'Inserm et de la DHOS (Direction de l'Hospitalisation et de l'Organisation des Soins). Répartis dans divers CHU français, ils rassemblent des médecins, infirmiers, aide-soignants, bio-statisticiens, administrateurs et attachés de recherche. Ces structures permettent ainsi la réalisation d'essais cliniques en assurant un encadrement médical, législatif et éthique.
- CIC-IT** Les CIC-IT sont des CIC spécialisés dans l'Innovation Technologique. Le CHU Nord de Grenoble en héberge un.
- CMUDD** Le CMUDD (Centre Médico-Universitaire Daniel Douady) est un centre qui, associé au CHU de Grenoble, permet aux étudiants en besoin de médicalisation de poursuivre leurs études dans un environnement adapté.
- CCPPRB** Les CCPPRB (Comité Consultatif de la Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale) étaient des instances chargées de donner leur avis sur les essais cliniques. Leur jugement se base notamment sur la sécurité des sujets, ainsi que sur leurs accords libres et éclairés. Récemment, les CCPPRB ont évolué en CPP. Voir aussi *CPP*.
- CPP** Les CPP (Comité de Protection des Personnes) remplacent les CCPPRB. Ils sont une quarantaine en France et, contrairement aux CCPPRB, ont un pouvoir décisionnel sur les études biomédicales impliquant des êtres humains. Voir aussi *CCPPRB*.
- Efférents (nerfs)** Les nerfs efférents sont les nerfs véhiculant l'influx nerveux depuis le système nerveux central vers les muscles. Voir aussi *Afférents*.
- Escarre** Nécrose des tissus organiques, généralement profonde, d'origine ischémique.
- Hypoxie** Déficience des tissus en oxygène.
- Incidence** Nombre de nouveaux cas d'une pathologie apparaissant au cours d'une période donnée. Voir aussi *Prévalence*.
- Ischémie** Diminution ou arrêt des apports sanguins dans un tissu ou un organe.
- Paraplégie** Paralysie totale ou partielle des membres inférieurs, généralement accompagnée d'une perte de sensibilité.
- Paresthésie** Trouble sensoriel désagréable (fourmillements, picotements, engourdissements ...) dû, par exemple, à un début d'hypoxie.

**Prévalence** Nombre de cas avérés d'une pathologie à une date donnée. Voir aussi *Incidence*.

**Sensibilité** Capacité d'un test statistique à donner un résultat positif en cas de présence de la maladie. Voir aussi *Spécificité*.

**Spécificité** Capacité d'un test statistique à donner un résultat négatif en cas d'absence de la maladie. Voir aussi *Sensibilité*.

**Systolique (pression)** La pression systolique est la pression artérielle lorsque le cœur se contracte et expulse le sang. Elle est de l'ordre de 120 mmHg chez un homme en bonne santé. Voir aussi *Diastolique*.

**Tétraplégie** Paralysie totale ou partielle des quatre membres, généralement accompagnée d'une perte de sensibilité.

---

# Introduction générale

---

Une escarre est une plaie, généralement profonde, causée par un défaut d'irrigation sanguine, elle-même produite par une compression mécanique prolongée des tissus organiques (chapitre 1 de ce manuscrit). Du fait de leur formation sous-cutanée, les escarres sont souvent décelées très tard et leur traitement dure souvent plusieurs mois, voire des années, et nécessite une grande période d'alitement total. On l'aura compris, les conséquences sont dramatiques, tout d'abord au niveau physique et psychologique pour la victime, mais aussi indirectement pour la société, au niveau économique. Si le coût global des escarres est difficile à chiffrer (notamment les coûts indirects, tels que les arrêts de travail), on évoque néanmoins le chiffre de plusieurs milliards d'euros par an en France. La prise de conscience de la gravité de ce problème est relativement récente et de nombreuses associations œuvrent aujourd'hui pour une meilleure gestion des escarres (prévention, détection, traitement) : la NPUAP aux Etats-Unis, l'EPUAP en Europe, PERSE en France.

Le système sensoriel humain permet heureusement de détecter les zones de souffrance tissulaire due au manque d'oxygène (phénomène dit de paresthésie) et prévient en général la formation d'escarres. Toutefois, des déficiences sensorielles, totales ou partielles, temporaires ou permanentes, peuvent rendre certaines personnes plus sujettes à l'apparition de ces nécroses. C'est le cas par exemple des patients anesthésiés pendant une opération chirurgicale. Mais d'autres personnes sont en permanence à risque de formation d'escarres : les personnes âgées, les personnes diabétiques et les lésés médullaires.

L'escarre est ainsi la première cause de réhospitalisation des personnes paraplégiques. Celles-ci sont effectivement doublement affectées. Tout d'abord une paralysie des membres inférieurs les immobilise sur leur fauteuil une très grande partie du temps. Ensuite, l'insensibilisation de ces mêmes membres les empêche de percevoir des signaux d'alerte. En conséquence, plus de 80% d'entre elles forment une escarre au cours de leur vie, ceci malgré les nombreux systèmes de prévention passifs disponibles sur le marché.

Ces systèmes passifs ont pour rôle de répartir les pressions le plus uniformément possible. Or, une faible pression peut aussi engendrer une escarre, dans la mesure où c'est le facteur bi-dimensionnel *pression*  $\times$  *temps* qui est la cause directe de nécrose des tissus, et non pas la pression seule. Si certains systèmes actifs permettent ainsi d'alterner les zones en surpression et les zones totalement soulagées, ceux-ci sont lourds, encombrants et énergivores. Ils ne semblent ainsi pas du tout adaptés au cas de la plupart des paraplégiques qui désirent non seulement utiliser un fauteuil léger, mais aussi être assistés le moins possible et aussi discrètement que faire se peut.

Il semble qu'un paradigme scientifique issu des neurosciences, appelé "suppléance perceptive" et largement étudié pour la suppléance visuelle par le professeur Paul Bach-y-Rita, pourrait répondre à cette problématique (chapitre 2 de ce manuscrit). Il consiste à remplacer ou compléter un signal sensoriel déficient (mesuré à l'aide de capteurs artificiels) par un autre signal véhiculé par une modalité sensorielle différente (des stimulateurs artificiels sont alors requis pour convoier ce signal). Ainsi, dans le cas des escarres du paraplégique, des signaux paresthésiques artificiels, mais basés sur des données concrètes (comme les pressions fessières), pourraient être fournies aux personnes concernées. Un tel couplage nécessite de s'appuyer sur un modèle de la formation d'escarre. Ces modèles sont encore aujourd'hui incomplets (car multi-factoriels), mais de grandes avancées sont en cours et un dispositif s'appuyant sur un modèle "pessimiste" qui s'affinera dans les années à venir est réalisable dès aujourd'hui.

Le développement du premier prototype de ce dispositif (partie II de ce manuscrit) s'appuie, du côté capteur, sur l'intégration temporelle des pressions fessières et, du côté stimulateur, sur l'expérience de Paul Bach-y-Rita qui, après avoir testé maints stimulateurs, a convergé vers l'électro-stimulation linguale. Le couplage de ces deux composants consiste en un nombre limité de "motifs" de stimulation indiquant à la personne paraplégique un changement postural à effectuer. Ce prototype a fait l'objet de plusieurs évaluations montrant son efficacité, notamment par rapport à des modalités sensorielles plus usuelles, et répondant ainsi au défi scientifique posé par l'élaboration d'un tel dispositif dit de suppléance perceptive (partie III de ce manuscrit).

Toutefois, et c'est le but recherché à court terme, le second défi est celui du développement industriel à grande échelle. Cela nécessite que le dispositif final ait un prix raisonnable et une bonne acceptabilité de la part des utilisateurs. Une étude de conception participative a ainsi été conduite et a amené à plusieurs évolutions (partie IV de ce manuscrit), au niveau du stimulateur mais aussi au niveau de l'algorithme de couplage capteur-stimulateur.

On le voit, ce travail de thèse s'est inscrit dans un triple contexte scientifique, clinique et industriel et a donc impliqué autant de partenaires.

Le laboratoire TIMC-IMAG, Unité de recherche CNRS / Université Joseph Fourier / CHU de Grenoble, offrait une dimension scientifique au projet. Fort d'une expérience de bientôt dix ans dans l'étude de la suppléance perceptive appliquée au domaine biomédical, ce laboratoire de recherche s'avère donc être un lieu de travail idéal pour une telle étude.

Le coté clinique a pris la forme d'un partenariat avec le CMUDD<sup>1</sup> et le CIC-IT<sup>2</sup>. Le CMUDD, de par son statut de centre médical nous a permis de contacter des patients paraplégiques et de pouvoir ainsi les inclure dans la boucle expérimentale de ce travail de thèse. Le CIC-IT nous a offert un contexte médico-légal pour des expérimentations jugées sensibles sur personnes paraplégiques.

La société IDS SA, leader français, avec sa société sœur ARCAN Systems, dans le secteur de l'Hospitalisation A Domicile (Mise à disposition pour les structures hospitalières d'un ERP de santé avec hébergement et centrale d'écoute 24H/24H), a été le partenaire industriel et financier privilégié de cette thèse. Elle s'est non seulement impliquée tout au long de ces trois années, mais est en train de développer une première version commercialisable du dispositif étudié dans ce manuscrit. Son président, Bruno Diot, est d'ailleurs fortement sensibilisé aux problématiques du handicap et des escarres. Il est en effet doublement amputé des pieds (au niveau des orteils d'un coté et des métatarses de l'autre) et a connu, lors d'un séjour en fauteuil, les affres des escarres.

Comme on le verra, le projet est aujourd'hui loin d'être clos avec une étude en conditions écologiques et des perspectives de développements et d'applications futurs (partie V de ce manuscrit).

---

1. Voir glossaire

2. *ibid.*



# Première partie

## Contexte médico-scientifique



---

# Chapitre 1

## Les escarres

---

Au cours de ce premier chapitre, nous allons présenter ce que sont les escarres, leur épidémiologie, leurs conséquences et les systèmes de prévention existant. Le lecteur ayant déjà des connaissances en ce domaine pourra aisément laisser ce chapitre de coté.

### 1.1 Définition

Il existe de nombreuses définitions de l'escarre : celles des dictionnaires bien sûr, mais aussi celles établies par des instances médicales spécialisées et reconnues comme l'European Pressure Ulcer Advisory Panel [39], le conseil consultatif européen sur les escarres, ou encore la National Pressure Ulcer Advisory Panel (NPUAP) [83], son pendant américain. Nous retiendrons ici la définition de la NPUAP pour deux raisons : (1) comme nous l'avons dit précédemment, la NPUAP est spécialisée dans le domaine des escarres et (2) leur définition est la plus récente que l'on ait pu trouver à ce jour. La définition en question est la suivante :

“A pressure ulcer is localized injury to the skin and/or underlying tissue usually over a bony prominence, as a result of pressure, or pressure in combination with shear and/or friction. A number of contributing or confounding factors are also associated with pressure ulcers ; the significance of these factors is yet to be elucidated.”

On peut traduire celle-ci comme suit :

“ Une escarre est une plaie locale de la peau et/ou des tissus sous-jacents habituellement située au niveau d'une proéminence osseuse, et est la conséquence d'une pression, ou

d'une pression combinée à un cisaillement et/ou une friction. Nombre d'autres facteurs sont impliqués dans la formation d'escarres ; l'importance de leur contribution reste à déterminer."

## 1.2 Mécanisme de formation

Du fait de la gravitation, le corps exerce une force sur son support (sol, chaise, lit ...). Celui-ci, en réaction exerce une force inverse et égale en intensité. Les tissus présents à l'interface peau/support se voient comprimés, notamment au niveau des proéminences osseuses. Or, si des pressions trop fortes ne sont pas soulagées après un certain temps, elles

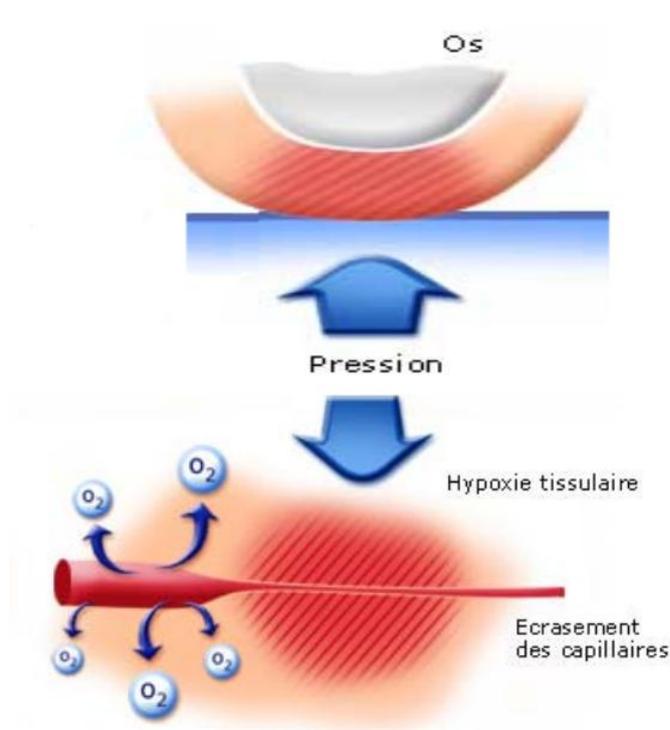


FIGURE 1.1 – Formation des escarres : Les tissus, comprimés entre les os et une surface externe, sont privés d'oxygène et meurent (crédit <http://www.escarre.fr>)

vont donner lieu à une ischémie (une déficience en apport sanguin) des tissus organiques par écrasement des vaisseaux (figure 1.1) [16]. Une hypoxie cellulaire se crée qui, si elle se maintient, va évoluer en nécrose. A cela s'ajoute une détérioration mécanique : la pression chasse le liquide interstitiel des tissus et les forces sont donc directement appliquées sur les parois des cellules.

Le cisaillement (une force parallèle à la surface de support (voir figure 1.2)) a, quant à lui, une contribution mal estimée. Déterminé comme facteur de risque d'escarre en 1958 [102], il est probable, comme le souligne la définition de la NPUAP, qu'un cisaillement ne soit dangereux que combiné à une surpression. Dans ce cas le cisaillement augmenterait la

dangerosité de la pression en abaissant le seuil de tolérance des tissus à la pression externe. Les chocs traumatiques peuvent, eux aussi, favoriser la formation d'escarres en fragilisant

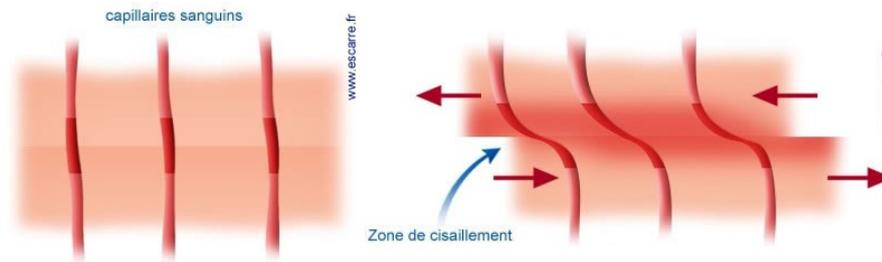


FIGURE 1.2 – Le cisaillement : Les forces de cisaillements (parallèles au plan du support) participent de manière indirecte à la formation d'escarres (crédit <http://www.escarre.fr>)

les tissus.

On peut considérer ces deux derniers facteurs, (1) le cisaillement et (2) le choc traumatique, comme des facteurs favorisants et non des causes directes.

L'humidité est souvent citée comme facteur aggravant (en particulier pour les patients incontinents ou transpirant fortement). Elle va favoriser l'évolution rapide d'une escarre par macération.

## 1.3 Épidémiologie descriptive

### 1.3.1 Types

La classification suivante regroupe les escarres en fonction de leur cause :

**les escarres accidentelles** on y recense ici toutes les escarres dues à une perte momentanée de mobilité, un état inconscient. C'est notamment le cas pour les escarres apparaissant à l'hôpital sur la table d'opération lorsque le sujet est sous anesthésie.

**les escarres neurologiques** celles-ci sont dues à une déficience motrice et/ou sensorielle. C'est typiquement le cas des personnes ayant une lésion médullaire et ne percevant plus les signaux physiologiques d'alerte et/ou ne pouvant pas se mouvoir pour y remédier.

**les escarres de fin de vie** les patients très âgés et polypathologiques sont très fortement sujets au développement d'escarres lors des derniers jours ou dernières semaines de leur vie.

**les escarres plurifactorielles** sont regroupées dans cette dernière classes. Ce sont les escarres pouvant entrer dans plusieurs des classes précédentes.

### 1.3.2 Stades

La gravité d'une escarre (de bénigne à mortelle) est très dépendante de son stade d'évolution, c'est-à-dire de la profondeur à laquelle elle est formée.

Rappelons, à l'aide de la figure 1.3(a) la constitution d'un tissu organique sain. On y voit la structure suivante :

**l'épiderme** forme la partie superficielle de la peau et est constitué de strates cellulaires non vascularisées ;

**le derme** est la partie la plus fonctionnelle de la peau : constituée de cellules fibreuses, elle donne son élasticité à celle-ci. Cette partie joue aussi un rôle nutritif puisqu'elle est largement irriguée par les petits vaisseaux sanguins et un rôle sensitif car c'est dans cette partie que se trouvent les terminaisons nerveuses. Enfin c'est dans le derme que sont implantés les poils ;

**l'hypoderme** est composé de cellules graisseuses ou adipeuses et a une épaisseur très variable selon l'emplacement corporel ;

**le muscle** est un tissu fibreux qui donne au corps ses capacités motrices ; ses extrémités, les tendons, le fixent au squelette ;

**l'os** , enfin, rigide et constitué de tissus conjonctifs, est l'élément constitutif du squelette et sert de support aux tissus mous.

Il existe aujourd'hui une multitudes de classifications d'escarres anatomiques, cliniques, colorielles ou encore en fonction de la forme de la plaie.

On pourra retenir par exemple celle de la NPUAP illustrée par la figure 1.3 qui différencie 6 stades de développement des escarres. La classification est la suivante :

**Stade 1** Située habituellement près d'une proéminence osseuse, elle consiste en une peau rouge et non-blanchissable (figure 1.3(b)) ; elle n'affecte que l'épiderme ;

**Stade 2** La peau est ouverte, laissant une plaie creuse et rouge ; elle peut éventuellement avoir l'aspect d'une ampoule ouverte (figure 1.3(c)) ; elle n'affecte que l'épiderme ;

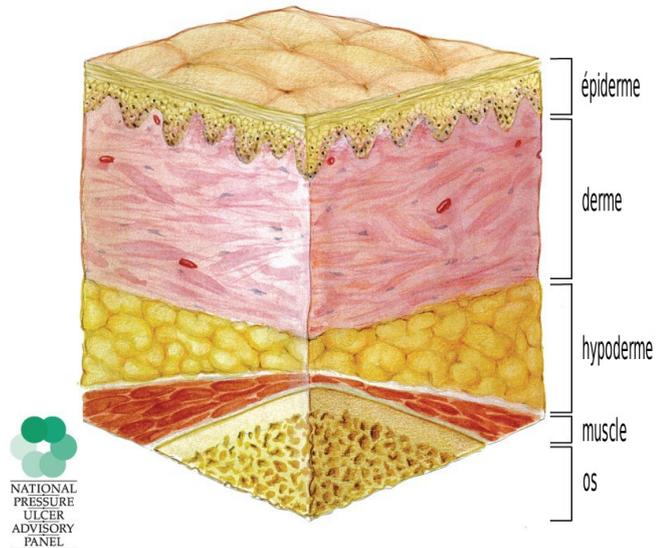
**Stade 3** La plaie a entièrement traversé la peau et peut atteindre l'hypoderme. Les muscles et tendons sont encore intacts (figure 1.3(d)) ;

**Stade 4** La plaie a entièrement traversé les tissus et laisse apparaître un os, un muscle et/ou un tendon (figure 1.3(e)) ;

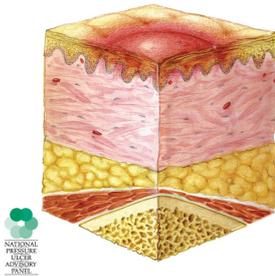
**Escarre profonde suspectée** Caractérisée par une peau violacée ou marron, éventuellement une ampoule de sang et une peau périphérique douloureuse, elle peut dévoiler une nécrose qui s'est développée profondément et commence à faire surface (figure 1.3(f)). Cette classification est nouvelle et dénote le fait que certaines escarres se développent en profondeur et non depuis la peau. ;

**Inclassable** La plaie est bouchée par les tissus morts (figure 1.3(g)) ;

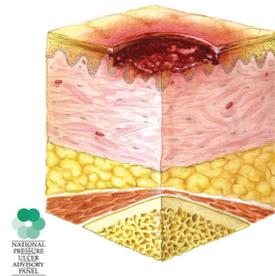
Cette classification anatomique a surtout pour but d'informer et de former le personnel médical. Les stades en question doivent plutôt être vus comme des stades de gravité et non d'évolution. Il règne en effet un certain flou autour de cette classification (et notamment autour des deux derniers stades). On suspecte même que les escarres de type



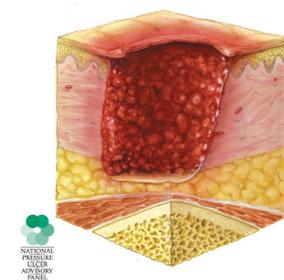
(a) Coupe de tissus organiques sains



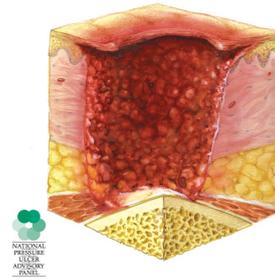
(b) Escarre stade 1



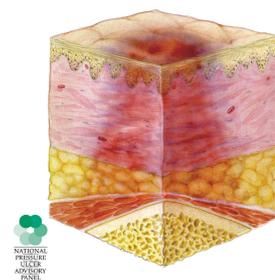
(c) Escarre stade 2



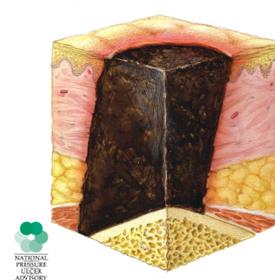
(d) Escarre stade 3



(e) Escarre stade 4



(f) Escarre profonde suspectée



(g) Inclassifiable

FIGURE 1.3 – Les stades de développement d’escarres (crédit [83])

“escarre profonde suspectée” sont en fait largement majoritaires [16]; il semble en effet que les muscles soient plus sensibles aux escarres que le derme, l'épiderme ou les tissus adipeux [111]; la raison pouvant en être que les tissus musculaires sont, au contraire des autres tissus, essentiellement aérobies [35], c'est-à-dire qu'ils ne peuvent survivre qu'en présence d'oxygène.

### 1.3.3 Lieux de formation

Une escarre est généralement située près des protubérances osseuses où les tissus sont susceptibles d'être comprimés entre les os et une surface externe (fauteuil, lit ...). Ainsi, on distingue deux cas typiques :

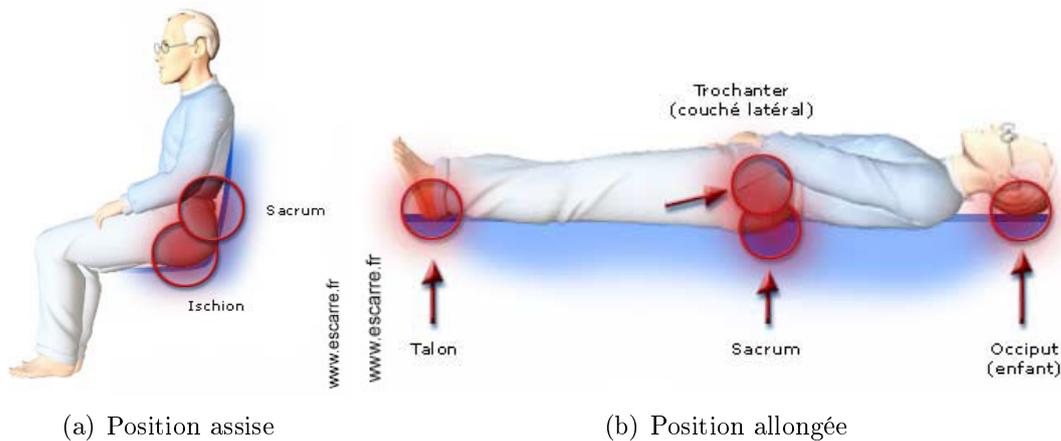


FIGURE 1.4 – Les escarres se forment à différents endroits en fonction de la posture du patient (crédit <http://www.escarre.fr>)

**En position assise**, comme illustrée sur la figure 1.4(a), les escarres se développent majoritairement au niveau des ischions et du sacrum. Les blessés médullaires en particulier voient environ un tiers de leurs escarres se former sur chacun de ces deux endroits et plus particulièrement aux ischions car les escarres sacrées sont souvent déclenchées lors de positions semi-assises ou affaissées (en avant). Une étude menée par un chirurgien sur des personnes paraplégiques a révélé que, sur 342 escarres (portées par 231 patients), 42.9% étaient ischiatiques, 37.5% sacrées et 19.6% trochantériennes [59];

**En position allongée** (figure 1.4(b)), celles-ci se développent principalement au niveau de l'occiput, du sacrum, des talons et du trochanter (en couché latéral)

### 1.3.4 Patientèle

On discerne plusieurs types de personnes sensibles à la formation d'escarres :

1. les personnes en cours d'hospitalisation
2. les personnes âgées
3. les personnes atteintes de lésion médullaire

#### 1.3.4.1 Les escarres hospitalières

La première catégorie recense les escarres s'étant formées en cours d'hospitalisation et plus particulièrement sur la table d'opération. En effet, lors d'une chirurgie, le patient est généralement sous anesthésie et, par conséquent, immobile et insensibilisé.

Hicks [49] a noté que, sur 100 patients qui ont été maintenus sur la table d'opération pendant plus de 2 heures, 13 ont développé des escarres. Plus récemment, Aronovitch [4] a reporté une prévalence de 8.5% sur plus de 1000 patients opérés et nota que le pourcentage de patients développant une escarre sur la table d'opération croissait avec la durée de l'opération. La position (décubitus dorsal) et le temps (plus de 4 heures en moyenne pour les patients ayant développé une escarre) semblent des facteurs aggravant.

Par ailleurs, on peut noter des incidences de 21% [116], 45% [47] chez des patients ayant été hospitalisés respectivement plus de 4 heures et 10 heures, et ce, malgré l'utilisation de matelas préventifs.

L'une des études de prévalence les plus complètes à notre connaissance sur les hôpitaux est celle menée par Vanderwee et al [138]. Celle-ci, conduite en 2005 sur 25 hôpitaux de 5 pays européens, a porté sur 5947 patients. Les résultats montrent 18.1% de prévalence avec des escarres majoritairement situés au sacrum et aux talons. Par ailleurs, seuls 9.7% de personnes considérées à risque ont reçu des soins adéquats.

Sur l'évolution de l'épidémiologie en milieu hospitalier, on pourra prendre note de l'article de Colin et al [36] comparant 2 études à 10 ans d'écart (1994 vs 2004) dans les hôpitaux français. On y reporte que la prévalence n'a pas évolué (environ 8,9%) et est comparable aux chiffres des autres pays occidentaux. L'âge des patients développant une escarre est en hausse (74 ans en 1994, 80,7 en 2004). La gravité des escarres (stades d'évolution) a globalement baissée.

On notera toutefois que, lorsque l'hôpital s'en donne les moyens, cette prévalence peut chuter de manière impressionnante. Ainsi l'expérience menée au Centre Hospitalier de Laval et reportée par le docteur Sylvie Desjobert [38], consistant "simplement" à mettre à disposition une grande quantité de matelas à air à pression alternée, a fait chuter l'incidence au sein du CH de 9.5% (qui est une valeur commune) en 1997 à 3% en 2008.

#### 1.3.4.2 Les personnes âgées

Les personnes âgées sont particulièrement sujettes à la formation d'escarre. Dans l'étude de Colin et al [36], on remarque que la prévalence n'a pas évolué et l'âge

a augmenté ; c'est sans aucun doute un signe que cette prévalence a augmenté chez les personnes âgées. Jacquot [53] estime la prévalence des escarres chez les personnes âgées hospitalisées à environ 10-20%.

### 1.3.4.3 Les blessés médullaires

Enfin la troisième catégorie regroupe les blessés médullaires (paraplégiques, tétraplégiques).

Selon le Pr Perrouin-Verbe et al [91], cette pathologie a une incidence annuelle d'environ 19.4 personnes par million en France, 17.5 en Europe et 40 aux Etats-Unis. Si elle est donc relativement peu fréquente, c'est une pathologie très contraignante pour les patients et coûteuse pour la société. Ainsi, selon le rapport 2008 de la National Spinal Cord Injury Statistical Center [84], un paraplégique coûte globalement 283K\$ la première année et 28K\$ les suivantes, tandis qu'un tétraplégique grave peut coûter jusqu'à 775K\$ la première année puis 138K\$ les suivantes.

Les blessés médullaires sont particulièrement sujets aux escarres [15]. En effet, ils n'ont pas ou peu d'information de douleur ou de fourmillement qui fait qu'un sujet valide va modifier sa posture afin de soulager une surpression et ainsi permettre au sang d'irriguer à nouveau les tissus. Les escarres sont, avec les complications urinaires, les premières causes de morbidité et de réhospitalisation de ces patients [22, 74]. Ainsi Salzberg et al ont reporté que plus de 80% des sujets blessés médullaires de leur étude (176/219) ont développé au moins une escarre au cours de leur vie [112].

Une étude très complète de Mc Kinley et al [74] montre une prévalence très élevée et assez stable chez les paraplégiques (entre 20 et 30%) et tétraplégiques (entre 25 et 40%) entre 1973 et 1998. Comme on va le voir, de nombreuses sources (même plus récente) s'accordent à confirmer ces chiffres.

Aux Etats-Unis, chaque année, 25% des 200000 blessés médullaires développent une escarre [112]. Nair et al ont mené une étude portant sur les complications des patients lésés médullaires non traumatiques durant un séjour de rééducation à l'hôpital. Sur 287 patients étudiés, 89 ont développé des escarres, soit plus de 30% [80]. Plus récemment, Raghavan et al ont reporté une prévalence de 23% sur 472 sujets en Grande-Bretagne [100]. Encore aux Etats-Unis, Garber a relevé une incidence sur 3 ans de 39% (245/553) sur des blessés médullaires âgés [42]. Près de la moitié de ces escarres (102 exactement) étaient jugées graves et ont nécessité une prise en charge conséquente. On notera de manière intéressante que, dans ces 102 cas graves, 56% affectaient des paraplégiques. De plus la majorité des escarres étaient de stade IV et ont nécessité une période de guérison allant de 1 mois à 3 ans. Chen et al [24] ont reporté même une hausse de la prévalence chez une très large population américaine de blessés médullaires. Une première étude sur une population de 3361 personnes a été menée entre 1954 et 1993 et a été suivie d'une seconde entre 1994 et 2002 ; ils ont noté une hausse statistiquement significative de la prévalence

d'escarres. Il ont également relevé une hausse du risque de formation d'escarre après 10 ans post-traumatiques, ce que semblait aussi indiquer l'étude de McKinley et al [74], quoi que de manière moins flagrante.

Sur la récurrence des escarres, on pourra noter l'étude de Krause et Broderick en 2004 [62], qui, grâce à un questionnaire fourni à des blessés médullaires de plus de 5 ans post-traumatiques, nota que 30% étaient des récidivistes dont 13% qui souffraient d'au moins une escarre par an. Rappelons à nouveau à ce sujet l'étude de Salzberg et Byrne [112] qui indique que plus de 80% des blessés médullaires déclarent une escarre au cours de leur vie et 70% en déclarent de multiples.

En plus de la perte de sensibilité et du fait de passer beaucoup plus de temps assis, les blessés médullaires ont tendance à être en surpoids [164] et en perte de masse des muscles fessiers, ceux-ci ayant une épaisseur 3 fois moindre que ceux de personnes saines après seulement un an de lésion [71]. Or Gefen et al ont récemment montré que cela implique de plus fortes pressions dans les tissus internes [44].

## 1.4 Epidémiologie analytique

Si les pressions externes sont la cause directe de formation d'escarres, il va de soit que d'autres paramètres entrent en jeu. Ces facteurs sont d'origines sanitaires, sociétaux et surtout physiologiques.

### 1.4.1 Facteurs de risque

Dans leur étude de 2003, Raghavan et al montrèrent que le fait de fumer ainsi que les antécédents médicaux avaient un effet significatif sur la croissance de la prévalence [100]. Par contre ni les soulèvements réguliers (au moins une fois par heure en position assise), ni l'âge, ni le genre, ni le niveau de lésion, ni le statut social, ni le fait de vivre seul, ni l'incontinence n'ont été des facteurs prédictifs lors de cette étude. On peut s'étonner de l'inefficacité des soulèvements réguliers, mais soulignons (1) que les soulèvements pouvaient être espacés d'une heure et (2) que les résultats de cette étude étaient basés sur un questionnaire et qu'une personne oubliant parfois de se soulever n'en a, par définition, pas forcément conscience.

L'obésité est reconnue comme un facteur de risque [13]. En effet, bien que les pics de pression soient moindres chez les obèses [60], le surpoids implique plus de contraintes sur les tissus internes.

Byrne et Salzberg [20] dressent une revue de littérature sur les différents facteurs de risque chez les blessés médullaires ; prétextant que les facteurs de risques s'intéressent principalement aux personnes âgées et aux hospitalisations et que celles-ci sont différentes. Malheureusement, à cause de la grande variété des facteurs et des protocoles des différentes

études, aucune conclusion claire n'en est sortie.

Salzberg et al ont généré une nouvelle échelle de risque [112] : une étude portant sur environ 200 blessés médullaires a pu faire sortir quelques indices pertinents (déjà eu une escarre avant, niveau d'activité restreint, degré d'immobilité, lésion médullaire complète, complications urinaires, fonctions cognitives dégradées, diabète, fumeur, résidence à l'hôpital ou en maison de soin, hypoalbuminémie et anémie).

Dans une étude de 2008, Gélis et al [46] identifient comme facteurs de risques (par ordre décroissant d'importance) les facteurs socio-démographiques, neurologiques, médicaux et comportementaux.

Enfin, selon les recommandations de l'ANAES<sup>1</sup> en 2001, seuls deux facteurs sont réellement prédictifs de la formation d'escarres : l'immobilisation et la dénutrition.

### 1.4.2 Échelles de risque

De l'étude des facteurs de risque ont été tirées les échelles de risques. Celles-ci tentent de quantifier certains facteurs et d'en déduire un score global estimant le niveau de risque de formation d'escarres. Ces échelles sont utilisées par le personnel hospitalier pour identifier les personnes à risque et demandant donc plus d'effort en matière de prévention. Il en existe de nombreuses [81], mais seules quelques unes semblent reconnues et couramment utilisées.

**L'échelle de Norton** a été proposée dès 1962 par une infirmière anglaise, Nora Norton, alors que le principe d'évaluation préventive était un concept tout nouveau [40]. Cette échelle consiste à donner un score (de 1 à 4) à 5 paramètres (table 1.1 : l'état physique, l'état mental, l'activité, la mobilité et l'incontinence) conduisant à une note sur 20 points. Norton proposait alors une note de 14 comme seuil de risque d'escarre. Cette note a depuis été remontée à 15 ou 16 [82].

**L'échelle de Braden**, proposée en 1987 par une autre infirmière américaine [18], fonctionne sur le même principe que celle de Norton mais mesure 6 paramètres au lieu de 5 (table 1.2) tout en conservant un certain nombre en commun et conduit à une note sur 23. La note seuil communément utilisée pour cette échelle est de 17 ou 18.

**Les autres échelles** sont assez peu utilisées en comparaison avec les précédentes. On pourra tout de même citer celle de Waterlow, utilisée parfois en réanimation, qui se base sur 19 paramètres médicaux et anatomiques.

Pancorbo-Hidalgo et al [87] dressent un état de l'art des différentes échelles d'estimations de risque d'escarres. Aucune n'est réellement efficace mais deux sortent tout de même du

---

1. l'Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé était une structure de santé ayant la charge d'évaluer les actes médicaux et de publier des recommandations. L'ANAES, ainsi que d'autres commissions, fait aujourd'hui parti de la HAS (Haute Autorité de Santé)

État physique	État mental	Activité
1/Très mauvais	1/Inconscient	1/Alité
2/Mauvais	2/Confus	2/En fauteuil
3/Moyen	3/Apathique	3/Marche assistée
4/Bon	4/Alerte	4/Ambulant
Mobilité	Incontinence	
1/Immobile	1/Toujours	
2/Très limitée	2/Souvent	
3/Peu limitée	3/Parfois	
4/Autonome	4/Jamais	

TABLE 1.1 – Echelle de Norton

Perception sensorielle	Humidité	Activité
1/Aucune	1/Toujours	1/Alité
2/Très faible	2/Souvent	2/En fauteuil
3/Faible	3/Parfois	3/Marche assistée
4/Normale	4/Jamais	4/Ambulant
Mobilité	Nutrition	Friction
1/Immobile	1/Très pauvre	1/Problème
2/Très limitée	2/Inadéquate	2/Problème potentiel
3/Peu limitée	3/Adéquate	3/Pas de problème
4/Autonome	4/Très bonne	

TABLE 1.2 – Echelle de Barden

lot : les échelles de Braden (avec une sensibilité de 57.1% et une spécificité de 67.5%<sup>2</sup>) et de Norton (46.8, 61.8). L'échelle de Waterlow était aussi testée mais, si elle atteint une excellente sensibilité (82.4%), elle s'avère par contre fort peu spécifique (27.4%) et semble avoir fortement tendance à juger un peu facilement une personne comme étant à risque. Enfin tout cela était comparé au jugement des personnels médicaux qui, avec une sensibilité de 50.6% et une spécificité de 60.1%, ne sont véritablement surpassés que par l'échelle de Braden.

En 2005, Kwong et al [65] proposent une échelle de Braden modifiée. Les indices supplémentaires sont le type de peau et l'indice de masse corporel (la nutrition s'étant avérée un indice peu fiable). Lors d'une évaluation sur plus de 400 personnes admises en hospitalisation, l'échelle de Braden modifiée s'est avérée plus efficace que celles de Braden et Norton.

## 1.5 Conséquences des escarres

### 1.5.1 Conséquences médicales

Très concrètement, le traitement d'une escarre consiste à nettoyer, déterger et panser la plaie. Mais, dans les cas particulièrement graves d'escarres (stade IV notamment) une chirurgie s'avère nécessaire. En effet la nécrose peut atteindre muscles, tendons et autres réseaux nerveux et vasculaires.

La période de cicatrisation peut-être longue (les cas extrêmes se comptent en années) et contraignante (nécessitant parfois une hospitalisation totale jusqu'à cicatrisation complète). Ainsi, pendant cette période d'immobilisation, de nombreuses et diverses complications peuvent intervenir et alourdir les conséquences d'une escarre.

Dans le cas particulier des blessés médullaires, la conséquence d'une escarre peut-être dramatique, et même fatale. Ainsi, en 1966 déjà, Rosin estimait que environ 7 à 8% des blessés médullaires décédaient de complications suite à une escarre [109]. Bien plus récemment, Krause et Broderick [62] montrent que les escarres chez cette population est un facteur prédictif de mortalité. Comme on l'a déjà vu, plusieurs études montrent que les escarres sont la principale cause de morbidité et de réhospitalisation des blessés médullaires [22, 74].

Le traitement des escarres, dans les situations graves, nécessite des chirurgies très lourdes avec des greffes de peau retirées en d'autres endroits du corps. Thomas et al [127] présentent une revue des traitements de l'escarre.

---

2. Pour les définitions de sensibilité et spécificité, se reporter au glossaire

## 1.5.2 Conséquences psychologiques

Shukla et al [117] ont questionné 50 patients blessés chroniques afin de cerner leur qualité de vie. Les questions, fortement subjectives, portaient sur leurs sentiments de bien-être et leurs activités physiques, sociales ou au foyer. Il en résulte que les personnes ayant le plus bas niveau de vie sont celles blessées aux membres inférieurs, les personnes âgées et celles ayant les plaies les plus importantes. On extrapole facilement que les personnes paraplégiques, puisqu'elles sont effectivement blessées aux membres inférieurs et particulièrement sensibles aux escarres, sont les moins favorisés.

Le traitement d'une escarre pouvant se chiffrer en mois voire en année avec de grandes périodes d'alitement total, on imagine aisément les conséquences psychologiques et sociétales d'une telle immobilisation. L'isolement social de certains patients à risques (tels les personnes âgées ou les blessés médullaires) va donc s'aggraver encore plus. Or on atteint ici un cercle vicieux puisque ces facteurs sociaux et psychologiques sont reconnus déterminants pour la récurrence de formation d'escarres.

## 1.5.3 Conséquences économiques

Le coût des escarres est très difficile à estimer. On en prendra pour preuve la grande disparité des chiffres publiés (tant en France qu'à l'étranger) lors d'une revue du Dr Colin sur la question [34]. Cette difficulté est attribuée à plusieurs facteurs : le fait (1) que l'escarre est souvent associée avec d'autres pathologies, (2) que le traitement, et donc le coût, varient largement en fonction du stade de l'escarre et de l'état du patient, et (3) que les coûts indirects sont difficiles à quantifier. On peut effectivement distinguer deux types de coûts imputables aux escarres :

**les coûts directs** qui rassemblent les coûts préventifs et curatifs, ainsi que la formation du personnel médical ;

**les coûts indirects** qui sont générés par la durée d'hospitalisation, les arrêts de travail, les prises en charge sociales.

Si les estimations de ces coûts sont très variables, elles sont toutefois cohérentes sur l'ordre de grandeur.

Ainsi Sugarman et al [122] estiment que, uniquement pour les Etats-Unis, le coût annuel global des escarres serait de plus de 1 milliard de dollars. En France, on estimait en 1985 que le coût global annuel était de 22 milliards de Francs [129]. La différence frappante entre ces deux études et pour des pays aussi différents souligne une fois de plus la difficulté d'obtenir des chiffres précis en matière de coût global de l'escarre.

On pourra se focaliser sur l'étude de Schols et al [115] qui, à l'aide de 48 patients âgés en maison de retraite, a montré que le coût total de l'hospitalisation et du traitement d'une escarre est fortement dépendante de son stade. Ainsi, une escarre de stade 4 coûte

environ 4 fois plus chère (en coût direct) qu'une escarre de stade 1.

Enfin, s'il semble de bon sens qu'une prévention bien menée amène à des économies globales sur le coût des escarres, on pourra s'en assurer grâce à une longue étude menée par Miot en Belgique [78] : celle-ci montre que, sur une période de 3 ans, les efforts financiers en terme de prévention se traduisent par des baisses bien plus importantes des coûts de traitement.

## 1.6 Prévention des escarres

Dès qu'une personne est estimée à risque de formation d'escarres, s'engagent divers protocoles de prévention. En fonction de l'état du sujet et de son habitat, diverses solutions pourront être envisagées. On trouve quelques états de l'art de méthodes de prévention.

Celui de Thomas et al pour commencer [127] cite la détection de risque, la diminution et la répartition des pressions, l'attention portée à l'état nutritionnel et cutané.

Un autre état de l'art effectué par Reddy et al [101] répertorie l'utilisation de supports, le repositionnement des patients, l'optimisation nutritionnelle et l'hydratation de la peau.

### 1.6.1 Les supports

Les supports sont des dispositifs médicaux placés "sous" le sujet qui permettent d'éviter les surpressions prolongées. On distingue deux types de supports : les supports statiques et les supports dynamiques. On en voit quelques représentants sur la figure 1.5.

La plupart des systèmes de prévention sont des supports dits statiques. Ils consistent en divers coussins, matelas ou sur-matelas qui vont augmenter la surface de contact avec le patient de sorte à répartir les pressions et, idéalement, supprimer les pics de surpression.

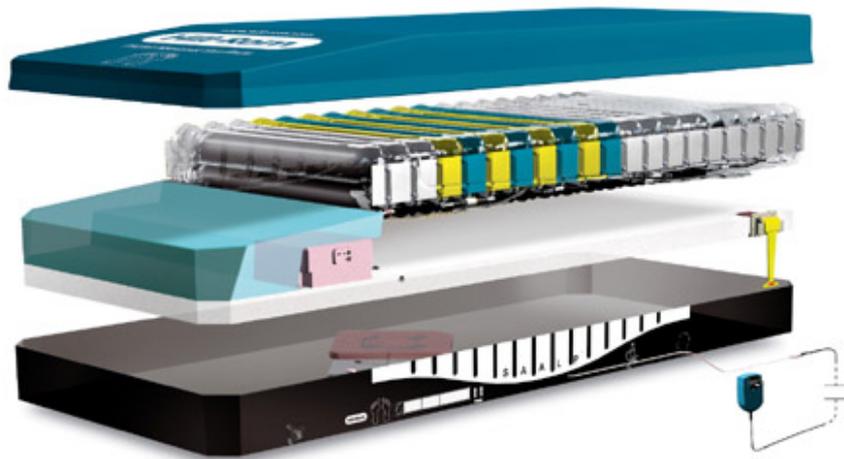
Une revue de la littérature des dispositifs passifs a été réalisée par Whittemore [165]. Une telle revue est aujourd'hui difficile à réaliser dans la mesure où les fournisseurs sont très nombreux. Cette pléthore d'offres dénonce une forte demande et, on le verra, une certaine difficulté à développer des supports réellement efficaces. Il y a plusieurs types de personnes demandeuses de ce genre de dispositifs, parmi lesquelles on trouve des personnes ayant besoin de matelas performant : les personnes âgées, les personnes atteintes de diverses pathologies les obligeant à rester alitées chez elles ou à l'hôpital. D'autres ont besoin de coussins afin d'éviter les escarres ischiatiques par exemple. Ce sont majoritairement les personnes blessées médullaires.

On trouve donc parmi ces supports des matelas et des coussins. Dans chaque catégorie, nombre de technologies essaient d'optimiser la répartition des pressions : on y trouve des



(a) Un matelas gaufrier statique en mousse (crédit BG Médical)

(b) Un coussin statique hétérogène avec une partie gel et une partie mousse (crédit Equip-Médical)



(c) Un matelas dynamique à pression alternée (crédit Hill-Rom)

FIGURE 1.5 – Quelques exemples de supports de prévention d'escarres

supports à mousse, à eau, à air, à gel, des supports hétérogènes qui seront plus tendres aux endroits sensibles (ischions, trochanters ...) et plus rigides en périphérie. Chacun possède ses avantages et ses inconvénients. Si certains s'avèrent plus efficaces pour répartir les pressions, ils sont plus chers ou moins confortables.

On y trouve aussi des dispositifs dynamiques qui sont beaucoup plus complexes et à l'infrastructure bien plus lourde. On y distingue deux catégories : des matelas à air continu, dont chaque cellule adaptera sa pression en fonction des mouvements du patient de sorte à minimiser les surpressions ; et des matelas à pression alternée qui vont alterner les zones du corps supportant les pressions. Ces dispositifs, par ce que plus lourds, plus chers et plus encombrants, sont réservés aux cas d'hospitalisation ou aux domiciles de patients à la pathologie très lourde comme les tétraplégiques.

Nombre d'articles montre que ces supports statiques et dynamiques ont malheureusement une efficacité toute relative, voire même nulle parfois.

Ainsi Grous et al [47] reportèrent une incidence de 45% chez 33 sujets ayant été opérés plus de 10 heures sur un matelas à mousse. De la même manière Schoonhoven [116] note une incidence de 21% chez 208 patients ayant subi une intervention chirurgicale de plus de 4 heures et étant équipé d'un matelas de gel de 2 cm.

Cullum et al [37] ont comparé l'efficacité de plusieurs dispositifs passifs et actifs dans la littérature. La seule conclusion claire à laquelle ils ont pu parvenir est que les matelas en mousse haut de gamme ont une meilleure efficacité que les matelas utilisés par défaut dans les hôpitaux.

Jones [56] a fait un état de l'art des dispositifs de prévention avec estimation de leur efficacité clinique et de leur coût. Aucune conclusion probante n'a pu en être tirée.

Theaker [126] a procédé à un test comparatif de 2 dispositifs actifs (le Hill-Rom Duo et le TheraPulse) sur une soixantaine de sujets. Aucune différence significative n'a pu être mise en évidence et, dans les 2 groupes, des personnes ont développé des escarres. Plus la période d'utilisation des dispositifs est longue, plus le risque est élevé.

Vanderwee [137] a procédé à un test comparatif d'un système de prévention active (Alpha-X-Cell : pressions alternées) et d'un de prévention passive (Tempur) sur plus de 600 sujets en besoin de prévention (selon l'échelle de Braden et la présence de rougeurs cutanées non blanchissables). Aucune différence significative n'a pu être trouvée (15.6% de formation d'escarres dans le groupe prévention active et 15.3% dans l'autre), mais les escarres semblent simplement changer d'emplacement.

## 1.6.2 Surveillance, soulèvements et éducation

Comme on l'a vu précédemment, les dispositifs de prévention utilisés ont un effet insuffisant.

Chez les personnes suspectées "à risque", il est fréquent, en plus d'utiliser des dispositifs

de prévention classiques (supports), de surveiller régulièrement (tous les jours si possible) l'état de la peau du patient afin de détecter au plus tôt un début d'escarre. Le traitement est alors beaucoup plus rapide.

Ainsi, Raghavan et al notent que le fait de surveiller la peau quotidiennement, si il n'implique pas de baisse de la prévalence, a tendance (de manière non significative) à limiter les escarres au stade 1 [100], ce qui, on l'a vu, aurait déjà de nombreux avantages en terme de coûts, de niveau de vie et de rapidité de guérison.

Même de faibles pressions semblent pouvoir provoquer des escarres si elles sont maintenues suffisamment longtemps. Le soulagement régulier des zones de pression est donc largement recommandé aujourd'hui [127]. En hôpital, il peut être géré par des systèmes dynamiques ou plus souvent par le personnel médical. En effet, ce type de matériel étant très coûteux et les escarres ayant une prévalence relativement élevée, les hôpitaux ne peuvent aujourd'hui s'équiper suffisamment.

Toutefois, on s'est pour l'instant limité au monde des hôpitaux. Mais ces techniques de surveillance et de soulèvements doivent pouvoir être pratiquées par les patients à leur domicile lorsqu'ils sont seuls ou entourés de tiers non formés. Un grand effort est donc fait dans la formation des patients et de leurs proches afin d'acquérir eux-même les bons gestes. Cette éducation concerne les paraplégiques à qui l'on conseille de se soulever régulièrement et de ne pas toujours rester dans les mêmes postures. Elle concerne aussi la surveillance de l'état de la peau par les proches chez les personnes âgées ou les tétraplégiques. On notera d'ailleurs l'importance chez les sujets blessés médullaires d'une bonne éducation dans l'article de Rintala et al [105]. Celui-ci met en évidence chez des sujets sortant de chirurgie d'escarres qu'un suivi plus régulier et plus complet engendre une large baisse de la récurrence (33% contre 90%).

L'article de Pellerito et al [90] va aussi dans le sens d'une amélioration de cette formation des patients paraplégiques par le biais d'un outil informatique éducatif, en les informant des bonnes conduites à tenir pour prévenir la formation d'escarres.

### 1.6.3 Systèmes de prévention innovants

Dans certains cas comme la paraplégie ou dans quelques type de diabète par exemple, il y a nécessité de prévention permanente. Le suivi par du personnel médical devient alors trop coûteux et les systèmes de prévention dynamiques sont chers, lourds et encombrants. Restent les systèmes de prévention statiques qui, comme on l'a vu, ont une efficacité toute relative. C'est la raison pour laquelle quelques projets de prévention innovants ont été réalisés.

Ainsi, déjà en 1977, Temes et Harder [125] ont développé un dispositif qui déclenchait une alarme lorsque le sujet ne s'était pas soulevé durant un certain temps.

Dans un tout autre domaine, Solis [119] évalue les effets de l'électrostimulation musculaire sur la formation d'escarres sur des rats auxquels on applique un point de pression constant. Quelques mesures ont même été faites sur un sujet volontaire humain. En conclusion de

cette étude, l'oxygénation des tissus est plus importante lorsqu'il y a électrostimulation et les plaies sont largement amoindries.

## 1.7 Le rôle des pressions dans le développement d'escarres

Au-delà des facteurs de risque, la véritable cause directe de la formation d'escarre est, comme on l'a vu précédemment, l'ischémie qui est elle même due à une pression maintenue trop longtemps. Le facteur bi-dimensionnel pression  $\times$  temps est donc identifié comme la cause directe de l'apparition d'escarre.

En 1976 déjà, Reswick et Rogers [103] ont reporté d'une étude comportant 980 patients qu'une pression égale à la pression diastolique créait une escarre en approximativement 6 heures tandis qu'une pression valant environ 4 fois la pression systolique la créait en 1 heure seulement.

Aronovitch [4] estime que les escarres sur table d'opération peuvent apparaître au bout de 3 heures de chirurgie.

Plus récemment, Linder-Ganz et al ont beaucoup travaillé sur la modélisation des tissus et de la formation d'escarres en fonction des pressions externes.

Ainsi, en 2004, ils montrent que des muscles de rats qui ont été soumis in-vivo à une pression constante (35 et 70 kPa) pendant plusieurs heures (entre 2 et 6 heures) ont leurs propriétés élastiques significativement changées, ce qui semble les sensibiliser d'autant plus à la formation d'escarres [68].

En 2006 [69], 174 rats ont été soumis à une pression constante appliquée directement sur le muscle de leur cuisse pendant un temps déterminé ; à la suite de quoi les rats ont été sacrifiés et la viabilité du muscle (présence ou non d'escarres) a été contrôlée. Forts de ces résultats mais aussi de ceux de Husain [52] et Kosiak [61], ils ont pu décrire une courbe séparant l'espace 2D (pression  $\times$  temps) en deux zones distinctes : l'une génératrice d'escarres et l'autre non (figure 1.6). Cette courbe est sigmoïde et, en l'analysant, on peut repérer 3 zones temporelles bien distinctes : pour un temps inférieur à une heure(1) ou supérieur à deux heures (3) , seul le taux de pression entre en jeu, pas la durée ; par contre, entre une et deux heures (2), le temps joue un rôle critique ; ainsi la pression acceptable pendant moins d'une heure (de l'ordre de 21kPa, soit environ 157.5 mm Hg) chute brutalement à celle acceptable plus de 2 heures (5kPa, soit environ 37.5 mm Hg).

Pour se rapprocher plus d'un modèle humain, certaines études se sont intéressées très

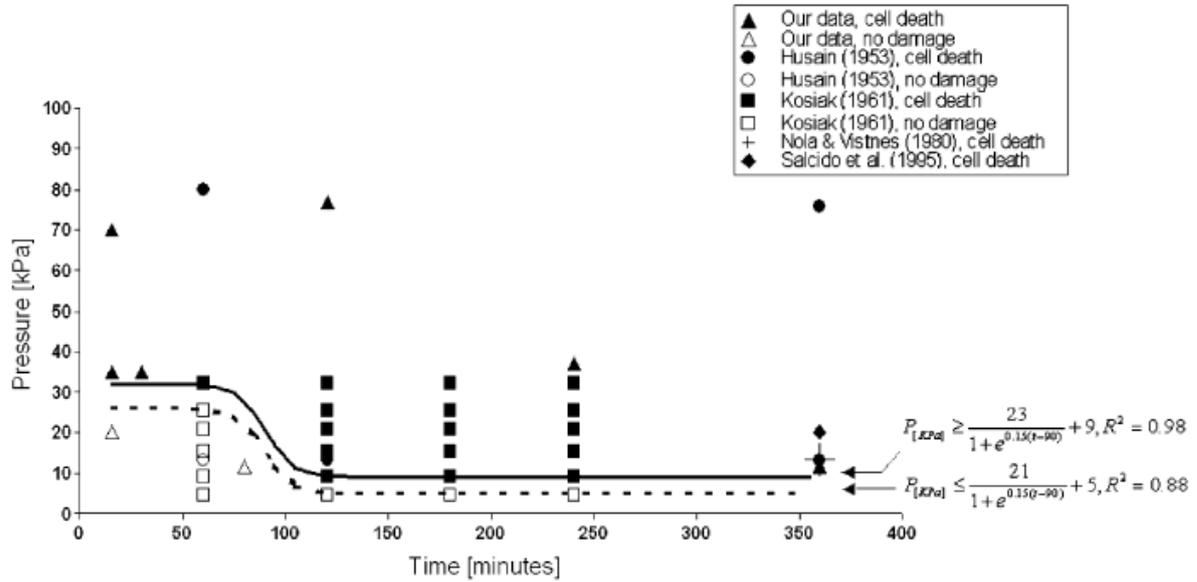


FIGURE 1.6 – Courbe frontière de formation d’escarres sur un muscle de rat en fonction de la pression et du temps d’application de celle-ci [69] (la zone au-dessus de la courbe noire est une zone de formation d’escarre ; celle en dessous de la courbe pointillée est une zone de non-formation)

récemment aux modèles in-vitro. Ainsi Breuls et al [19], mais aussi encore plus récemment Gawlitta et al [43] ont développé des modèles musculaires in vitro pour estimer le temps de pression nécessaire pour l’apparition d’une escarre. Gefen et al [45] ont utilisé le modèle de Gawlitta et ont généré une courbe prédictive de la tolérance des tissus à la pression. Confirmant les travaux de Linder-Ganz et al [69], cette courbe est aussi sigmoïde.

Si ces derniers modèles sont utiles à la compréhension du mécanisme de formation d’escarre, ils doivent cependant être considérés avec prudence : il s’agit en effet de rongeurs ou de tissus humains in-vitro.

De plus, les pressions étaient ici directement appliquées sur les muscles. Or, si l’on sait que les muscles sont plus sensibles aux escarres que les autres tissus, on peut se demander comment les pressions externes génèrent les pressions internes. En effet, la peau et les tissus gras forment un amortisseur naturel qui répartit les pressions plus profondément dans le corps.

Pour répondre à cette question, un nombre croissant d’études parallèles s’intéressent à la modélisation de l’anatomie fessière par éléments finis.

Ainsi, Makhsous et al [73] ont utilisé un modèle 3D (acquis par tomographie) pour évaluer une arthroplastie de la hanche de manière post-opératoire.

La modélisation la plus récente et la plus aboutie est sans doute celle réalisée par Linder-Ganz et al [72] : ils ont développé un modèle éléments finis temps-réel qui calcule la charge

appliquée aux tissus en fonction des pressions mesurées à l'interface peau/coussin. Celui-ci a été doublement validé : par comparaison avec des mesures IRM d'une part et par comparaison avec un "phantom" (modèle physique tangible) des parties fessières d'autre part.

Forts de ces validations, ils ont ensuite paramétré ce modèle sur 6 anatomies de 6 sujets volontaires (3 sujets contrôle et 3 personnes paraplégiques) : ceux-ci ont regardé un film de 90 minutes assis sur une nappe de mesure de pressions pendant que le modèle personnalisé calculait et enregistrait les forces internes. Les mesures ont montré de grandes disparités entre les sujets contrôle et les sujets paraplégiques ; ainsi les pics de forces dans les muscles fessiers (ainsi que les moyennes de ces pics) étaient de 3 à 5 fois plus importants chez les sujets paraplégiques, l'accumulation de ces charges (calculée comme la somme de ces forces tout au long des 90 minutes) est, quant à elle, 35 à 50 fois plus importante chez les paraplégiques, et enfin les sujets contrôle ont relâché les pressions environ 10 fois plus souvent que les paraplégiques.

Dans le cas particulier des patients sur fauteuil roulant, certains auteurs ont essayé de catégoriser l'attitude posturale des sujets.

Patterson et Fisher [88] ont étudié ce comportement sur 12 sujets paraplégiques en relevant les pressions ischiatiques : ils notèrent que les sujets changeaient de posture toutes les  $10.1 \pm 6.4$  minutes (avec des mouvements de moins d'une seconde) et toutes les  $29.6 \pm 27.5$  minutes avec des mouvements durant moins de 5 secondes.

Merbitz et al [76] notèrent, chez 7 patients en fauteuil roulant, que 4 n'ont pratiqué aucun soulèvement durant 3 à 5 heures. Stockton et al ont mené une grande étude sur 106 patients [121] et observèrent que 73% bougeaient moins d'une fois par heure et que la moitié de cette population a développé une escarre.

Linder-Ganz et al ont évalué le comportement postural de sujets sains visionnant un film assis sur un fauteuil roulant [70]. Cinq hommes et 5 femmes devaient regarder un film avec le dos contre le dossier et les mains reposées sur les accoudoirs. Les sujets étaient équipés de marqueurs sur les épaules et le tronc pour détecter les mouvements posturaux dans le plan coronal (via une caméra vidéo), d'un goniomètre fixé entre le tronc et la cuisse pour capturer les mouvements dans le plan sagittal et de 3 capteurs de pressions sous chaque ischion pour les transferts de poids. Seuls les mouvements de plus de  $5^\circ$  ont été considérés comme des déplacements. Les résultats montrent, sur 70 minutes,

- que les sujets ont effectué  $12.5 \pm 3.2$  mouvements de  $10.3 \pm 7^\circ$  toutes les  $6 \pm 2$  minutes dans le plan sagittal et  $11.1 \pm 5.9$  mouvements de  $14 \pm 7^\circ$  (tronc),  $15 \pm 7^\circ$  (lombaires) et  $8 \pm 4^\circ$  (épaules) toutes les  $9.1 \pm 6.5$  minutes dans le plan coronal ;
- que le maximum de temps sans bouger était de  $21.3 \pm 17.4$  minutes ;
- qu'il n'y avait pas de différence significative entre les hommes et les femmes (sauf sur l'amplitude des changements dans le plan sagittal :  $14.6 \pm 8^\circ$  pour les hommes contre  $6.1 \pm 1^\circ$  pour les femmes).

Les auteurs remarquent que ces chiffres sont considérablement moindres que les intervalles de temps généralement proposés aux personnes paraplégiques pour soulager leur assise (entre 15 mins et 1 heure).

## 1.8 Discussion

En définitive, l'escarre représente un problème de santé majeur. On en prendra pour preuve le nombre de travaux scientifiques et médicaux autour de cette problématique.

Le coût économique des escarres est, on l'a vu, dramatiquement élevé mais aussi, et surtout, le coût psychologique que l'escarre entraîne est réellement important. En effet, la durée de cicatrisation d'une escarre qui peut se compter en mois, voire en année, et entraîner un alitement complet, a de graves conséquences sur les patients en termes d'inactivité et d'isolement social. De plus, les personnes sujettes aux escarres sont souvent déjà dans de mauvaises situations sociales. C'est d'ailleurs certainement une des causes du développement de l'escarre. L'arrivée d'une telle pathologie chez ces personnes fragilisées va donc aggraver leurs situations. L'escarre est même d'ailleurs considérée comme un facteur prédictif de mortalité.

Les efforts en matière de prévention font donc légion. Mais, on l'a vu, il est difficile de cerner les facteurs pouvant déterminer le degré de risque d'une personne. Ainsi les techniques de prévention se dirigent essentiellement vers l'éducation des personnes estimées à risque, le développement de dispositif de répartition de pressions et une surveillance externe pour les cas extrêmes (tétraplégie).

Dans les hôpitaux, il semble que l'exemple du CH de Laval nous montre que des efforts conséquents puissent amener à des résultats probants.

Au domicile des patients, une bonne éducation semble avoir un effet bénéfique sur les récidivistes. Mais reste, en particulier chez les blessés médullaires, la problématique de réduction ou de répartition des pressions. On dénombre aujourd'hui difficilement le nombre d'entreprises qui conçoivent des coussins et matelas dans ce but. Malheureusement, les effets, s'ils sont sans nul doute positifs, ne semblent pas suffisants pour éradiquer les escarres.

Si on se concentre sur la patientèle paraplégique, on observe que la seule chose qui les différencie réellement de personnes valides face au risque de formations d'escarres est leur défaut de perception sensorielle. En effet, la plupart des paraplégiques sont éduqués en sortie des centres de rééducation et possèdent la mobilité nécessaire pour changer de posture, comme le fait un sujet valide lorsqu'il perçoit des douleurs, engourdissements ou fourmillements, indicateurs d'une vascularisation défaillante. Ne leur manque donc que l'information de dangerosité pour prévenir la formation d'escarre.

On peut donc ici émettre l'hypothèse que rendre une certaine perception aux personnes paraplégiques pourrait leur permettre de mieux contrôler leurs surpressions et, peut-être, d'éviter la formation d'escarres.

Un paradigme issu des neurosciences s'intéresse à cette problématique : il s'agit de la suppléance perceptive. Celle-ci sera développée dans le prochain chapitre.

---

# Chapitre 2

## La Suppléance Perceptive

---

Lors du chapitre précédent, nous avons fait l'hypothèse que la formation d'escarres est un problème dû, pour les personnes paraplégiques, à leur handicap sensoriel plus qu'à leur handicap moteur.

Dans ce chapitre, nous allons d'abord rappeler les principes généraux de la perception des informations par le cerveau via chaque organe sensoriel. Cette première partie nous permettra d'introduire le concept de suppléance perceptive qui stipule que l'on peut percevoir une information par une modalité sensorielle qui n'y est pas initialement adaptée.

### 2.1 Sensorialité

La sensorialité est définie comme la capacité à percevoir le monde environnant par l'intermédiaire des organes des sens. Cette perception comporte trois phases :

1. La première est la "lecture" des informations via les capteurs des organes sensoriels ;
2. La seconde est le transport de ces informations via une partie du système nerveux (le système nerveux périphérique, la moelle épinière et le tronc cérébral) ;
3. La dernière est le traitement de celles-ci par le cerveau.

Ces trois phases sont détaillées ci-dessous :

### 2.1.1 Le réseau nerveux

Le réseau nerveux est l'ensemble des moyens de transport et de traitements des informations. Depuis les nerfs afférents aux nerfs efférents, en passant par le cerveau, le réseau nerveux est composé de cellules gliales et de neurones. Si les cellules gliales sont en large majorité dans le cerveau (90%), ce sont aux neurones que revient la tâche noble de gérer les flux d'informations; les cellules gliales servant de supports (physiques, nutritifs ...) à ces derniers.

Les axones, qui sont les "câbles électriques" prolongeant les neurones, vont donc convoier les informations sous forme de signaux électriques.

Du point de vue biologique, ces signaux électriques sont en fait des potentiels déplacés par la libération de différents ions ( $K^+$  notamment). Du point de vue informationnel, ces signaux possèdent tous une base identique quel que soit le type d'information : un signal électrique d'amplitude et de durée fixes (environ 100mV pendant 1ms) appelé le potentiel d'action. Un message est donc différentiable des autres uniquement par sa provenance et par le motif que forme la succession des potentiels d'action. Ce mode de communication est semblable au morse, à ceci près que ce dernier possède 2 signaux de base différents (un signal court et un long) alors que le réseau nerveux n'en possède qu'un.

#### 2.1.1.1 Organes sensoriels

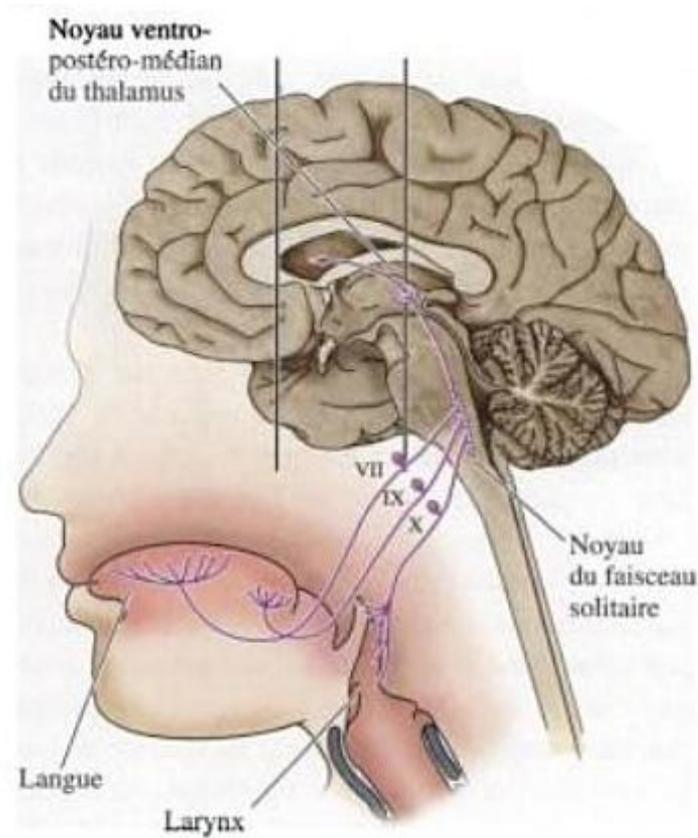
Cette section présente un inventaire des différents systèmes sensitifs humains et de la manière dont ils fonctionnent et transmettent leurs informations.

**2.1.1.1.1 Sens chimiques : le goût et l'odeur** Les capteurs chimiques sont sans doute parmi les plus anciens dans l'histoire de la vie. En effet, les bactéries déjà, bien que dépourvues de cerveau, sont pourvues de détecteurs chimiques leur permettant de localiser de la nourriture.

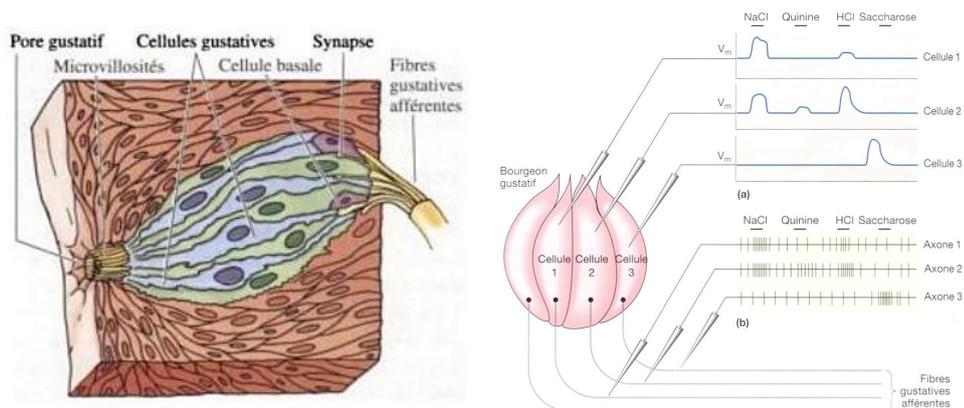
Si on trouve des chémorécepteurs (les récepteurs de substances chimiques) un peu partout dans le corps humain, les plus complets et plus connus sont ceux du sens du goût et de l'odorat.

**Les récepteurs gustatifs** (figure 2.1(b)) sont situés principalement en périphérie des papilles sur la langue (mais aussi sur le palais, le larynx .... (figure 2.1(a))).

On distingue 5 goûts de base identifiables par les cellules gustatives : le sucré, le salé, l'acide, l'amer et l'unami (proche du glutamate). Chaque cellule gustative est plus ou moins sensible à chacun de ces goûts mais n'y est pas réellement vouée exclusivement. Ainsi, globalement, l'avant de la langue est plus sensible au sucré et à l'unami, les cotés au salé et à l'acidité et l'arrière à l'amer. La figure 2.1(c) illustre le motif de potentiels d'action envoyé via l'axone en fonction de différents stimuli gustatifs dans la cellule réceptrice. La



(a) Réseau nerveux destiné à la perception du goût. Crédit : [99]



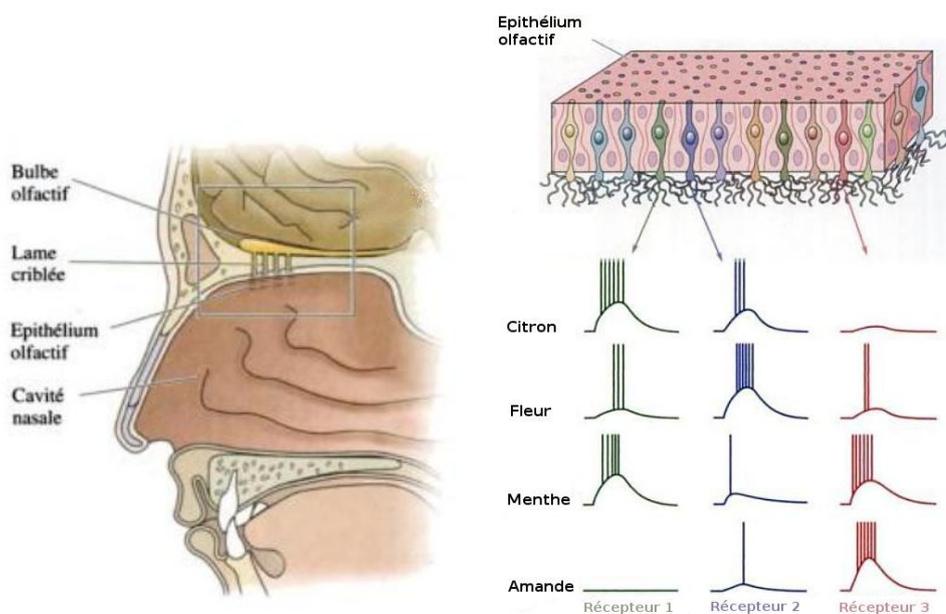
(b) Cellules gustatives réparties en périphérie des papilles et connectées aux axones. Crédit : [99]

(c) Motifs de potentiels d'action relevés sur les axones afférents du goût en fonction de divers stimuli gustatifs. Crédit : [14]

FIGURE 2.1 – Récepteurs du goût et exemples de potentiels d'action générés par ceux-ci

sensibilité de ces capteurs est diverse : ainsi, pour l'acidité, une concentration de seulement 1 mM peut être détectée alors qu'il faut 10 mM pour le salé et 100 mM de Saccharose pour la saveur sucrée.

**Les récepteurs olfactifs** sont situés au sommet de la cavité nasale (figure 2.2). Ils consistent en une surface de cils neuronaux baignant dans du mucus constamment renouvelé. L'air inhalé va entrer en contact avec le mucus et les molécules chimiques vont s'y dissoudre en partie. Ce mucus est un liquide composé essentiellement d'eau, d'anticorps protégeant de l'infection virale et de protéines assurant la liaison des molécules odorantes sur les cils. Différents neurones sont à même de capter différentes molécules. On voit ainsi sur la figure 2.2(b) un exemple de motifs de potentiels d'action générés lors du captage de diverses odeurs. C'est la combinaison des informations des divers axones qui va caractériser une odeur. Les axones en question forment ainsi le nerf olfactif qui plonge dans le bulbe olfactif qui va lui-même plonger directement dans le cerveau (figure 2.2).



(a) Récepteurs olfactifs. Crédit : [99]

(b) Motifs de potentiels d'action relevés sur les axones afférents des odeurs en fonction de divers stimuli olfactifs. Crédit : [14]

FIGURE 2.2 – Récepteurs olfactifs et exemples de potentiels d'action générés par ceux-ci

**2.1.1.1.2 La vision** L'organe de la vision a un statut particulier pour plusieurs raisons. Tout d'abord, c'est le seul organe capable de capter des ondes électro-magnétiques (du moins directement). Et, bien qu'il n'en capte qu'une faible bande passante, il permet, avec précision, de détecter des objets proches comme fort loin et d'en estimer leur taille, leur forme, leur couleur, leur déplacement ...

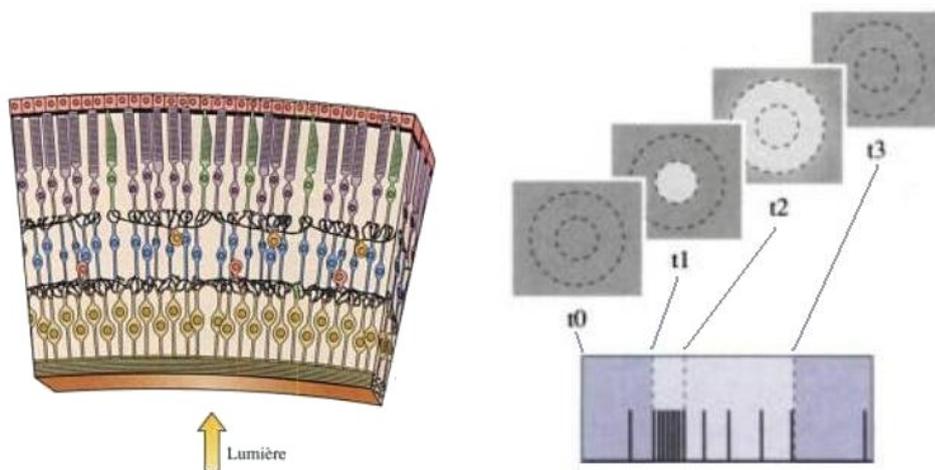
L'organe permettant cette prouesse est l'œil. Celui-ci est sans doute l'organe sensoriel le plus complet et le plus complexe : en effet, à lui seul il permet de pré-traiter les informations qu'il va envoyer au cerveau. Ainsi, à la manière d'un appareil photographique, l'iris permettra de s'adapter à la luminosité ambiante, la cornée et le cristallin de faire une mise au point et les muscles de l'œil de viser ou même de suivre un objet particulier. Toute cette mécanique d'horlogerie a pour but de projeter une image de l'environnement visible sur la rétine où plus de cent millions de neurones vont capter et transmettre ces informations.

Il y a deux types de neurones dans l'œil (figure 2.3) :

**les cônes** qui captent les luminosités diurnes. Il y en a trois types différents, chacun capable de capter une couleur primaire (bleu, vert ou rouge). C'est la combinaison des informations de ces trois types de cônes qui va permettre de déduire la couleur véritable. En effet, toutes les couleurs de l'arc-en-ciel, mais aussi la couleur blanche, sont représentables par addition de ces trois couleurs primaires.

**les bâtonnets** sont plus nombreux et mille fois plus sensibles à la lumière que les cônes. Ils sont donc capables de percevoir l'environnement malgré un très faible éclairage, mais ils ne peuvent détecter que l'intensité des ondes perçues et non leur spectre. C'est pour ça qu'il est si difficile dans la pénombre de deviner la couleur des choses.

La transmission de ces informations au cerveau est loin d'être triviale. Il semble que les neurones sont regroupés en champs récepteurs et que ce soit une information de contraste entre le centre et la périphérie des champs qui soient transmises au nerf optique puis directement au cerveau.



(a) Bâtonnets et cônes forment les capteurs visuels. Crédit : [99]

(b) Exemple de motifs de potentiels d'action émis par un champ récepteur en fonction de l'éclairage du centre et de la périphérie de ce dernier. Crédit : [99]

FIGURE 2.3 – Récepteurs de la vision et exemples de potentiels d'action générés par ceux-ci

**2.1.1.1.3 L'audition** Le son est créé par des variations des pressions de l'air. Ces variations sont elles mêmes produites par quantité d'événements mécaniques : déplacements ou vibrations d'objets par exemple.

La perception du son par l'oreille est réalisée grâce à un ingénieux dispositif mécanique : Les variations de pressions sont reproduites à l'intérieur de la cochlée par l'intermédiaire du tympan et d'osselets. A l'intérieur de celle-ci, une membrane se met à vibrer. Or cette membrane est ainsi faite qu'elle vibre en différents points en fonction de la fréquence du son. Sous cette membrane, des cils se mettent à osciller et vont libérer des potentiels d'action dans les axones. A chaque axone du nerf auditif correspond une fréquence d'activation (figure 2.4(a)). De manière intéressante, on remarquera que la fréquence des potentiels d'action est directement proportionnelle à la fréquence sonore perçue.

On observe sur la figure 2.4(b) cette relation.

**2.1.1.1.4 Système vestibulaire** Le système vestibulaire est un sens utile à l'équilibre. Il informe l'organisme de la position et des accélérations que subit la tête.

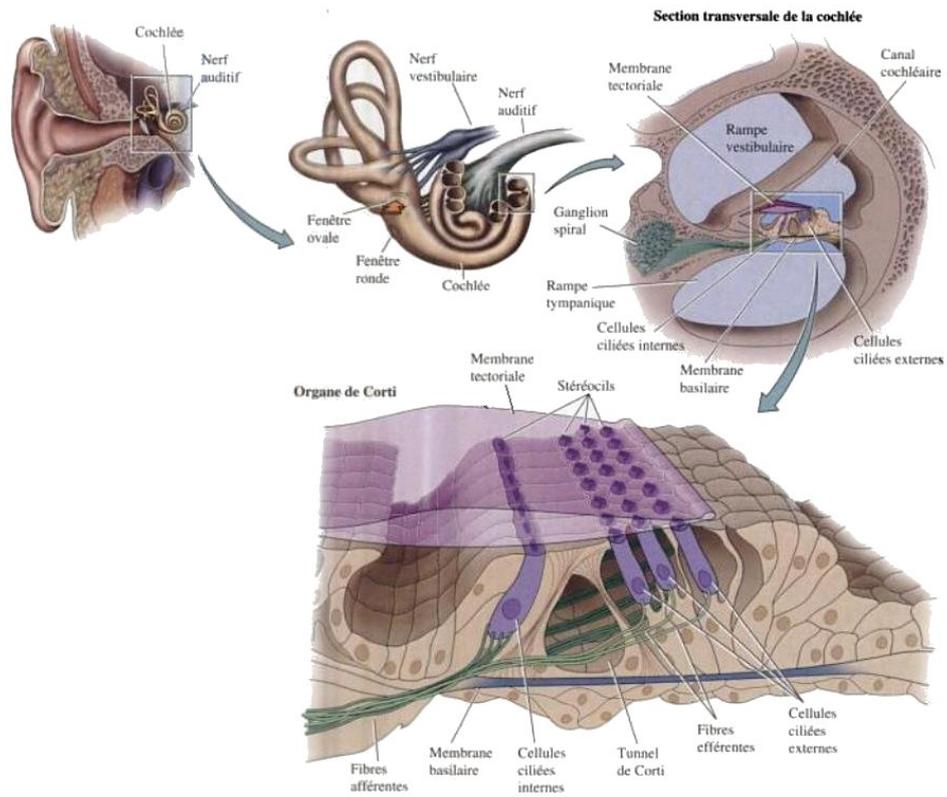
Celui-ci comporte plusieurs analogies avec le système de perception sonore. Tout d'abord, ils sont situés au même endroit : l'oreille. Ensuite le principe de déclenchement des potentiels d'action fonctionne sur le même principe : des cils qui sont mis en oscillation par le mouvement d'un fluide ou d'une membrane qui les enserre.

Comme illustrée sur la figure 2.5(a), on trouve deux types de récepteurs dans le système vestibulaire :

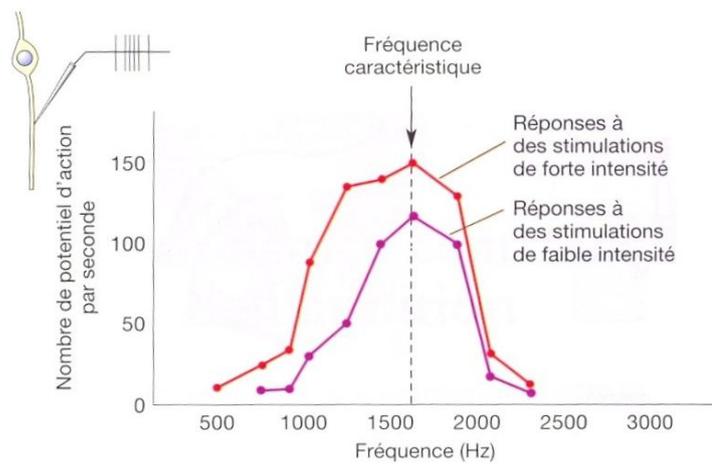
**les organes à otolithes** : au nombre de deux (la saccule et l'utricule), ils sont au centre du labyrinthe vestibulaire et informent de la position de la tête dans l'espace (penchée en avant/arrière, à gauche/droite). Remplis de cils noyés dans une substance gélatineuse, des otolithes font office de poids et déforment la gélatine en fonction de la position de la tête, ce qui sollicite les cils. La figure 2.5(b) donne un exemple de potentiels d'action générés par ces organes ;

**les canaux semi-circulaires** : au nombre de trois, ils informent des accélérations rotationnelles de la tête dans les 3 axes spatiaux. Ainsi, ces canaux sont répartis suivant les trois axes et sont perpendiculaires entre eux. Un liquide semblable à celui de la cochlée (l'endolymphe) inonde ces canaux et, lors d'accélération rotationnelles, fait osciller les cils. La figure 2.5(c) donne un exemple de potentiels d'action générés par ces canaux.

**2.1.1.1.5 Le système sensoriel somatique** Le système sensoriel somatique permet de percevoir l'environnement immédiat et la position du corps dans l'espace (proprioception). On dénombre quatre grandeurs que ce système peut mesurer : le contact d'éléments extérieurs avec le corps, la température, la douleur et la proprioception. Cela se fait par le truchement d'un réseau d'axones innervant tout le corps. C'est d'ailleurs ce qui fait la particularité de ce système vis-à-vis des précédents pour lesquels les récepteurs sont localisés en des lieux bien précis.

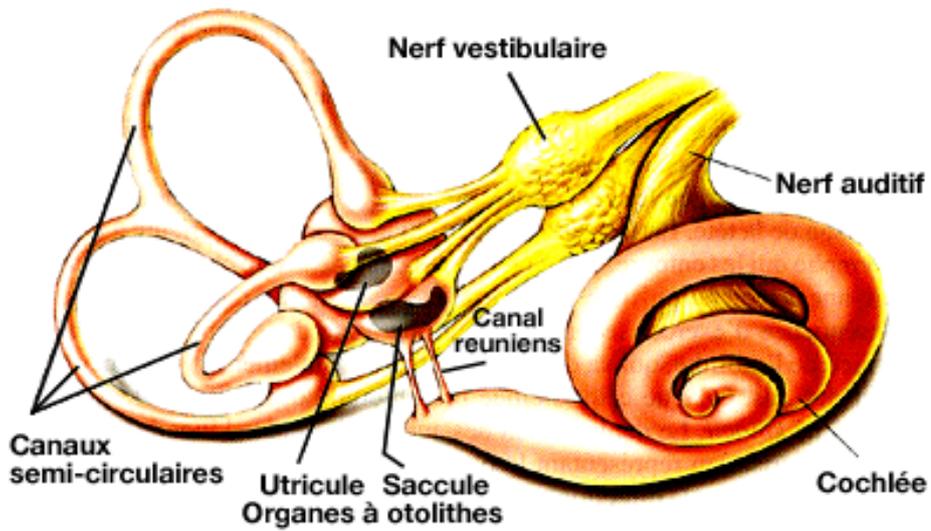


(a) Système mécanique de réception du son. Crédit : [99]

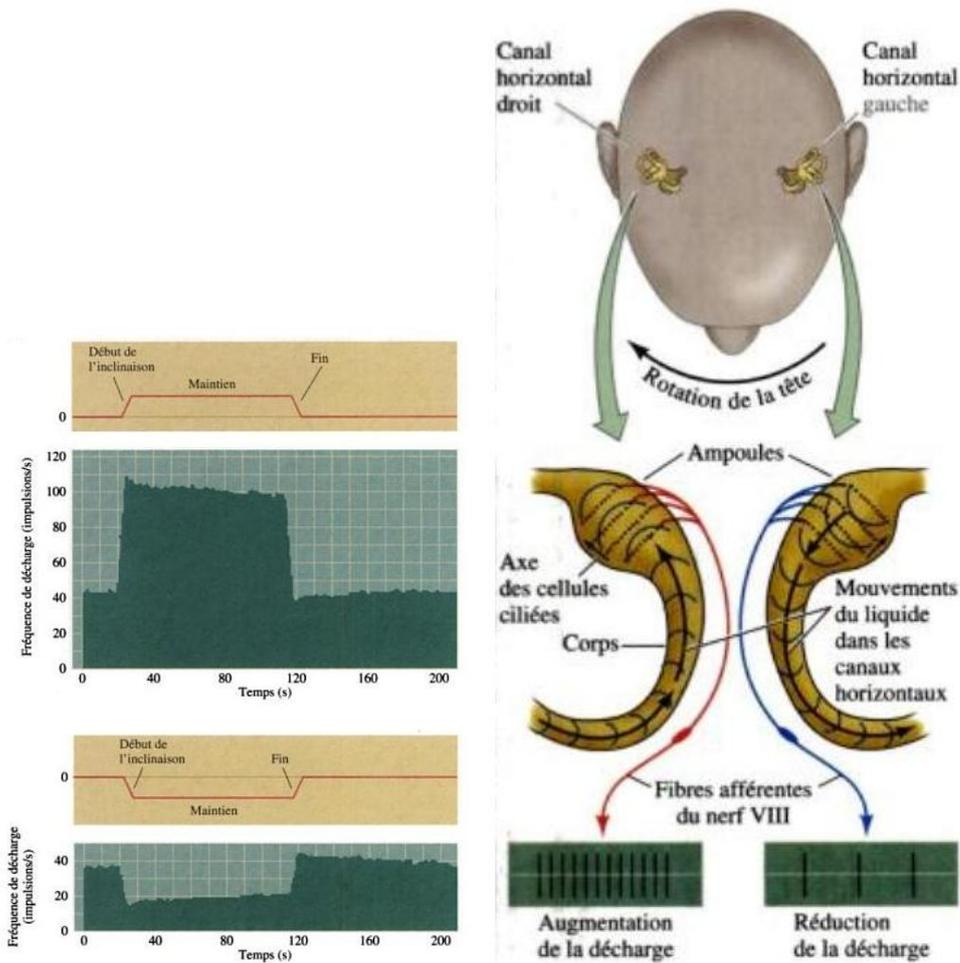


(b) Fréquence d'émission des potentiels d'action d'un axone en fonction de la fréquence sonore. Crédit : [14]

FIGURE 2.4 – Récepteurs du son et exemples de potentiels d'action générés par ceux-ci



(a) Organes du système vestibulaire. Crédit : vetopsy.fr



(b) fréquence de potentiels d'action générés par les organes à otolithes lorsque la tête est penchée dans une direction (haut) et dans l'autre (bas). Crédit : [99]  
 (c) fréquence de potentiels d'action générés par les canaux semi-circulaires lorsque la tête tourne. Crédit : [99]

FIGURE 2.5 – Organes du système vestibulaire et potentiels d'action générés par ceux-ci

**Le sens du toucher** sollicite à lui seul différents récepteurs dans le derme, chacun possédant ses caractéristiques propres.

Ainsi, par exemple, si on se réfère à la figure 2.6(a), on voit que les corpuscules de Meissner sont à “fleur de peau” (juste sous l'épiderme) et ne sont présents que dans les régions glabres. Leur rayon de détection est assez faible et ils répondent aux sollicitations vibratoires autour de 50 Hz.

Les corpuscules de Pacini sont enterrés bien plus profondément et sont présents partout. Leur rayon de détection est bien plus large et ils répondent aux vibrations entre 200 et 300 Hz.

Du fait de l'enveloppe en pelure d'oignon du corpuscule de Pacini (notamment), les neurones répondent plus aux modifications de pressions qu'aux pressions elles-mêmes.

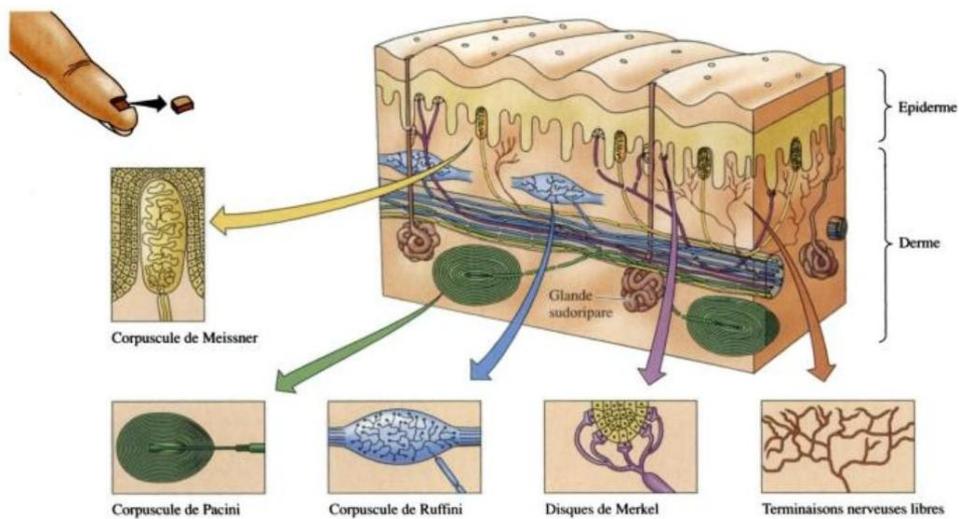
Ces différents récepteurs sont répartis de manière très hétérogène sur les différentes parties du corps. Il en résulte des différences de capacités perceptives importantes. Par exemple le seuil de discrimination de deux points est d'environ 4 à 5 cm pour le dos, les mollets et les avant-bras, mais inférieur à 2mm sur le bout des doigts, les lèvres, la langue. La densité des récepteurs en fonction du lieu anatomique est représentée par l'homonculus ; celui-ci est une représentation humaine dont la taille de chaque partie corporelle est proportionnelle à la surface du cortex somato-sensoriel qui l'innerve (figure 2.10).

**La douleur**, elle, est générée par des récepteurs particuliers, les nocicepteurs. Ce sont des terminaisons nerveuses libres (comme on peut en voir sur la figure 2.6(a)), possédant de multiples canaux ioniques. Chacun de ces canaux peut libérer ses ions et donc déclencher des potentiels d'action en fonction de différentes agressions : une forte pression, une température élevée, une hypoxie locale ...

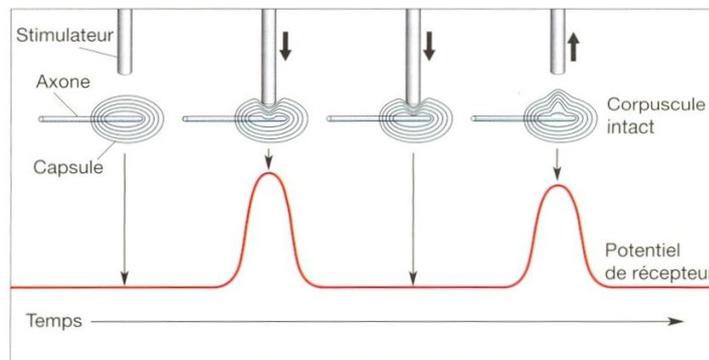
**La thermoception** est assurée par des neurones dont la membrane est particulièrement sensible aux changements de températures, avec une précision pouvant atteindre 0.01°C. On distingue deux type de thermocepteurs, comme l'illustre la figure 2.7, ceux sensibles au froid et ceux sensibles au chaud. Enfin, suivant leurs emplacements, ils assurent différentes fonctions : situés à l'intérieur du corps ils vont réguler la température interne de celui-ci, mais situés dans la peau ils vont mesurer la température de l'environnement.

**La proprioception**, enfin, mesure les étirements des fibres musculaires. Les neurones correspondants sont entourés en torsades autour des fibres et leur fréquence de décharge de potentiels d'action est inversement proportionnelle à l'allongement du muscle.

Les nombreux axones du système sensoriel somatique sont ensuite dirigés vers le cerveau via la moelle épinière, avec les nerfs afférents. La figure 2.8 illustre les connexions des nerfs en fonction de leurs lieux de perception.



(a) Coupe de la peau laissant voir les différents récepteurs du toucher (crédits [99])



(b) nombre de potentiels d'action générés par le corpuscule de Pacini lorsque celui-ci est soumis à une pression. On observe que les potentiels d'action sont émis lorsqu'il y a modification de pression, quel que soit le sens de ce changement (crédit : [14])

FIGURE 2.6 – Le sens du toucher

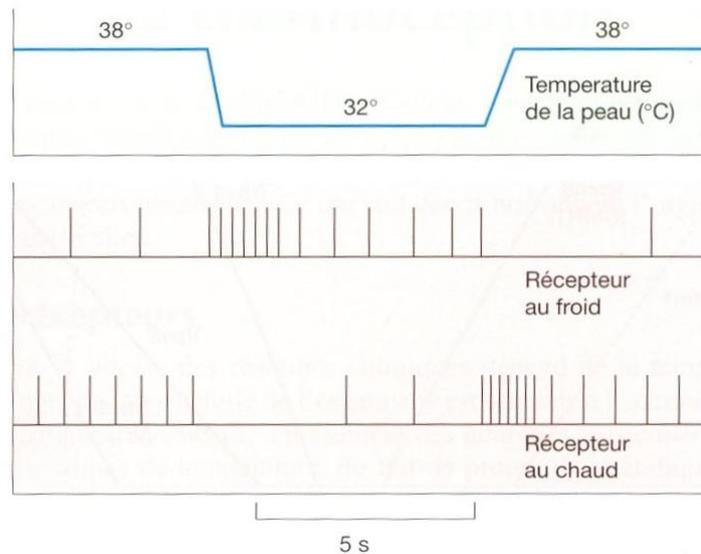


FIGURE 2.7 – Deux types de thermocepteurs peuvent générer des potentiels d'action en fonction d'une hausse ou d'une baisse de température (crédits [14])

### 2.1.1.2 Du stimulus à la sensation

Nous donnons ici une idée des performances de ces systèmes sensoriels en termes de capacités de détection et de discrimination de stimuli.

Notons en guise d'avertissement que ces mesures sont fortement variables d'un individu à l'autre. Un mélomane, par exemple, aura des capacités perceptives et discriminatives auditives certainement plus élevées qu'un individu lambda. Un aveugle, s'il n'a aucune perception visuelle, sera sans doute plus performant dans sa perception et son analyse des données tactiles provenant des extrémités des doigts, de par son entraînement à la lecture du braille.

Les données présentées ici sont donc une moyenne généralement admise alors que l'échantillon humain est très variable.

Prenons garde aussi à cette autre particularité : les récepteurs sensoriels sont grosso-modo des détecteurs de gradient, c'est-à-dire qu'ils réagissent à un nouveau stimulus en envoyant un lot de potentiels d'action puis la fréquence de ceux-ci diminue bien que l'intensité du stimulus reste identique. On expérimente ceci lorsqu'on entre dans une pièce dont l'air est imprégné de parfum. Après un temps relativement court on n'est plus capable de détecter l'odeur pourtant toujours présente. On voit nettement cet effet sur les réactions des thermocepteurs sur la figure 2.7, ou du corpuscule de Pacini sur la figure 2.6(b). C'est aussi la raison pour laquelle l'œil fonctionne par micro-saccades. Celui-ci bouge constamment et imperceptiblement afin que les stimuli changent de récepteurs.

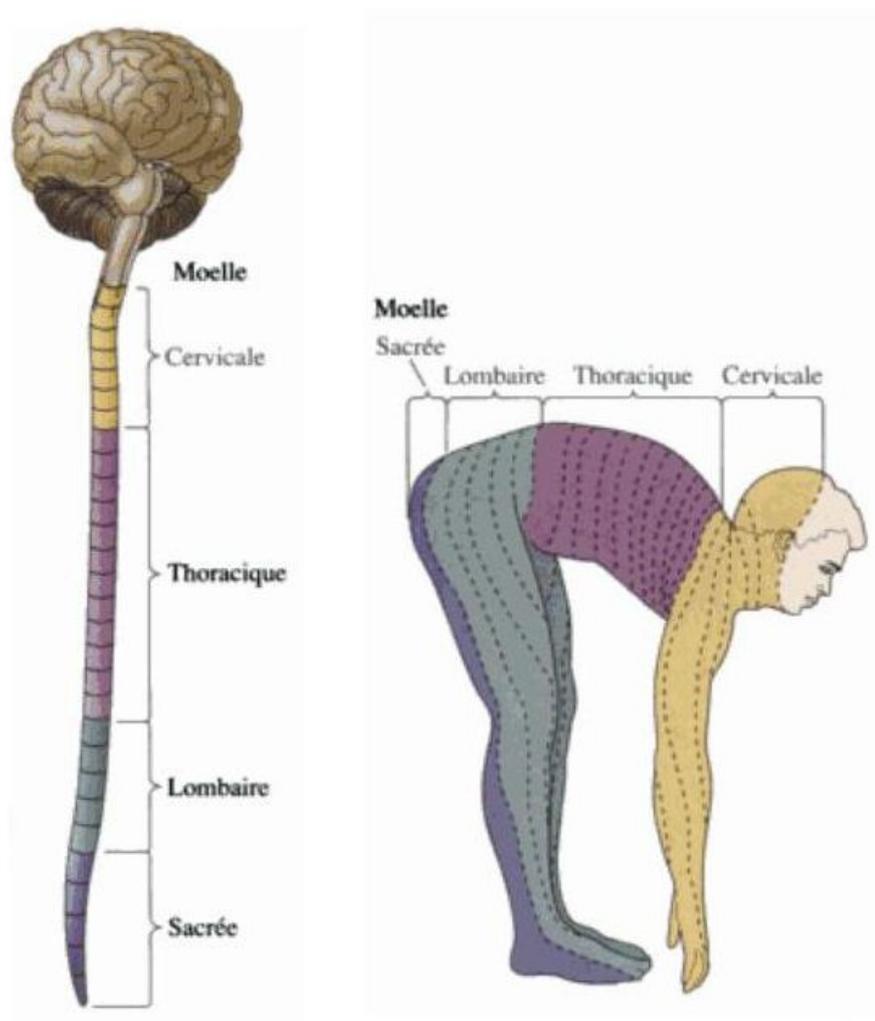


FIGURE 2.8 – La moelle épinière est divisée en quatre parties : cervicale, thoracique, lombaire et sacrée. A chaque segment correspond les connexions des axones provenant de (ou se dirigeant vers) différentes zones anatomiques

**2.1.1.2.1 Loi de Stevens** Pour chiffrer les performances des stimuli, c'est souvent la loi de Stevens qui est utilisée [120]. Celle-ci reporte le ressenti du sujet en fonction de l'intensité de la stimulation. En échelle logarithmique (sur les deux axes), cette loi est représentée par un segment de droite. L'origine de ce segment représente le seuil de détection, c'est-à-dire l'intensité minimale d'un stimulus pour qu'il soit détecté et la pente de celui-ci représente la sensibilité aux modifications d'intensité.

Si ces critères sont subjectifs, le cours de Richard et Orsal [104] précise que la corrélation entre la fréquence de potentiels d'action émis par un stimulus et l'intensité de ce stimulus est une fonction dont la représentation graphique suit exactement la même courbe. La figure 2.9 présente ces courbes pour divers sens. On notera de manière intéres-

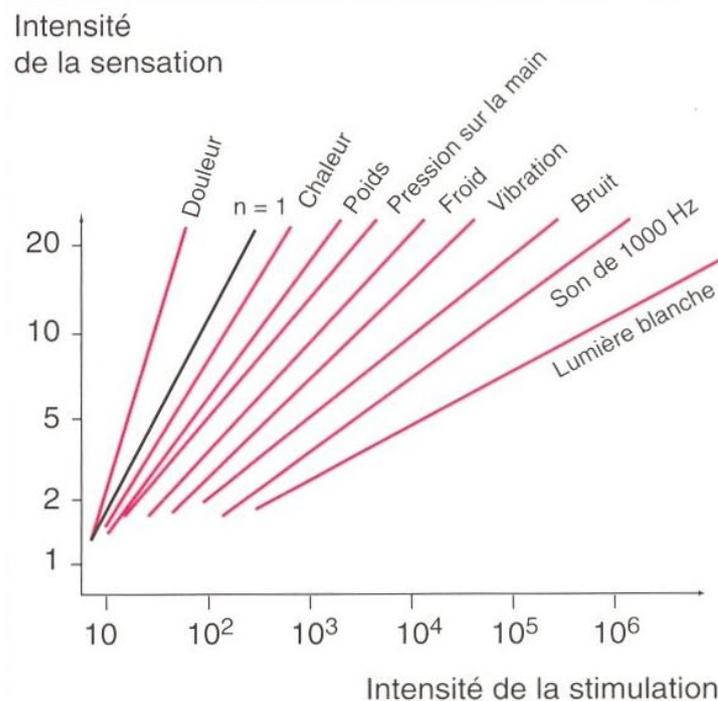


FIGURE 2.9 – L'intensité des sensations générées par différentes modalités en fonction de l'intensité de stimulation. Crédit [104]

sante que les sens représentés pour les courbes les plus raides sont ceux de douleurs et de température. Cette sensibilité particulière aux signaux d'alarmes permet de détecter très vite des hausses même faibles de stimuli potentiellement dangereux. À l'opposé la courbe très douce de la vision permet à l'œil (massivement utilisé) de discriminer plus finement les stimuli.

**2.1.1.2.2 Seuil différentiel** Le seuil différentiel est défini comme étant la plus petite variation d'intensité d'un stimulus détectable, ceci à partir d'un stimulus donné. De manière approximative, pour une voie sensorielle donnée, la **loi de Weber** précise que ce

seuil est proportionnel à l'intensité du stimulus de départ. Par exemple, il est de 3% pour un stimulus de pression mécanique sur la main.

**2.1.1.2.3 Discrimination spatiale** Certains organes sensoriels permettent une géolocalisation du stimulus. C'est le cas notamment de la vision, pour laquelle le test de Snellen permet de quantifier cette capacité discriminative. Un résultat de 10/10ème (qui est la moyenne humaine) à ce test représente une capacité discriminative de l'ordre de  $0.17^\circ$  (alors que le champ de vision total est d'environ  $180^\circ$ ).

Le sens du toucher permet aussi de localiser un stimulus sur le corps. Mais la densité des récepteurs est très hétérogène. On s'en aperçoit notamment grâce à la représentation de l'homonculus sensitif (figure 2.10) dont on a déjà parlé précédemment. Il en résulte

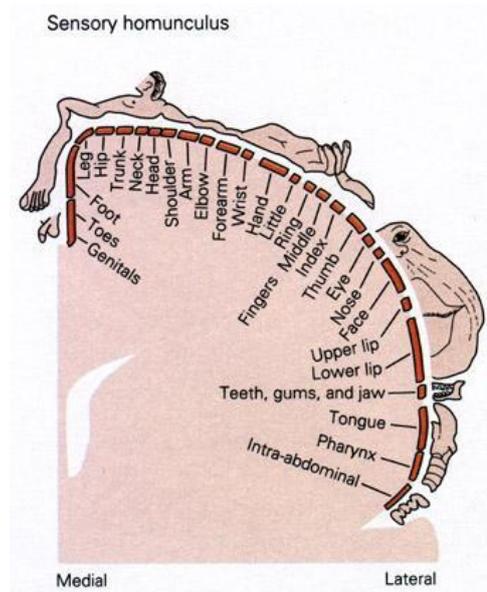


FIGURE 2.10 – Répartition hétérogène de la densité de capteurs somesthésiques

une discrimination spatiale variable en fonction des parties corporelles comme illustré sur la figure 2.11.

**2.1.1.2.4 Résolution temporelle** Enfin, le dernier facteur est celui de la résolution temporelle. De la même manière que la discrimination spatiale, elle répond à la question de savoir quel est le temps minimal entre 2 stimuli pour qu'on les perçoive effectivement comme 2 stimuli distincts. Dans le cas de la vision, il s'agit de 45 ms. C'est d'ailleurs pour cette raison que les vidéos sont perçues comme continues lorsque la fréquence de défilement des images est supérieure à 25 Hz.

Le tableau 2.1 reporte quelques unes de ces capacités sensorielles.

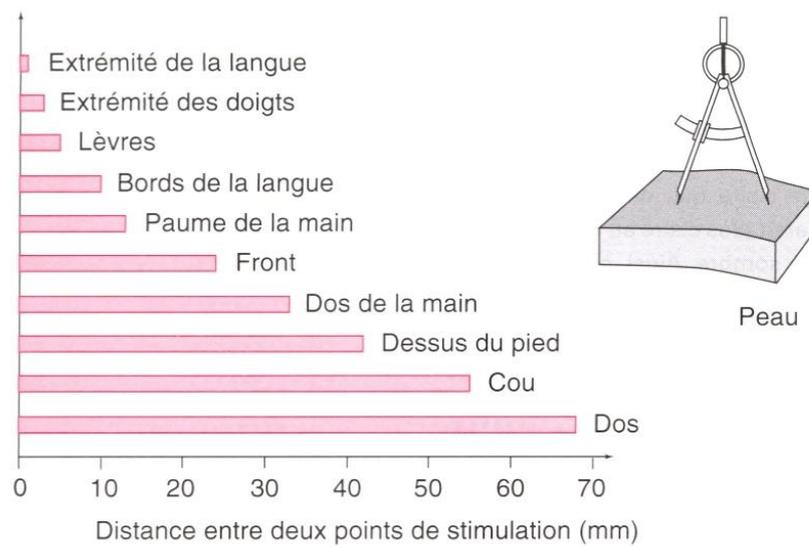


FIGURE 2.11 – Discriminations spatiales en fonction de la partie corporelle. Crédit [104]

Modalité	seuil absolu	seuil différentiel	discrimination spatiale
Vision	10E-14 Watts	30 à 40 niveaux de gris	0.17°
Audition	4 dB	< 1dB	3°
Toucher	enfoncement de 6 $\mu m$		entre 1mm et 10cm
Modalité	Autre		
Vision	45 ms (discrimination temporelle)		
Audition	3Hz (discrimination de hauteur sonore)		
Toucher	30-1500 Hz (discrimination vibratoire)		

TABLE 2.1 – Tableau récapitulatif de quelques capacités sensorielles [104]

### 2.1.1.3 Analyse et traitement des informations

Les informations sont traitées par le système nerveux central. Celui-ci est la partie du système nerveux enfermée dans des cavités osseuses (crâne et colonne vertébrale). Il est composé de

**La moelle épinière** qui a pour charge de collecter les informations du corps pour les véhiculer en direction du cerveau et vice-versa. Les nerfs spinaux y sont directement connectés entre les vertèbres et irriguent la grande majorité du corps (à l'exception de la face) (voir figure 2.8).

**Le tronc cérébral** qui est l'organe situé au sommet de la moelle épinière par lequel la majorité des informations arrivent au cerveau et au cervelet (à l'exception des informations visuelles et auditives notamment).

**Le cervelet** qui est composé de deux lobes et contient globalement le même nombre de neurones que le cerveau.

**Le cerveau** qui est composé de deux lobes (gauche et droit). Il est sollicité dans les tâches demandant analyse et réflexion. C'est l'organe majeur du traitement de l'information.

On a tendance à croire que seul le cerveau et le cervelet sont impliqués dans les tâches de couplages entre axones afférents et efférents. Il n'en est rien. Ainsi c'est dans la moelle épinière que sont gérés les réflexes. La moelle épinière est en effet le premier endroit où les nerfs afférents et efférents se côtoient et cette promiscuité permet des court-circuits des informations urgentes. Par exemple, les neurones proprioceptifs et les motoneurones qui provoquent les contractions musculaires sont fortement liés par la moelle épinière : c'est le fameux test du coup de marteau sur le tendon situé sous le genou qui provoque le réflexe de la contraction du quadriceps, on parle de réflexe myotatique. Ainsi la moelle épinière est responsable des réflexes mais aussi de tâches très complexes comme le contrôle (inconscient et automatisé) de certains mouvements. On observe ceci chez certains animaux de basse-cour qui peuvent continuer à marcher avec la tête coupée.

Le tronc cérébral va gérer tout le traitement du système nerveux autonome : ainsi respiration, vascularisation, régulation de la température et toutes ces autres tâches automatisées que nous réalisons sans en avoir conscience sont traitées directement dans le tronc cérébral sans atteindre ni cerveau ni cervelet.

Le cervelet est impliqué notamment dans le contrôle du mouvement.

Le cerveau est au sommet de cette chaîne de traitement et gère notamment tous les actes conscients.

Si l'on prends l'exemple d'une tâche très complexe comme le lancer d'une balle, chacun des acteurs ci-dessus va y jouer un rôle. Au niveau supérieur, le cerveau va opter pour une stratégie de lancer. Au niveau intermédiaire, le cortex moteur et le cervelet vont définir les paramètres nécessaires à la réalisation de cette stratégie. Au niveau inférieur, enfin, le

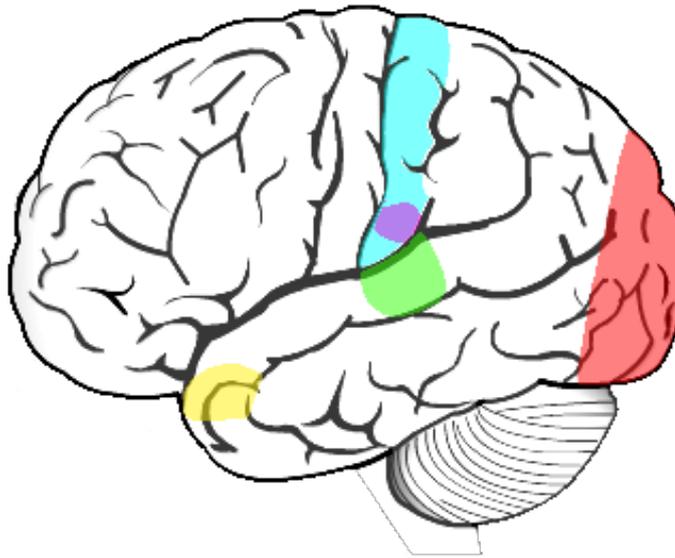


FIGURE 2.12 – Les informations sensorielles sont projetées sur les différentes aires dédiées : En cyan les informations somatosensorielles, en violet les informations gustatives, en rouge les informations visuelles, en vert les informations auditives et en jaune les informations olfactives

tronc cérébral et la moelle épinière vont déclencher les routines de lancer de balle et pour cela, ils intégreront les données afférentes proprioceptives.

On va s'intéresser ici plus particulièrement aux stratégies choisies par le cerveau, c'est-à-dire au niveau supérieur. De manière très simplifiée, les informations sensibles sont projetées en périphérie du cerveau sur différents cortex.

Chaque sens possède ainsi sa propre aire corticale (comme illustrée sur la figure 2.12) qui vont capter les données et celles-ci seront ensuite prétraitées dans des aires associatives. Par exemple les aires associatives du système visuel vont générer deux canaux informatifs : l'un informant du "où" (position des objets vus) et l'autre du "quoi" (nature, couleur et forme de ces mêmes objets). C'est ensuite cette intégration multisensorielle qui va déclencher des réponses du cerveau (en termes moteurs ou sécrétoires). Mais ces réponses sont aussi fortement influencées par différents "états" du cerveau. Ainsi, l'attention peut influencer sur les seuils perceptifs ; la motivation, le sommeil vont influencer les choix de réponses comportementales. Ces états sont entre autre guidés par les sécrétions chimiques de l'hypothalamus.

Mais, au-delà de ces considérations, l'homme a, pour répondre aux situations rencontrées, des schémas qu'il a acquis par l'apprentissage et la mémorisation. Tout au long de sa vie, il apprend de nouvelles pratiques et, à force de consolidations, celles-ci s'inscrivent fermement dans les méandres de la mémoire procédurale notamment. Ainsi en va-t-il de l'apprentissage du vélo ou du piano par exemple.

La mémorisation est un domaine encore mal connu en neuroscience mais on pense aujourd'hui qu'elle se concrétise par des modifications au niveau synaptique.

Cette capacité d'apprentissage a été mise en évidence dès 1911 par les travaux de Thorndike [128]. Celui-ci a montré que des singes pouvaient apprendre des tâches parfois très complexes pour accéder à une récompense (stimulus agréable) ou pour éviter une punition (stimulus désagréable).

On pourra aussi s'intéresser sur ce sujet aux travaux du célèbre Ivan Pavlov [89]. Le fameux chien de Pavlov a été conditionné pour assimiler le son d'une cloche à l'arrivée de nourriture. Après une période d'apprentissage, le son de la cloche seul déclenchait la salivation de l'animal.

### 2.1.2 Handicaps sensoriels

Evidemment, tout ce réseau nerveux peut être la cible de dysfonctionnements. Ainsi, pour chacun des sens existe une pathologie, un handicap.

La surdité est une perte partielle (en général une gamme de fréquence extrême) ou totale de l'audition ; elle peut être associée à une affection vestibulaire.

La perte de l'odorat est connue sous le nom d'anosmie, celle du goût sous le nom d'agueusie.

Les déficiences visuelles sont plus nombreuses. On y trouve les dysfonctionnement de la mécanique oculaire (myopie, presbytie ...), des récepteurs (le daltonisme qui est caractérisé par une absence (ou quasi) d'un type de cône (vert en général)) ou du réseau nerveux (cécité périphérique, centrale, latérale ou totale).

Enfin les déficiences somatosensorielles peuvent être engendrées par diverses pathologies, telles la lèpre, le diabète ou les lésions médullaires.

En particulier, les lésions médullaires entraînent une déficience somatosensorielle (et/ou motrice) partielle ou totale en de a du point de rupture de la moelle épinière (figure 2.8). On parle de paraplégie lorsque ce handicap affecte les membres inférieurs et de tétraplégie lorsqu'il affecte tous les membres (lésion au niveau du segment cervical de la moelle épinière).

On l'a vu dans le chapitre précédent pour le handicap somatosensoriel, mais c'est vrai aussi pour les autres sens : ces handicaps entraînent de nombreux préjudices sociaux, médicaux et psychologiques. Si la recherche en médecine neurologique, notamment en ce qui concerne la régénération tissulaire, est particulièrement active, elle se heurte à des difficultés conséquentes. Il semble entre autre que l'environnement du système nerveux

central des mammifères ne permette pas aux nerfs de repousser après lésion. Or les lésions les plus graves interviennent justement dans le système nerveux central.

En attendant donc des progrès dans ce domaine, un concept scientifique semble pouvoir répondre, du moins partiellement, à certains de ces problèmes : il s'agit de la suppléance perceptive, initialement appelée substitution sensorielle.

## 2.2 La suppléance perceptive

### 2.2.1 Aspects théoriques

La suppléance perceptive suggère que l'on peut remplacer ou suppléer les stimuli d'une modalité déficiente par ceux d'une autre modalité, entraînant néanmoins une détérioration plus ou moins importante des signaux générés.

Premier indice neurologique : Au-delà des capteurs sensoriels, il existe une grande similitude entre les différents sens : ils utilisent tous le même vecteur de communication, c'est-à-dire des ions qui font véhiculer des signaux dans les axones et qui sont tous composés de la même base : un signal électrique d'environ 100 mV sur une durée avoisinant 1ms.

Deuxième indice neurologique : La **plasticité cérébrale** décrit la capacité du système nerveux central à pouvoir se réorganiser et modifier sa structure interne afin de répondre à une demande fonctionnelle. On observe les effets de cette plasticité sur l'apprentissage ou sur l'adaptation. Cette capacité du cerveau à répondre à de nouveaux stimuli rend la suppléance perceptive envisageable.

Troisième indice expérimental : L'expérience de Pavlov nous montre que le cerveau du chien est capable d'interpréter un signal simple d'une façon totalement inédite ... mais jusqu'à quel point ?

Paul Bach-y-Rita est considéré comme le pionnier du domaine. Même si, comme on le verra, il n'est pas l'auteur de la première publication de dispositifs de substitution sensorielle, c'est sans conteste lui qui lui donna son essor actuel et lui qui en énonçat les bases théoriques. Dès 1967, il propose l'utilisation des principes de plasticité cérébrale au développement de dispositifs de substitution visuelle [5].

Les premières expérimentations de P. Bach-y-Rita (on en trouvera le résumé de certaines à la prochaine section) montrèrent que des sujets aveugles ou aveuglés percevant des images de leur environnement par voie tactile (via des matrices de stimulateurs) étaient non seulement capables de reconnaître des formes géométriques simples, mais

aussi d'intercepter une balle roulant sur une table avec une batte. Et ceci malgré une qualité d'image bien moindre (20x20 pixels en noir et blanc) et un temps d'apprentissage très court.

De manière intéressante, les premiers sujets des expérimentations de Paul Bach-y-Rita reportent, après un court apprentissage, ressentir les stimulations non pas comme des stimuli tactiles, mais bien comme provenant de la modalité (ou du lieu de perception) suppléée. Ainsi les sujets aveuglés reportent leurs stimuli tactiles comme étant des images [6]. Un patient lépreux équipé d'un gant avec des capteurs et des stimulateurs sur le front a déclaré ressentir les stimuli comme provenant des doigts et non du front [9].

Des études en neuroimagerie ont d'ailleurs montré dans divers cas de substitution visuelle une activation du cortex visuel. Sadato et al [110] ont montré que l'utilisation du braille entraîne chez des sujets aveugles l'activation des aires primaires et secondaires du cortex visuel, alors que ce n'est pas le cas chez des sujets voyants. Chez ces deux groupes, des stimuli tactiles qui ne sont pas du braille n'activent aucunement l'aire visuelle. De la même manière, Kupers et al [64] observèrent, chez des sujets aveugles n'ayant que 6 heures d'entraînement à l'utilisation du TDU<sup>1</sup> pour reconnaître des lettres, des activations diverses au niveau de l'aire cérébrale visuelle.

Il semble que les sujets ayant expérimenté un dispositif de suppléance puissent très facilement s'adapter lorsqu'on modifie le lieu de stimulation de celui-ci. Bach-y-Rita remarque en effet que relocaliser les stimulateurs du dos à l'abdomen ou des doigts au front, par exemple, est immédiatement perçut de la même manière par les sujets [12].

Du point de vue théorique, le développement de tels systèmes nécessite, pour Bach-y-Rita :

1. de présenter des informations environnementales provenant de capteurs artificiels sous une forme d'énergie qui puisse être captée par les récepteurs sensoriels naturels présents au lieu d'interfaçage ;
2. pour le cerveau, via un système moteur, de pouvoir déterminer l'origine de l'information (par exemple, une caméra montée sur le front peut être mobilisée et donc contrôlée par les muscles de la nuque). On peut alors assister alors à ce que Charles Lenay appelle un externalisme des perceptions [67], c'est-à-dire une perception de l'information comme venant de l'extérieur (des objets "vus" par exemple) et non des organes sensoriels.

Le terme de "substitution sensorielle" utilisé par Paul Bach-y-Rita est jugé inadapté par Charles Lenay *et al* qui proposent en lieu et place celui de "suppléance perceptive" [66].

- d'une part l'utilisation d'un dispositif dit de substitution visuelle n'offre pas la même expérience que la vision elle même. Tout d'abord l'information est bien

---

1. le TDU (Tongue Display Unit) est une matrice électro-tactile linguale conçue par Bach-y-Rita et al. Cette interface est détaillée dans une section ultérieure

moins riche (en effet les dispositifs de substitution visuelle utilisent un capteur 2D (la caméra) alors que le système visuel est un capteur 3D (stéréoscopie grâce aux deux yeux, focale); par ailleurs les images sont sous-échantillonnées et diffusées généralement en noir et blanc ou en niveau de gris). Notons aussi que la substitution d'images ne produit pas les émotions que suscite la vision classique. Les raisons de cette absence de qualités émotionnelles, ou de **qualias** comme les appelle Paul Bach-y-Rita [8], sont encore un mystère (manque de partage d'expériences? apprentissage tardif?...). Les qualités fonctionnelles d'un tel dispositif restent toutefois valables et, à cause de cette incomplétude, Lenay *et al* préfèrent le terme de suppléance à celui de substitution.

- d'autre part cette suppléance n'est pas uniquement sensorielle, car les sujets ne peuvent externaliser leurs sensations s'il n'ont pas la possibilité de manipuler les capteurs. Il s'agit donc de tout un système sensori-moteur qui est suppléé, et pas seulement sensoriel. En particulier dans le cas de la vision, le système perceptif visuel est bien sûr composé des capteurs sensoriels mais aussi des muscles oculaires qui prennent pleinement part à l'intégration perceptive visuelle. Il s'agit donc, selon Lenay *et al*, de suppléer une perception globale (sensori-motrice) et non uniquement des récepteurs sensoriels.

En 2003, Tyler et al adaptèrent le système de Bach-y-Rita à la suppléance vestibulaire [132] par le biais d'un dispositif qu'ils nommèrent le brainport. Celui-ci comprend un accéléromètre et une matrice électro-tactile à placer sur la langue. Une stimulation électrique suit les mouvements enregistrés par l'accéléromètre et permet aux sujets de sentir leur instabilité.

Tyler et al notèrent un effet étonnant. Non content d'entraîner une réelle amélioration de la stabilité statique des sujets qui l'ont utilisés, le brainport semble conserver ses effets bénéfiques après son utilisation. De plus, comme illustré sur la figure 2.13, la durée de cette persistance semble directement proportionnelle à la durée d'utilisation de celui-ci. Il est difficile d'imaginer la raison de cet effet. Le cerveau apprend-t-il, grâce à un nouveau signal fiable (ici le brainport), à re-pondérer les différentes entrées sensorielles? Mais alors pourquoi pendant une durée limitée? Les anciens schémas cognitifs sont ils trop imprimés pour être durablement ignorés? Ces questions restent encore aujourd'hui sans réponse.

Une conséquence intéressante de la suppléance perceptive est la possibilité d'augmenter nos sensibilités usuelles par d'autres que nous ne percevons pas naturellement. Ainsi Sampaio et al [113] proposent d'utiliser un dispositif ultrasonore dans un système d'aide à la navigation d'aveugles. Van Erp propose d'utiliser une ceinture équipée de vibreurs afin d'aider à la navigation [134]. Il ne se limite pas au cas de personnes non ou mal voyantes, mais propose de l'utiliser pour la navigation nocturne ou pour des situations où les sens usuels sont surchargés.

Le laboratoire TIMC-IMAG a appliqué le principe de suppléance perceptive à divers domaines. Notamment pour suppléer la vision dans un dispositif d'aide au geste chirur-

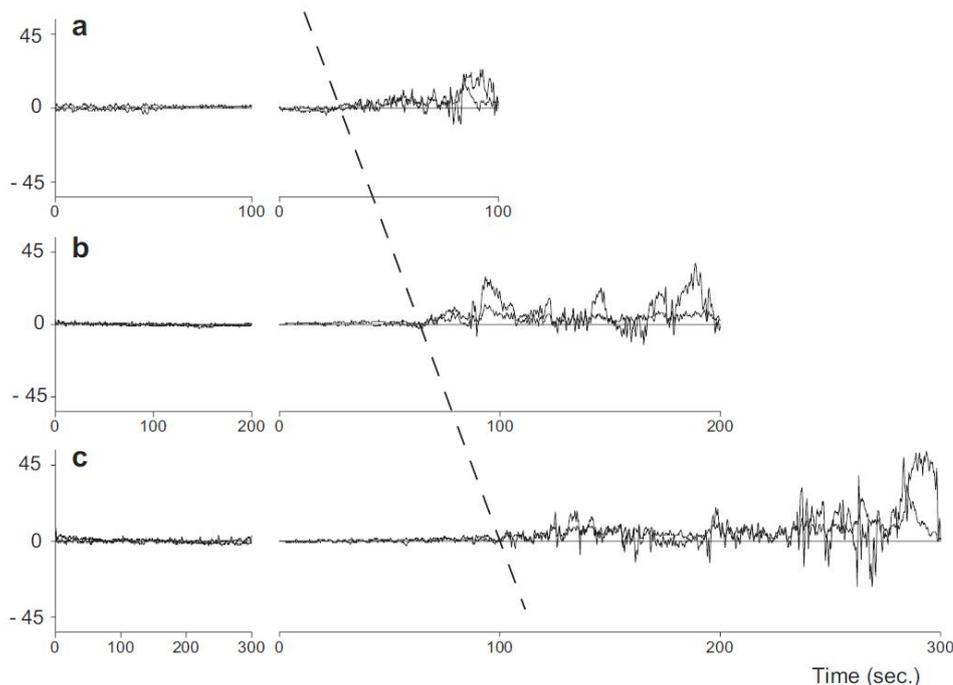


FIGURE 2.13 – Persistance du bénéfice du brainport après son utilisation. Les bénéfices posturaux (ici, l’oscillation de la tête en degré) semblent se poursuivre après la séance pendant un temps égal à 30% de la durée de la séance

gical [106, 139], la proprioception au niveau de la cheville [147]. Les chercheurs de ce laboratoire ont également proposé d’améliorer la posture statique de sujets aux capacités proprioceptives dégradées par la fatigue [161] ou à cause d’une amputation [93] en suppléant les pressions plantaires par des signaux électrotactiles linguaux.

Les divers développements du laboratoire TIMC-IMAG étaient basés sur un même principe : envoyer une information sensorielle minimale uniquement en cas d’écart trop important à une cible (déviations de l’outil de guidage chirurgical, risque de chute...). La stratégie choisie était généralement celle de l’évitement, c’est-à-dire stimuler dans la direction d’où provient le danger. Par exemple, une personne en déséquilibre sur son côté gauche recevait des stimuli sensoriels du même côté.

Dans le cas de la posture, on voit que l’utilisation du terme de suppléance prend tout son sens. En effet, la posture implique de nombreux sens : les pressions plantaires, la proprioception, la vue et le vestibule. De plus, dans le cas de pathologies, ces sens ne sont en général pas totalement muets mais seulement détériorés. Un dispositif de suppléance vient donc bien ajouter de nouvelles informations que le système nerveux central devra intégrer aux autres informations toujours présentes et parfois détériorées. Le système nerveux central pondère donc les diverses entrées pour améliorer la performance posturale

globale.

Aujourd'hui de nombreux dispositifs ont été développés (on en verra dans la section suivante une revue non exhaustive) avec souvent de très bons résultats. Mais pourquoi ceux-ci ne sont-ils pas plus utilisés ? On le comprend en observant la plupart des photographies de ces dispositifs : ils sont encombrants, chers ou dépendants du réseau électrique. L'avancée majeure des technologies en matière de miniaturisation permet aujourd'hui d'imaginer des progrès conséquents dans cette voie. C'est ainsi que Velazquez et al [140, 141] ont développé un système tactile portable destiné aux aveugles (figure 2.14). Le laboratoire



FIGURE 2.14 – Interface tactile portable pour aveugles [140]

TIMC-IMAG a lui aussi développé un prototype plus acceptable de stimulateur lingual sans fil et discret inclus dans un palais orthodontique. Celui-ci sera décrit plus en détail dans le chapitre suivant.

### 2.2.2 Une revue non exhaustive de dispositifs de suppléance perceptive

Du point de vue matériel, un dispositif de substitution sensorielle doit se composer de trois parties :

**Les capteurs** qui doivent recevoir l'information à la place (ou en plus) des capteurs sensoriels à suppléer. Il peut s'agir d'une caméra pour suppléer la vue ou encore d'accéléromètres pour le système vestibulaire par exemple. De plus ceux-ci doivent pouvoir être contrôlés par le sujet ;

**Les stimulateurs**, à l'interface homme-machine, qui doivent stimuler d'autres capteurs sensoriels. On peut imaginer des vibreurs des retours d'informations tactiles, des haut-parleurs pour du son ... ;

**Le système de couplage** qui doit traiter les données acquises par les capteurs et générer des stimuli à envoyer aux stimulateurs. En effet, l'intérêt de ce dispositif est de changer de modalité. Il faut alors adapter les signaux d'entrée à la nouvelle modalité de sortie.

Le sens que nous sollicitons le plus et qui manque tragiquement aux personnes qui en sont privées est sans aucun doute la vue. Les premiers dispositifs de suppléance perceptive, les plus utilisés encore aujourd'hui, sont les outils pour aveugles, tels les cannes blanches ou encore le braille. Bach-y-Rita et collègues estiment même que la lecture, qui est une perception visuelle du langage, initialement destinée à une perception auditive, est la première invention de substitution sensorielle [12]. C'est donc sans surprise qu'on observe que la majorité des premiers dispositifs de suppléance perceptive pour sujets humains s'attaquent à la cécité.

Ainsi, le premier dispositif présenté comme un système de substitution sensorielle est, à notre connaissance, le dispositif de suppléance visuelle développé par Starkiewicz et Kuliszewski en 1963. Amélioré par la suite par Palacz et Kurcz [86], celui-ci consistait à transformer des signaux d'une caméra portée sur le front sur une matrice de vibreurs mécaniques.

Peu de temps après (1965), Samsa Dies publiait les résultats de son prototype audio-tactile [114]. Le principe était d'équiper des chiens sourds de stimulateurs électrotactiles. Deux micros étaient disposés sur les oreilles du chien et quatre stimulateurs, dont la tension délivrable était ajustable, étaient placés en divers points du corps de l'animal. Ceci permettait de coder différents stimuli en fonction de la fréquence, de la direction et de l'intensité du signal. La réaction première des chiens fût de se gratter et de tenter de se libérer des stimulateurs. Mais à force d'apprentissage, S. Dies est parvenu à faire adopter une poignée d'attitudes diverses aux chiens en fonction des signaux délivrés (comme réagir à l'appel pour manger sur la photographie 2.15).

Les travaux les plus conséquents dans le domaine de la suppléance visuelle sont ceux de Paul Bach-y-Rita.

Son premier prototype consistait en une caméra pour la partie capteurs, et une matrice  $20 \times 20$  de vibreurs disposés régulièrement dans le dos pour la partie actuateurs (les vibreurs faisaient 1mm de diamètre et étaient espacés de 12 mm). L'image de la caméra était sous-échantillonnée et affichée en noir et blanc sur le dos. 6 sujets aveugles et 6 voyants ont expérimenté ce système. Si les aveugles ont eu tendance à être plus lents que les voyants, ils ont tous bénéficié de l'apprentissage pour améliorer en justesse et en rapidité

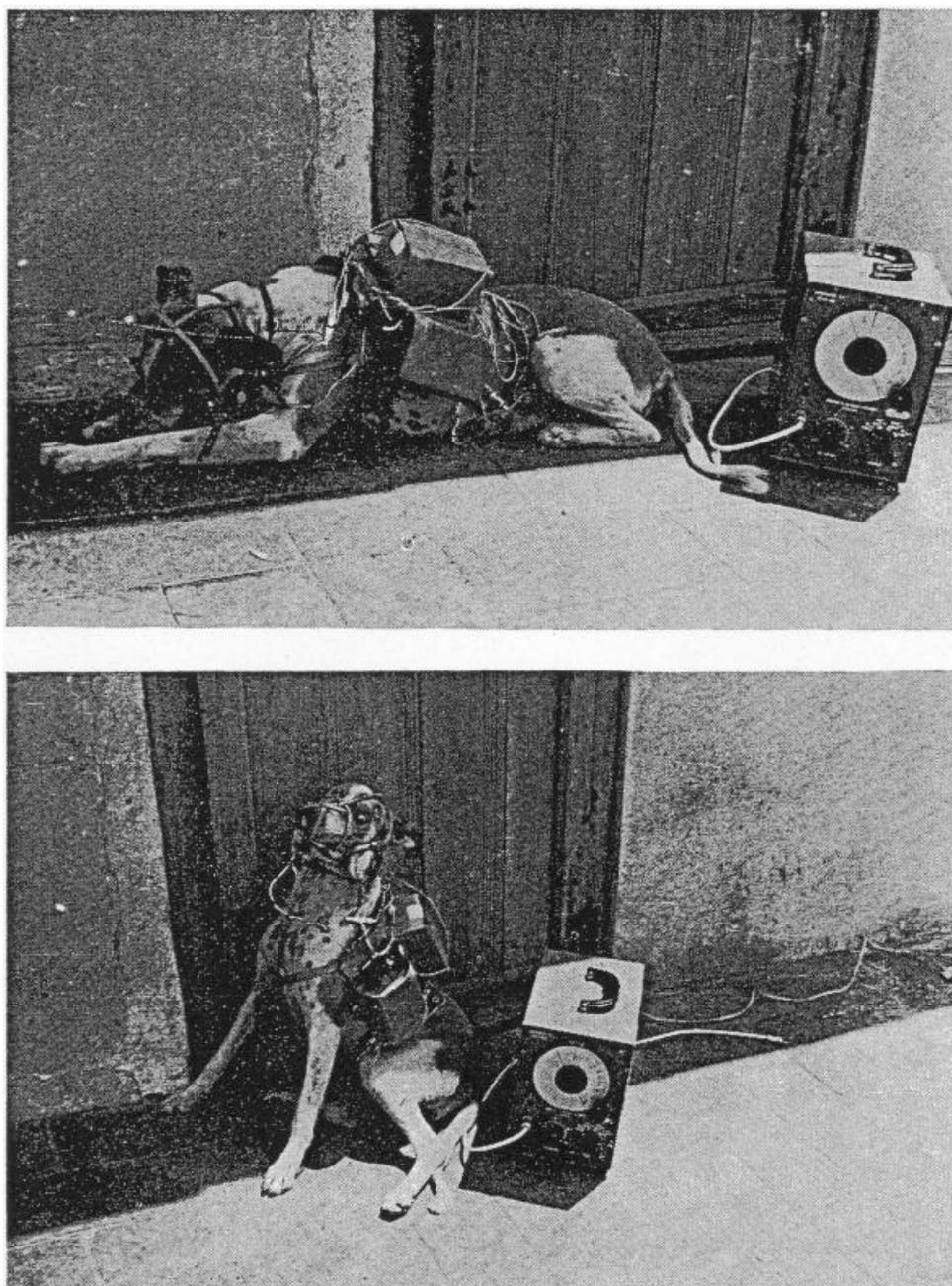


FIGURE 2.15 – Réaction d’alerte d’un chien sourd par appel acoustique à l’aide de la prothèse de Samsø Dies [114]



FIGURE 2.16 – Le TVSS, ici utilisé par un enfant qui reproduit le geste qu’il perçoit sur sa main gauche (crédit [11])

leurs performances dans des tâches de reconnaissance de motifs assez simples (lignes horizontales, verticales, échiquiers, lettres). Bach-y-Rita a nommé ce dispositif le TVSS (pour Tactile-Vision Sensory Substitution ou, en français, Substitution Sensorielle Visuo-Tactile).

Au delà du fait de reconnaître des formes géométriques simples, Jansson et Brabyn [54, 55] menèrent une expérience avec le TVSS décrit ci-dessus (vibrostimulations dans le dos), une caméra filmant un décor totalement noir. Sur la table, la caméra peut détecter une balle roulant et une batte tenue par le sujet (blanches toutes les deux). Les sujets se sont avérés capables d’intercepter la balle avec la batte environ 3.5 sec après son lâcher.

Le TVSS a été décliné en différentes versions. Les principales variations entre ces versions étant la position de la caméra (attachée à la main ou au front) et les lieux de stimulations (dos, ventre, main).

Lors d’un programme éducatif [77], une version du TVSS consistant, pour la partie stimulateurs, en un Optacon modifié (un dispositif électronique d’affichage de braille (Telesensory Systems, Incorporated)) a été utilisée avec succès dans une expérimentation menée sur 30 enfants aveugles âgés de 8 à 14 ans (voir figure 2.16).

Les suppléances d’entrées somatosensorielles sont plus rares. On note la conception d’un gant équipé de capteurs et destiné à un sujet lépreux [7]. Celui-ci était stimulé via des

actionneurs positionnés sur le front et, après un court apprentissage, le sujet déclarait ressentir les stimuli comme provenant des doigts.

Certaines caractéristiques de la langue en ont fait l'organe vers lequel Bach-y-Rita a finalement convergé en développant le TDU (pour Tongue Display Unit, ou Unité d'Affichage Linguale). En effet la langue, comme support de stimulation du TVSS, présente un certain nombre d'avantages :

**Sa sensibilité** est grande, du fait que les récepteurs, à l'abri des agressions externes, sont proches de la surface de la langue ;

**Sa représentation corticale** en fait l'un des organes les plus innervé au centimètre carré ;

**Sa mobilité** lui permet d'explorer librement les stimulateurs

L'électrostimulation linguale a même permis, pour la première fois, de diffuser des images en niveau de gris et plus seulement en noir et blanc. Aiello [1] a même suggéré que la multidimensionalité de l'espace de stimulation (intensité, diverses formes du signal) puisse permettre de diffuser des images colorées.

On notera quelques expérimentations sur le couplage vision-audio, ou comment substituer les informations visuelles par des informations auditives. Le pari paraît osé, mais théoriquement faisable. On peut se représenter une information visuelle par 2 grandeurs intrinsèques (intensité et couleur) et une grandeur de localisation multidimensionnelle. L'oreille permet aussi de mesurer deux grandeurs (intensité et fréquence) d'une composante sonore et de la localiser par divers truchements (différence de volume et décalage temporel entre les 2 oreilles ...). Meijer et al développèrent ainsi un système qui scanne les colonnes d'une image de 64x64 pixels de gauche à droite [75]. Sur chaque colonne, les pixels hauts étaient représentés par des son aigus et les pixels bas par des sons graves. L'intensité sonore était déterminée par l'intensité du pixel (en niveau de gris).

En 1989, Veraart décrit un modèle pour les dispositifs de substitution visuelle par des informations auditives [143], modèle mis en place par Capelle et al [21] en 1998. Cette expérimentation consistait à détecter et afficher les contours de l'image en attribuant à chaque pixel une tonalité particulière. Une expérimentation menée par Arno et al [3] montre que des sujets voyants aveuglés, peuvent, après apprentissage, bénéficier d'un tel système pour reconnaître quelques formes.

L'équipe de Bach-y-Rita ne s'est pas contentée de substituer la vision. En 2003, ils ont développé le brainport. Celui-ci est un dispositif de suppléance vestibulaire qui consiste en une matrice d'électrodes (12x12) et un accéléromètre bi-axe placés dans la bouche. La partie couplage affiche un petit motif sur les électrodes qui représente une projection verticale d'un point qui bouge en fonction de l'accéléromètre. Diverses expérimentations ont permis à des sujets vestibulo-lésés bilatéraux [132] et unilatéraux [163] de voir leurs performances posturales se rapprocher significativement de celles de sujets sains. Par ailleurs, comme on l'a noté dans la section précédente, une persistance des performances après utilisation du brainport a été rapportée [132].

Une équipe française [140] a développé un système d'aide aux aveugles en récupérant les images issues de caméras intégrées dans des lunettes et, après traitement de l'image (notamment détection de contours), affichent celles-ci sur une interface tactile portable (figure 2.14).

Van Erp et al équipent des pilotes d'hélicoptères [136] d'une ceinture munie de vibreurs afin de les informer d'un plan de vol. Couplés à un GPS, les vibreurs (au nombre de 8) indiquaient grossièrement la direction de la prochaine destination. Plus impressionnant encore, la même équipe développe une veste bardée de vibreurs dont ils équipent l'astronaute André Kuipers pendant une mission à bord de l'ISS [135]. Cette veste lui indique une verticalité (fictive bien sur) en actionnant le vibreur dans la direction de celle-ci.

Le laboratoire TIMC-IMAG a appliqué le dispositif d'electrostimulation linguale de Paul Bach-y-Rita à diverses situations. Les premières applications ont été de libérer les yeux du chirurgien en modifiant son système d'aide à la navigation chirurgicale. L'aide auparavant visuelle a été convoyée par le TDU en informant du sens de l'écart par rapport à une cible connue. Ces travaux ont été présentés par Vazquez-buenosaires et al [139] et Robineau et al [106]. Vuillerme et al ont suppléé la proprioception au niveau de la cheville par le TDU, le principe étant de stimuler l'avant ou l'arrière de la langue suivant si le pied était trop en avant ou en arrière d'une cible prédéterminée [147]. Vuillerme et al ont amélioré la posture statique de sujets aux capacités proprioceptives dégradées par une fatigue musculaire localisée au niveau des extenseurs du tronc [161]. Pinsault et al ont fait de même pour les amputés [93]. Dans les deux cas, le moyen est le même : estimer les variations du centre de pressions plantaires et alerter le sujet lorsque celui-ci sort d'une zone de confiance prédéterminée. L'alerte électrotactile est activée du côté où le centre de pression sort de la zone.

Le tableau 2.2 reporte une liste non exhaustive de dispositifs de suppléance perceptive.

### 2.2.3 Le problème de Molyneux

Suite à la publication de travaux sur l'entendement humain de John Locke, William Molyneux lui a posé ce problème :

A Man, being born blind, and having a Globe and a Cube, nigh of the same bignes, Committed into his Hands, and being taught or Told, which is Called the Globe, and which the Cube, so as easily to distinguish them by his Touch or Feeling ; Then both being taken from Him, and Laid on a Table, Let us Suppose his Sight Restored to Him ; Whether he Could, by his Sight, and before he touch them, know which is the Globe and which the Cube ? Or Whether he Could know by his Sight, before he stretch'd out his Hand, whether he Could not Reach them, tho they were Removed 20 or 1000 feet from Him ?

Ce qui peut se traduire brièvement par

Année	sens suppléé	voie choisie	référence
1963	vision	vibrotactile	Starkiewicz et Kuliszewski [86]
1965	audition	électrotactile (dos)	Samsø Dies [114]
1969	vision	vibrotactile (dos)	Bach-y-Rita et al [6]
1981	vision	vibrotactile (dos)	Jansson et Brabyn [54]
1988	vision (enfants)	vibrotactile (doigts)	Miletic [77]
1992	vision	son	Meijer et al [75]
1995	tactile (main)	tactile (front)	Bach-y-Rita et Wolf [9]
1998	vision	son	Capelle et al [21]
2003	vestibule	électrotactile (langue)	Tyler et al [132]
2003	vestibule (verticalité)	vibrotactile (veste)	Van Erp et Van Veen [135]
2005	(GPS)	vibrotactile (ceinture)	Van Erp et al [136]
2006	vision	tactile (main)	Pissaloux et al [97]
2006	geste chirurgical	électrotactile (langue)	Robineau et al [106]
2007	proprioception	électrotactile (langue)	Vuillerme et al [144]
2007	pressions plantaires	électrotactile (langue)	Pinsault et al [147]

TABLE 2.2 – Quelques dispositifs de suppléance perceptive

Si un aveugle de naissance avait appris à distinguer un cube d'une sphère en tout point (autre que par leurs formes) semblables, et s'il retrouvait soudainement la vue, serait-il capable de discerner correctement les deux objets uniquement par la vue ?

Les deux philosophes outre-manche entamèrent une correspondance et penchèrent finalement en faveur d'une réponse négative.

La question pourrait être autrement formulée : peut-on percevoir des stimuli sensoriels par un canal non dévolu à cette tâche et les interpréter de la même manière ? Peut-on construire deux représentations environnementales cohérentes avec deux modalités sensorielles totalement indépendantes et non interactives ?

L'expérimentation de Pavlov, présentée brièvement précédemment, semble à première vue pencher pour une réponse positive, en tout cas pour des concepts très simples. En effet le chien de Pavlov a assimilé un stimulus auditif comme étant source de nourriture, alors que cette source n'était, avant son conditionnement, que visuelle et olfactive.

De même, Pacherie semble estimer que les expérimentations menées via le TVSS, parce qu'elles montrent que sensations et perceptions sont dissociées, puissent apporter une réponse positive à ce fameux problème [85].

Bach-y-Rita y émet toutefois une réserve [12] puisque l'utilisation du TVSS, comme le conditionnement du chien de Pavlov, nécessitent une période d'apprentissage utilisant des références par rapport à une modalité connue. Or la question de Molyneux sous-tend que la reconnaissance et la différenciation entre 2 stimuli seraient sans apprentissage de la nouvelle perception vis-à-vis de la première.

La question fait aujourd'hui toujours débat et nécessite sans doute de concevoir des expérimentations dédiées que pourront peut-être réaliser un jour les dispositifs de suppléance perceptive.

## 2.3 Discussion

On l'a vu : de par le nombre et la variété de dispositifs conçus et expérimentés, la suppléance perceptive fonctionne. A partir du moment où les sujets peuvent apprendre cette nouvelle entrée et la contrôler pour extérioriser les stimuli, on peut convoyer n'importe quelle information, sensorielle ou même totalement nouvelle pour l'organisme (ultrasons, gps ...), par n'importe quelle modalité sensorielle.

Il semble donc que ce paradigme neuroscientifique puisse répondre à notre espoir de rendre aux paraplégiques une perception qui, bien que détournée, pourrait leur permettre d'éviter des surpressions fessières prolongées et, idéalement, les prévenir de la formation d'escarres.

Reste à concevoir un tel dispositif en termes de choix de capteurs, stimulateurs et algorithme de couplage. Nous nous attèlerons à cette tâche lors de la prochaine partie.

## Deuxième partie

### Objectifs de la thèse



Il semble qu'il est possible d'appliquer les principes de suppléance perceptive afin de concevoir un système de prévention d'escarres chez la personne paraplégique. En effet, le déficit somato-sensoriel dont cette personne est victime l'empêche de percevoir des informations de dangerosité liées aux surpressions. Il semble donc logique de lui rendre cette sensation par une autre voie. De par le nombre de systèmes de suppléance perceptive testés et validés en laboratoire, la réalisation d'un tel dispositif nous semble tout à fait envisageable.

Cette partie présente, dans l'ordre, l'expérience de notre laboratoire dans l'étude de tels dispositifs, la conception du prototype de prévention d'escarre et les hypothèses concernant l'utilisation de ce dispositif sur la thématique qui nous intéresse.



---

## Chapitre 3

# Du développement dans notre laboratoire des dispositifs de suppléance perceptive pour le domaine biomédical

---

Depuis quelques années maintenant, les dispositifs de suppléance perceptive sont largement étudiés au sein du laboratoire TIMC-IMAG.

Ces études ont notamment pris la forme de conception d'outils d'aide aux chirurgiens. Pour réduire l'intrusivité des opérations chirurgicales, les chirurgiens minimisent aujourd'hui la taille des plaies. Leur vision est donc limitée et ils doivent utiliser des outils d'aide au guidage du geste chirurgical pour atteindre une cible intra-corporelle. Ces dispositifs prennent la forme d'un écran déporté qui indique l'écart de l'outil à la trajectoire idéale. Cela apporte toutefois quelques inconvénients : (1) ces dispositifs utilisent la modalité visuelle du chirurgien qui est déjà fort sollicitée ; (2) obligé de déporter son regard, le chirurgien peut s'avérer plus lent à réagir en cas de problème (épanchement de sang, de bile ...); (3) le champ visuel entre le chirurgien et l'écran doit être libre et (4) la décorrélation entre l'environnement réel et visuel oblige à un temps d'adaptation non négligeable.

Quelques travaux se sont donc portés sur la faisabilité de remplacer la modalité visuelle de cet outil d'aide au guidage par une autre modalité. Ainsi José Vazquez-BuenosAires et al [139], mais aussi Fabien Robineau, notamment dans ses travaux de thèse, [106, 108] montrent la faisabilité d'un tel dispositif couplé non plus à un écran mais au TDU.

Le handicap ou le vieillissement peuvent entraîner des pertes ou des dégradations de certains signaux sensoriels. Dans ce cas, la suppléance perceptive est parfaitement adaptée.

Ainsi Vuillerme et al ont montré que des sujets dont le sens proprioceptif est dégradé par l'exécution d'un exercice fatigant peuvent compenser ce déficit par un nouveau signal sensoriel artificiel (en l'occurrence le TDU) [147]. Dans son rapport de master, Mathieu Boisgontier a suppléé des pressions plantaires [17]. Les sujets ont pu bénéficier de cette suppléance pour adapter précisément la force avec laquelle ils pressent une surface, à la manière d'une pédale de voiture. Dans son rapport de thèse [94], Nicolas Pinsault a montré que différents retours artificiels (visuels, électro-tactiles) peuvent aider à améliorer une posture statique. La suppléance des pressions plantaires a ainsi permis à des patients vestibulo-lésés de limiter fortement leurs déséquilibres en posture statique debout [158]. Le même dispositif a montré son efficacité sur des sujets amputés du membre inférieur, qui ont ainsi pu améliorer le contrôle de leur équilibre [163]. Des sujets ayant la même pathologie ont pu bénéficier d'un dispositif similaire pour réduire l'asymétrie posturale dont ils sont victimes [93]. En effet, les sujets amputés d'un membre inférieur ont une forte tendance à mettre la grande majorité de leur poids sur le membre valide, entraînant ainsi des troubles squelettiques et des ulcères plantaires sur le membre sain.

Tous ces travaux montrent à quel point le concept de suppléance perceptive est adapté au domaine de la santé. Cette adaptation est d'ailleurs à prendre au sens large puisqu'elle s'adresse aussi bien aux médecins qu'aux patients, depuis la chirurgie jusqu'à la réadaptation.

Les travaux présentés dans ce manuscrit, concernant cette fois la prévention des escarres, s'inscrivent dans cet élan commun.

---

# Chapitre 4

## Conception du dispositif de prévention d'escarre

---

Un dispositif de suppléance perceptive comporte trois modules : les capteurs qui doivent être adaptés au sens à suppléer, les stimulateurs choisis en fonction de la modalité qui jouera le rôle de nouveau vecteur d'information et le couplage qui doit transformer les signaux des capteurs en stimuli qui seront générés par les stimulateurs.

### 4.1 Capteurs

Comme on l'a vu, la cause principale de formation d'escarre est identifiée comme étant le facteur bidimensionnel pression X temps. Les capteurs de ce dispositif doivent donc à priori être des capteurs de pression avec une résolution spatiale et temporelle "suffisante".

Puisque nous nous intéressons dans un premier temps aux paraplégiques, les capteurs de pression devraient en toute logique couvrir les zones fessières. C'est en effet, pour cette population, dans cette zone que se développent majoritairement les escarres (ischions, sacrum et trochanters). Ceci pour deux raisons : les déficits sensoriels des paraplégiques se situent aux membres inférieurs et leur handicap moteur les oblige à passer énormément de temps assis.

Nous allons donc nous intéresser aux nappes de pressions existant sur le marché.

On identifie principalement trois constructeurs sur le marché des nappes de pression, Tekscan, Vista Medical et Xsensor, qui offrent des produits assez comparables. Le tableau 4.1 présente les caractéristiques des principales offres de ces trois fabricants.

Fabricant	id	pression max (kPa)	dimension Lxlxe(mm)	nb capteurs Lxl	résolution ( <i>capt/cm<sup>2</sup></i> )
Tekscan	5315	34.5	487.7 x 426.7 x 0.33	2016(48x42)	1.0
	5330	34.5	471.4 x 471.4	1024(32x32)	0.5
	5350	34.5	416.6 x 386.1 x 0.33	1558(41x38)	0.5
Vista Medical	Seat 16/53	26.7	430 x 430 x 2	256(16x16)	0.1
	Seat 32/53	26.7	430 x 430 x 4	1024(32x32)	0.6
Xsensor	PX100	26.7	457.2 x 457.2 x 1	1296	0.6
	PX200	137.9	457.2 x 457.2 x 2.3	1296	0.6

TABLE 4.1 – Caractéristiques principales de quelques nappes de pression des principaux leaders du marché

Toutes ces nappes sont flexibles et destinées à prendre place entre le coussin et le sujet. Les fabricants les destinent principalement aux centres de réadaptation qui les utilisent pour éduquer les patients sur leurs postures assises et les pressions fessières qu'elles engendrent ou pour aider au choix du matériel (fauteuil, coussin ...). On en trouve également chez les fabricants de voitures qui s'en servent pour concevoir leurs sièges.

Autrement dit, ces nappes ne sont aucunement destinées à être vendues à des particuliers et, même si les constructeurs tendent aujourd'hui à développer des systèmes sans fil, leur encombrement, leur prix et leur fonctionnement les rendent difficilement utilisables par un particulier. Cependant, ces nappes vont nous être utiles pour la conception d'un prototype de laboratoire, pour son étude de faisabilité et pour sa validation. L'objectif étant, à terme, le déploiement d'un dispositif à l'échelle des particuliers, il nous faudra certainement trouver une solution technologique plus adéquate.

Nous avons retenu la nappe Vista Medical Seat 32/53 (photographie de la figure 4.1(a)) comme outil de travail. Celle-ci a des caractéristiques tout à fait comparables à celles des autres nappes et l'entreprise Vista Medical, intéressée par notre projet de recherche appliquée à la prévention des escarres, nous a gracieusement ouvert l'accès à ses outils d'acquisition de données afin que nous puissions les interfacer en temps réel.

Afin de garantir une certaine fiabilité des données, Vista Médical livre ses nappes avec un système de calibrage imposant (figure 4.1(b)). En gonflant un coussin posé sur la nappe et coincé entre deux plaques rigides, on peut ainsi appliquer des pressions uniformes sur toute la nappe et en déduire une transformation (on parle de "calibration") à effectuer entre les valeurs brutes et les véritables pressions. Ce traitement est automatiquement effectué par les pilotes informatiques fournis par Vista Medical.

D'un point de vue technique, les pilotes fournis avec la nappe de pression nous permettent d'accéder en temps réel et à une fréquence de 10 Hz aux 1024 valeurs des capteurs



(a) Nappe de pression et logiciel Vista Medical montrant un exemple de cartographie de pression



(b) Système de calibrage

FIGURE 4.1 – Matériel Vista Medical

de pression. Chaque capteur fournit une valeur comprise entre 0 et 200mmHg (entre 0 et 26.66kPa) avec une précision de 0.78mmHg (0.1kPa)

## 4.2 Stimulateurs

Le choix du stimulateur est plus délicat. Si le capteur doit être le plus transparent possible, le stimulateur, par définition, interagit avec l'utilisateur. Il faut donc qu'il soit efficace (en terme de perception), mais aussi le moins invasif possible afin d'être accepté par l'utilisateur et non supporté comme un fardeau.

Les sections suivantes présentent les deux stimulateurs que nous avons développés et testés dans la suite de ce manuscrit. Le premier est une déclinaison du TDU de Paul Bach-y-Rita, le second une simulation de montre tactile.

### 4.2.1 Le stimulateur électro-tactile lingual

Pionnier de la suppléance perceptive, Paul Bach-y-Rita a interfacé un certain nombre de stimulateurs. Tous étaient tactiles et présentaient l'avantage de peu interférer avec l'environnement. En effet, nous interagissons beaucoup plus avec les modalités visuelles et auditives qu'avec la modalité somato-sensorielle.

Si l'équipe de Bach-y-Rita a testé de nombreuses zones corporelles de stimulation, et a obtenu pour chacune des performances globalement similaires, elle a finalement convergé vers l'électro-stimulation linguale [132].

Pourquoi la langue ?

Comme expliqué dans la première partie de ce mémoire, ce sont les capacités sensorielles de la langue qui l'ont placée en tête des préférences de Bach-y-Rita. Ces capacités permettent non seulement une excellente perception, mais suggèrent un grand potentiel de miniaturisation du dispositif car l'énergie nécessaire est moindre que sur des parties corporelles externes.

Par ailleurs, l'utilisation de la langue dans le cas particulier de la prévention d'escarres possède deux autres avantages :

- Le développement des escarres est particulièrement important chez les blessés médullaires. Or dans les cas les plus extrêmes de cette pathologie, seuls la face et les articulateurs des voies aériennes supérieures (et donc la langue) sont encore fonctionnels. En effet la plupart des circuits nerveux issus de ces structures ne transitent pas par la moelle épinière (voir figure 2.8 page 36) et ne sont donc pas affectés par la lésion.
- Dans les cas de tétraplégie, certains dispositifs faisant office d'interface cerveau-machine sont développés et permettent un contrôle moteur sur l'environnement. Parmi ceux-ci, on trouve notamment le Tongue Touch Keypad [130], un palais orthodontique muni de 9 capteurs de pressions, ou encore le Tongue Drive System [51, 63] qui consiste en un aimant placé sur la langue et des détecteurs à l'extérieur de la bouche qui peuvent le localiser. Vaidyanathan et al, quant à eux, proposent d'extrapoler la position de la langue en détectant les variations de pressions auriculaires [133] (figure 4.2(a)). On peut imaginer à l'avenir coupler un de ces systèmes moteurs avec un système sensoriel comme le TDU pour en faire une interface homme-machine complète. Tang et Beebe ont d'ailleurs déjà montré la faisabilité d'un tel couplage en équipant des sujets d'un tongue touch keypad et d'une matrice électro-tactile sur le palais [124] (figure 4.2(b)).

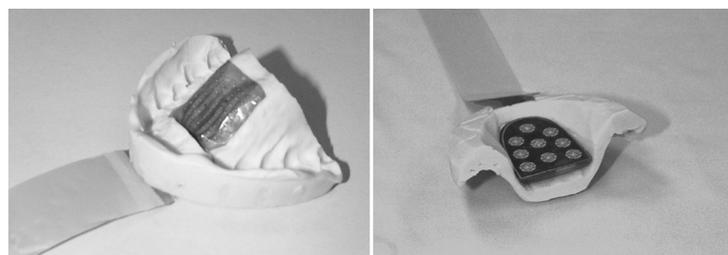
Le TDU développé par Bach-y-Rita et al [10] produit de meilleures perceptions que l'électro-stimulation sur le bout des doigts et nécessite une tension maximale de l'ordre de 5 à 15 volts pour un courant inférieur à 2 mA.

Celui-ci consiste en une matrice de 12x12 électrodes de cuivre plaqué or. Ces électrodes sont rondes, espacées l'une de l'autre de 2.34mm (de centre à centre) et disposées sur un ruban flexible qui sort de la bouche et est relié à un boîtier électronique (photographies de la figure 4.3).

Les électrodes sont monopolaires. Etant activées une à une par un balayage (à la manière des télévisions à tube cathodique), les électrodes non actives voisines d'une électrode active jouent le rôle de canal de retour du courant. Cette astuce a permis de faciliter la fabrication des matrices tout en ayant des perceptions similaires à des systèmes à base d'électrodes bipolaires concentriques [58].



(a) Le Tongue Drive System permet, via un aimant sur la langue et des capteurs magnétiques de détecter les mouvements linguaux.



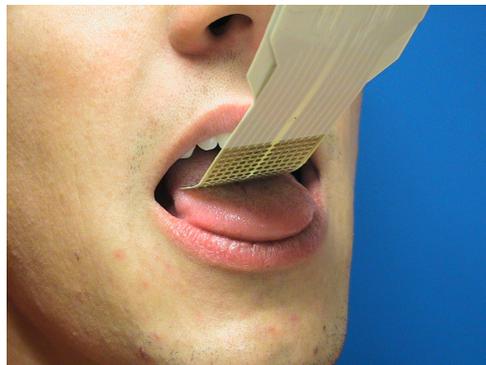
(b) Système bi-modal couplant de Tongue Touche Keypad (à droite) et une matrice d'électrostimulation du palais (à gauche).

FIGURE 4.2 – Exemples de dispositifs linguaux dédiés aux tétraplégiques. Crédits [118] (haut), [124] (bas)



(a) Boitier électronique contrôlant les électrodes

(b) Paul Bach-y-Rita présentant la matrice d'électrodes du TDU



(c) Le TDU en bouche

FIGURE 4.3 – TDU

Le signal convoyé par les électrodes est reporté sur la figure 4.4. Il s'agit de trames

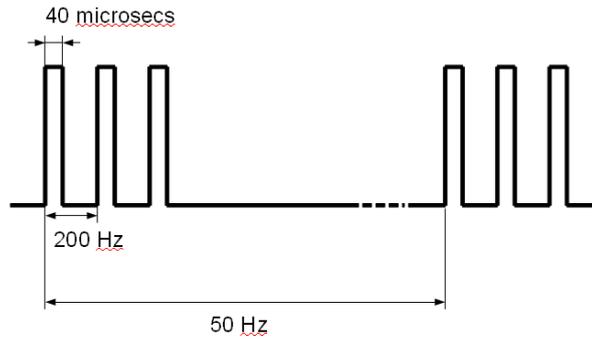


FIGURE 4.4 – TDU - Signal électrique diffusé sur les électrodes

libérées à la fréquence de 50 Hz. Chaque trame est composée de 3 pics de  $40\mu s$  chacun (à la fréquence de 200Hz) suivi d'un temps mort. Cette forme de signal très spécifique découle d'une étude psychophysique menée par Kaczmarek et al [57].

La notion subjective d'intensité peut être simulée de plusieurs façons : en augmentant l'intensité, la tension ou encore le nombre de battements d'une trame. Une étude a montré que la tension de crête est sans doute le paramètre le plus apte à fournir des perceptions d'intensités variables [58] car tout aussi efficace que les autres et plus simple à mettre en œuvre.

Mais les facteurs influençant l'intensité de perception ne dépendent pas uniquement de la forme du signal. Ainsi, Tyler et Braun notent que les parties postérieures et latérales de la langue sont moins sensibles que le reste [131]. Robineau et al [107] reportent une grande variance inter-sujets pour la valeur du seuil liminaire. Ainsi, il découle de ceci la nécessité d'adapter pour chaque sujet les intensités de stimulation avant toute expérimentation.

Malgré toutes les qualités du TDU, on se rend aisément compte que celui-ci, comme les nappes de pression du commerce, n'a pas l'ergonomie nécessaire pour une utilisation en dehors du laboratoire. Et même si cette thèse ne présente que des études de faisabilité, notre dispositif est destiné à intégrer le domicile du particulier.

Pour en éprouver clairement l'efficacité et l'acceptabilité, notre laboratoire, avec l'expertise des entreprises Guglielmi Technologies et Coronis Systems, a développé une version sans fil du TDU, entièrement intégré dans une prothèse orthodontique (figure 4.5(b)). A des fins de miniaturisation, et parce que nos expérimentations nécessitent moins de résolution que la suppléance visuelle, la matrice électro-tactile a été réduite à une taille de 36 électrodes (6x6).

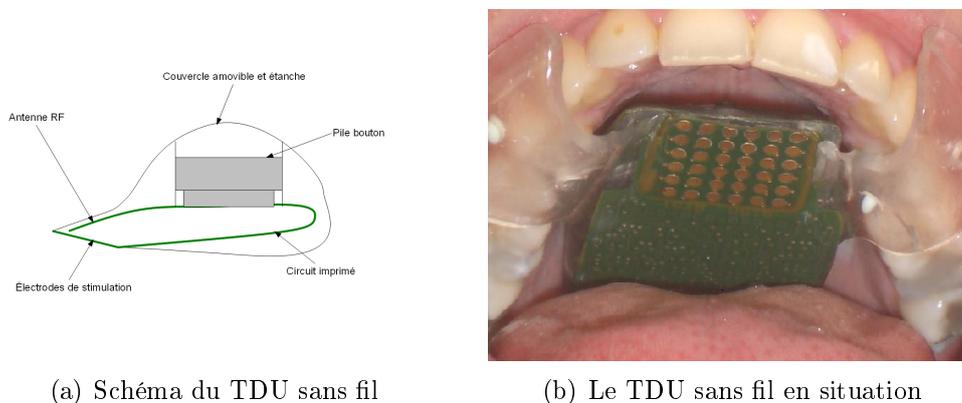


FIGURE 4.5 – Le TDU sans fil

La figure 4.5(a) illustre un schéma en coupe du TDU sans fil. Une pile lithium assure l’approvisionnement en énergie et une antenne permet de communiquer avec un émetteur-récepteur radio connecté à un ordinateur.

#### 4.2.2 Le stimulateur visuo-tactile

Malgré les qualités d’un retour électro-tactile lingual, on verra dans les études présentées dans la partie IV que celui-ci est globalement jugé inconfortable par ses utilisateurs. Dans un souci de faire plus facilement accepter ce dispositif, nous développons et testerons un deuxième stimulateur moins original que le TDU.

Celui-ci est un système multimodal visuo-tactile. Le principe, à la façon d’une montre tactile ou d’un téléphone portable en mode silencieux, est d’alerter le sujet par vibrations tactiles afin qu’il aille chercher un message envoyé sur l’écran de la montre ou du téléphone. Si les téléphones portables actuels nous semblent parfaitement adaptés à ce type d’utilisation, la montre tactile nécessite un prototypage sur lequel nous travaillons avec notre partenaire industriel IDS SA.

Un premier prototype “de laboratoire” a été développé afin de simuler au mieux une montre tactile. Les points qui nous paraissaient importants sont les suivants :

- Que le sujet ait un vibreur au niveau du poignet
- Qu’il puisse stopper sciemment les vibrations et déclencher l’affichage de l’information
- Que les informations visuelles soient affichées sur un petit écran

Le prototype développé a consisté, d’une part, en un bracelet élastique (du type de ceux que portent les joueurs de tennis) sur lequel sont fixés un petit moteur vibrant et un bouton poussoir permettant de stopper les vibrations. Les vibrations du moteur ont lieu à une fréquence de 5000 tours/min, c’est-à-dire à environ 83 Hz, ce qui stimule à la fois les corpuscules de Meissner et de Pacini décrits dans la section 2.1.1.1, et devrait permettre une bonne perception.

Ces deux éléments (moteur vibrant et interrupteur) sont gérés par une carte d'interface électronique PHidgets.

L'écran est simulé sur une petite partie d'un écran d'ordinateur portable placé du même côté que le bracelet de montre. Cet écran affiche l'image d'un cadran de montre la plupart du temps, et cette image sera remplacée par une autre délivrant l'information lorsque l'utilisateur aura perçu une vibration et activé le bouton poussoir.

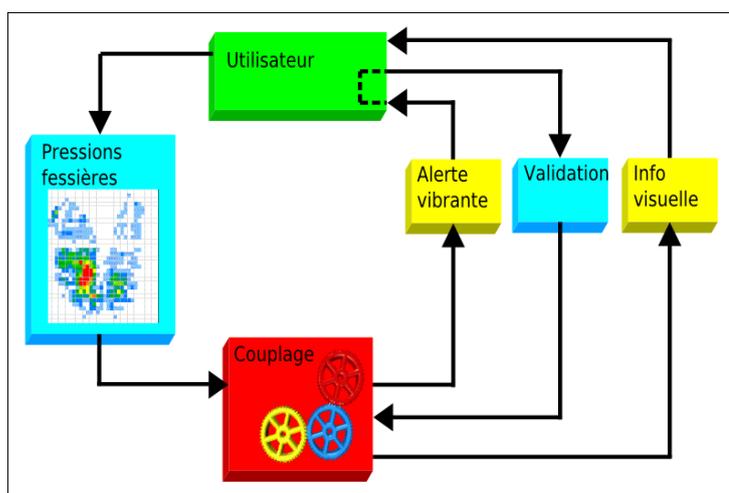


FIGURE 4.6 – Schéma fonctionnel du prototype multimodal de suppléance perceptive. Le sujet est assis sur une nappe de pression, le module de couplage envoie une alerte vibrotactile lorsqu'il détecte un danger et, si le sujet valide sa réception, affiche un message visuel informatif

On peut voir sur la figure 4.6 un schéma fonctionnel du dispositif et sur les photographies de la figure 4.7 un utilisateur équipé du dispositif à l'état actif et inactif.

### 4.3 Couplage

Un algorithme de couplage active le stimulateur, quel qu'il soit, en fonction des données issues du capteur. Cette section présente l'élaboration de ce module.

Une première idée naturelle serait de renvoyer, à la manière de la substitution visuelle à laquelle le TDU était initialement dédié, la carte de pression recueillie après un éventuel sous-échantillonnage. Cela se traduirait, pour le TDU, par l'activation de la matrice 6x6 où chaque électrode représenterait une zone anatomique et serait activée d'une intensité directement proportionnelle au niveau de pression de la zone.

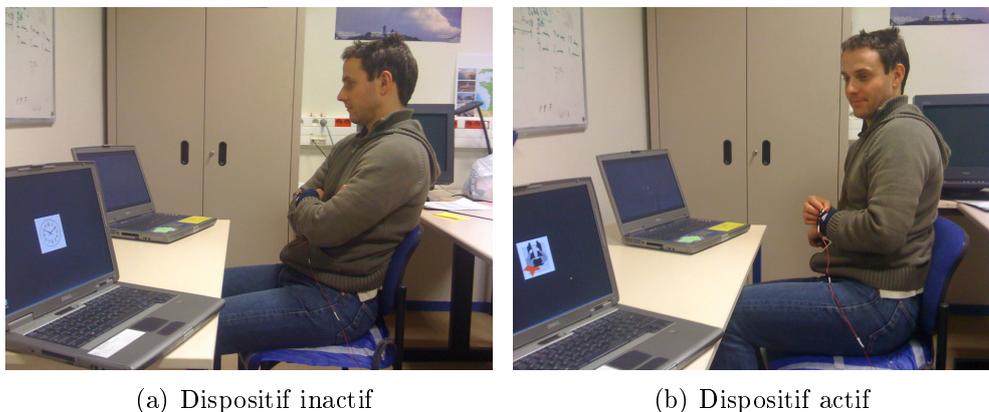


FIGURE 4.7 – Le dispositif bimodal d’alerte de surpressions fessières mis en situation pendant que le sujet regarde une vidéo

Toutefois, cela comporte plusieurs problèmes. Tout d’abord, les stimulations seraient continues et donc potentiellement invasives vis-à-vis de l’utilisateur. Mais aussi et surtout, cette information n’est pas un indice direct du risque de formation d’escarre. En effet, ce n’est pas la pression seule qui cause ces plaies, mais bien le paramètre bidimensionnel pression x temps.

La connaissance à chaque instant de la carte de pression permettrait-elle de prévenir la formation d’escarre ? On peut en douter car, on le verra ci-dessous, ce n’est à priori pas ce type d’information qu’utilise une personne valide. Toutefois, la plasticité cérébrale montre les capacités étonnantes du cerveau à se réorganiser. Nous laissons donc cette question en suspens car y répondre nécessite des études bien plus poussées sur la plasticité cérébrale, et rejetons pour l’instant cette solution.

La question est donc de savoir et de reproduire ce que perçoit un sujet valide lorsqu’il ressent le besoin de se mobiliser. Il s’agit de troubles sensitifs, tels des fourmillements ou des engourdissements, appelés paresthésie et dus à la carence des tissus organiques en oxygène. Reproduire ces signaux à partir des pressions demande donc l’intégration temporelle des cartes de pression.

Deux algorithmes seront testés dans cette étude : un algorithme de changement postural et un algorithme de plus bas niveau indiquant l’emplacement des zones à risque.

### 4.3.1 Couplage haut niveau : Ordres de modifications posturales

#### 4.3.1.1 Principe

Notre dispositif de prévention d’escarres consiste donc en un capteur de pressions fessières et un stimulateur pour alerter l’utilisateur d’un risque potentiel. Un inconvénient d’un tel système est qu’il est difficile d’estimer, à partir des seules pressions, le taux de

risque de formation d'escarres. Même s'il y a de grands progrès dans ce sens, on l'a vu dans la section 1.7, le meilleur modèle existant à ce jour nécessite l'acquisition de l'anatomie fessière interne par imagerie médicale [72].

Une solution détournée en attendant un modèle plus facile à mettre en œuvre pourrait se trouver dans la mobilisation des sujets. En effet, on observe chez les sujets paraplégiques une mobilisation moindre que chez les sujets valides [70]. Ainsi, les alerter d'un changement postural régulier devrait aider à la prévention d'escarres. Ces mobilisations devraient même idéalement être plus fréquentes que celles des valides car les tissus de blessés médullaires sont plus sensibles du fait de l'amincissement de la partie musculaire [71].

Reste à déterminer comment décider de la direction de mobilisation. Nous sommes partis du principe qu'il faut tenir compte des capacités de mouvement de chaque individu. C'est à fortiori vrai pour les blessés médullaires qui ont des possibilités motrices très variables d'un individu à l'autre. Nous définissons donc un certain nombre de postures types que le sujet peut atteindre par des mouvements du buste dans les axes antéro-postérieur et médio-latéral. Ces postures référentes sont donc au nombre de  $9 : 3$  antéro-postérieurs (avant, centre et arrière)  $\times$   $3$  médio-latérales (gauche, centre et droite). De chacune de ces postures nous acquérons une carte de pression représentative. On observe sur la figure 4.8 les cartes de pression représentatives des 9 postures type. Nous appelons

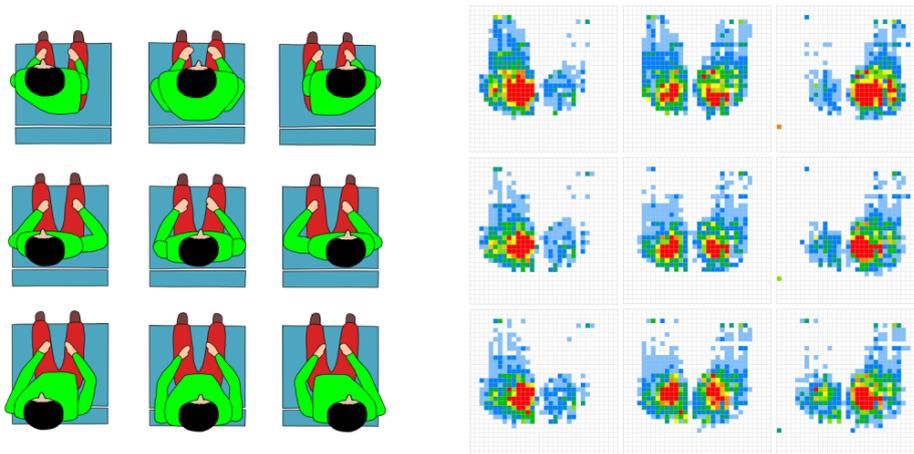


FIGURE 4.8 – Cartes de pressions (à droite) représentatives des 9 postures référentes (à gauche)

ces cartes CP\_AvG, CP\_Av, CP\_AvD, CP\_G, CP\_C, CP\_D, CP\_ArG, CP\_Ar et CP\_ArD, respectivement pour Carte de Pression représentative de la posture référente Avant-Gauche, Avant, Avant-Droite, Gauche, Centrale, Droite, Arrière-Gauche, Arrière et Arrière-Droite.

Ainsi, dans un premier temps, lorsqu'une mobilisation est souhaitée, la posture du sujet va être estimée. Pour cela, nous calculons une distance entre la carte de pression actuelle du sujet (CP) et les cartes des neuf postures référentes. La posture X pour laquelle cette distance est minimale est supposée être la posture actuelle du sujet. Cette distance

$d(X) = d(CP, CP\_X)$  est calculée comme la distance de Manhattan de l'espace euclidien dans lequel chaque capteur forme une dimension.

$$d(A, B) = \sum_{\text{capteurs } c} |A(c) - B(c)|$$

où  $A(c)$  (respectivement  $B(c)$ ) est la valeur du  $c^{\text{eme}}$  capteur de la carte de pression A (respectivement B).

Une fois cette posture courante estimée, reste à choisir celle vers laquelle le sujet sera mobilisé.

Nous avons fait le choix (du moins dans un premier temps) d'envoyer des signaux simples, aisément reconnaissables et compréhensibles par les sujets. Ces signaux seront du type "penchez vous à gauche", "à droite", "en avant" ou "en arrière". Seul un nombre limité de postures est donc accessible depuis la posture courante du sujet.

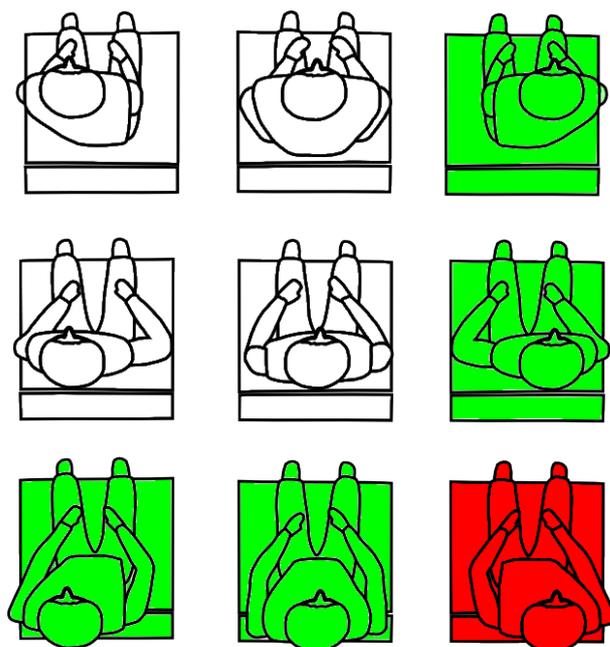


FIGURE 4.9 – Exemple de postures accessibles (en vert) par un mouvement simple depuis la posture courante (en rouge : posture arrière-droite)

La figure 4.9 illustre un exemple pour lequel la posture courante est la posture arrière-droite. Dans ce cas, seules les postures arrière-gauche, arrière, droite et avant-droite sont atteignables par une modification posturale simple. Il nous faut alors déterminer laquelle de ces quatre postures est la plus apte à diminuer les surpressions fessières. Afin d'estimer où sont situées les surpressions prolongées, nous proposons de moyenner toutes les cartes de pression acquises depuis la précédente mobilisation et ne prendre en compte que les capteurs indiquant une pression moyenne supérieure à une valeur  $T$  (empiriquement fixée à 100mmHg). Nous appelons cette carte  $CHP\_M$  (pour Carte de Hautes Pressions Moyenne).

Nous définissons la distance pondérée  $dp(Y) = dp(CHP\_M, CP\_Y)$  où  $Y$  est une des postures référentes, de la manière suivante :

$$dp(A, B) = \sum_{\text{capteurs } c} t(A(c)) \cdot (A(c) - B(c))$$

avec  $t(A(c)) = \max(A(c) - T, 0)$

Cette définition permet de ne prendre en compte que les pressions “suffisamment hautes” et d’accorder une importance croissante à celles les plus élevées. Notons que la valeur choisie pour  $T$  est empirique, mais qu’elle est aisément ajustable.

La posture  $Y$  pour laquelle la distance  $dp$  est la plus grande sera supposée celle ayant le meilleur potentiel pour diminuer les surpressions emmagasinées précédemment et c’est vers celle-ci que le sujet sera guidé.

Il est à noter que nous faisons ici l’hypothèse d’une corrélation forte entre postures et cartes de pressions fessières. Si celle-ci semble cohérente, nous proposons tout de même de vérifier cette hypothèse dans une étude reportée au chapitre 5.

#### 4.3.1.2 Codage de l’information

L’information à fournir est donc de type directionnelle. Il existe deux méthodes pour générer des ordres directionnels.

La méthode **directe**, utilisée notamment dans les travaux de Van Erp et al [136], consiste à stimuler la partie de la surface corporelle de stimulation qui se trouve dans la direction souhaitée. Dans notre cas, un ordre de déplacement vers la droite prendrait donc la forme d’une stimulation sur la partie droite de la langue pour une utilisation du TDU.

La méthode dite d’**évitement** consiste au contraire à stimuler la partie opposée. Celle-ci est couramment utilisée pour divulguer un message de danger ou d’urgence. Par exemple Ho et al [50] ont développé un système vibro-tactile d’évitement de collision frontale en conduite automobile ; celui-ci génère des vibrations au niveau du ventre lorsque le conducteur est trop près de la voiture précédente et des vibrations dorsales lorsqu’il est trop loin.

Dans notre cas, nous voulons porter un message de dangerosité à l’utilisateur. Donc, même si une réaction rapide n’est pas nécessaire, la seconde méthode (d’évitement) nous semble plus appropriée.

Ainsi, dans le cas du TDU, pour un déplacement à droite, nous allons activer les électrodes de la colonne de gauche. Afin de ne pas avoir d’électrodes communes entre les divers stimuli possibles, nous n’activerons que les quatre électrodes du centre de la colonne (figure 4.10).

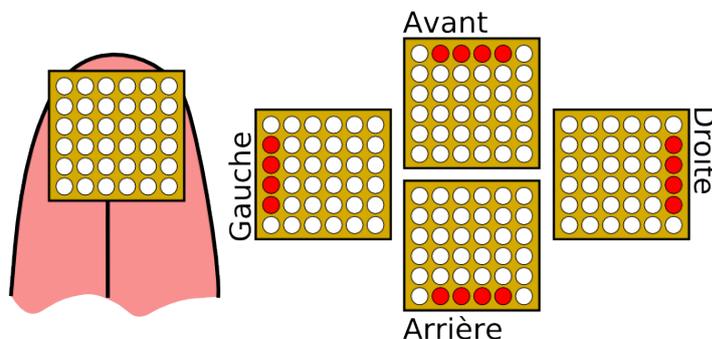


FIGURE 4.10 – Electrodes actives du TDU. Lors du couplage haut-niveau, ce schéma montre les électrodes actives en cas de stimulation avant, gauche, droite ou arrière. Chacune de ces stimulations porte respectivement la consigne d'un déplacement en arrière, à droite, à gauche et en avant.

#### 4.3.1.3 Exemple de mise en œuvre

La figure 4.11 donne un exemple du fonctionnement de cet algorithme. La carte moyenne (figure 4.11(a)) acquise depuis la dernière mobilisation indique que le sujet a une posture largement portée sur l'ischion droit. La carte CHP\_M (figure 4.11(c)) confirme ceci. L'algorithme estime depuis la carte de pression courante (figure 4.11(d)) que le sujet se trouve dans une posture arrière-droite et que la nouvelle posture la plus à même de supprimer les surpressions acquises est la posture arrière-gauche (figure 4.11(e)). Un signal lui indiquant un danger à droite est donc envoyé sur le TDU (figure 4.11(f)), qui provoque un déplacement du sujet sur sa gauche. Ce signal est envoyé tant que le sujet n'a pas atteint la posture cible ou au bout de 10 secondes. La carte de pression finale (figure 4.11(g)) montre qu'il se trouve bien dans la posture désirée (figure 4.11(h)) et que les surpressions dangereuses ont disparu (figure 4.11(i)).

On remarquera que la nouvelle posture engendre de nouvelles surpressions. Cependant il est important de noter que, d'une part le sujet vient juste de se déporter et se replacera sans doute un peu mieux après, et d'autre part, le but n'est pas de répartir les pressions fessières de manière homogène sur la surface (car les pics de pressions sont quasi inévitables) mais bien d'alterner les zones supportant les surpressions.

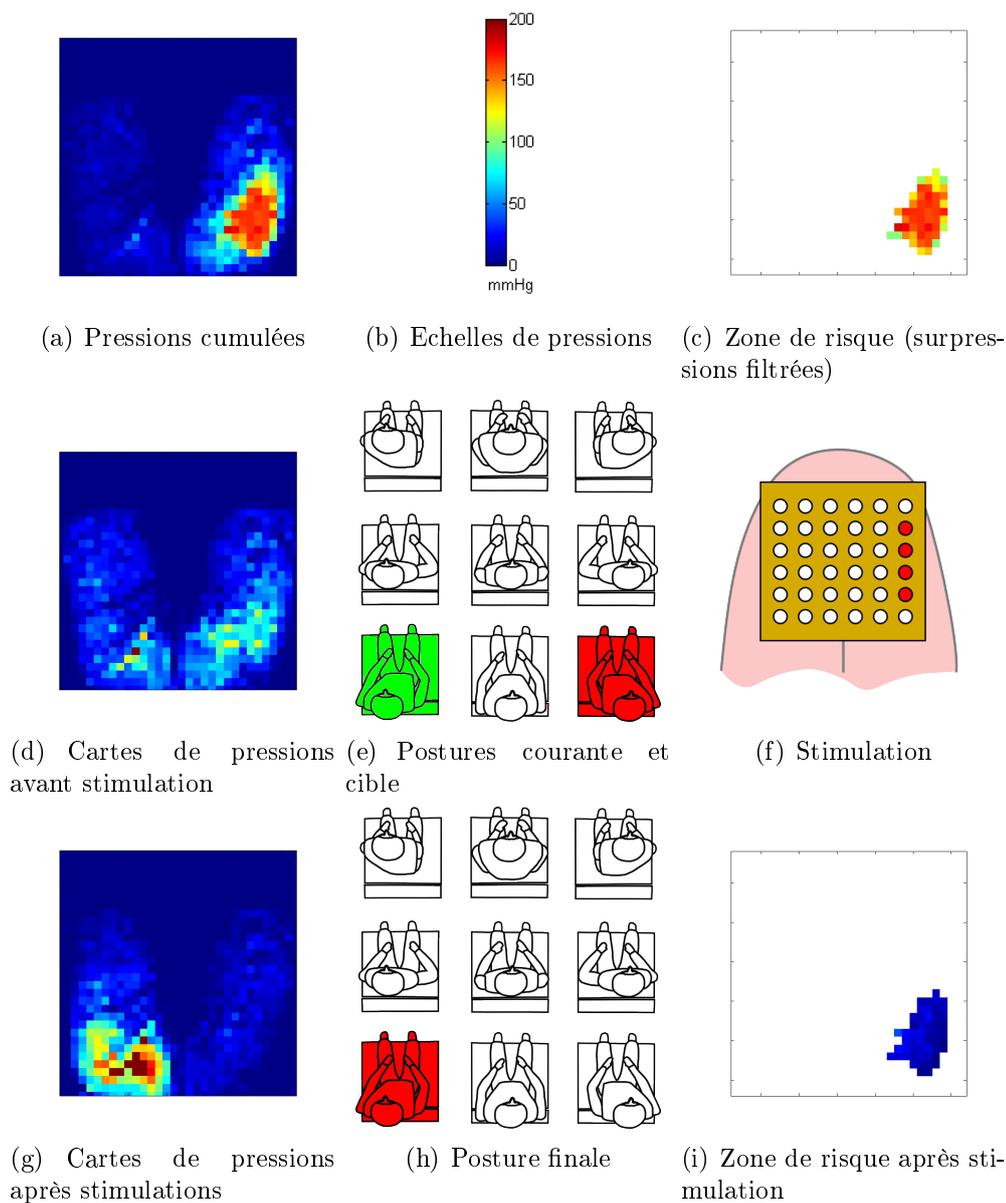


FIGURE 4.11 – Un exemple de fonctionnement du couplage haut niveau lorsqu'on utilise le TDU comme stimulateur. Ici le sujet a adopté une posture sollicitant largement le côté droit (a) pendant un certain temps ; le module de couplage estime la posture courante (e-rouge) en fonction de la carte de pression (d) et choisit la posture accessible par un mouvement simple (e-vert) la plus à même de diminuer les surpressions emmagasinées (c) ; l'ordre de déplacement est envoyé sur le TDU (f) et, après un déplacement adéquat (h), la carte de pression finale (g) montre que la zone de risque a été soulagée (i).

## 4.3.2 Couplage bas niveau : Indication des zones à risque

### 4.3.2.1 Principe

A la demande de sujets paraplégiques (voir chapitre 14), un second algorithme a été conçu. Beaucoup, et notamment les plus jeunes, attendent d'un tel système qu'il les informe sur l'origine du problème (où sont les zones à risque de formation d'escarre) plutôt que sur une solution potentielle à celui-ci. Ils veulent ainsi pouvoir décider par eux-même de la réponse la plus adéquate à tenir. Il faut donc pour cela estimer les risques liés à chaque zone.

Comment estimer la dangerosité d'une pression ?

Nous pouvons nous baser sur la courbe tracée par Linder-Ganz et al, déjà présentée dans ce manuscrit sur la figure 1.6, en page 21. Rappelons que celle-ci délimite de manière relativement précise des zones de l'espace temps X pression de formation d'escarres lors d'applications de pressions maintenues sur des muscles fessiers de rats.

Une fois de plus, précisons que ces paramètres ne sont sans doute pas parfaitement adaptés à la situation de pressions externes dans la mesure où les pressions sont appliquées directement sur les muscles, et de rats qui plus est. Toutefois, les paramètres de l'algorithme sont aisément ajustables et pourront être modifiés pour toutes nouvelles données et/ou modélisations plus adaptées.

Nous décidons ici, d'une part de simplifier la courbe de Linder-Ganz et al afin d'en tirer seulement deux seuils bidimensionnels (pression X temps), que nous appelons Seuil1 et Seuil2, à ne pas atteindre, et d'autre part de réduire l'échelle de temps.

La première hypothèse a pour but de simplifier l'algorithme et d'aplanir la zone de la courbe le Linder-Ganz et al comprise entre une et deux heures (figure 1.6) et pendant laquelle la contribution de la pression augmente grandement.

La réduction temporelle a été décidée du fait que la plupart des sujets qui ont participé à nos expérimentations sont des sujets valides. Utiliser sur des sujets valides des paramètres mesurés sur sujets paraplégiques n'aurait alors que peu d'intérêts. En effet, les sujets valides n'ont pas ou très peu de problèmes d'escarres. Il est donc très probable que leurs signaux physiologiques les alertent avant le système de suppléance si l'on reste sur les durées proposées par Linder-Ganz et collègues (supérieures à 15min pour les premiers risques). Or, qui peut le plus peut le moins. Ainsi un dispositif pouvant éviter une surpression de  $x$  mmHg pendant  $y1$  minutes pourra a fortiori l'éviter pendant  $y2$  minutes (avec  $y2 > y1$ ).

On voit sur la figure 4.12 la correspondance entre la courbe originale et celle que nous utiliserons lors de nos expérimentations.

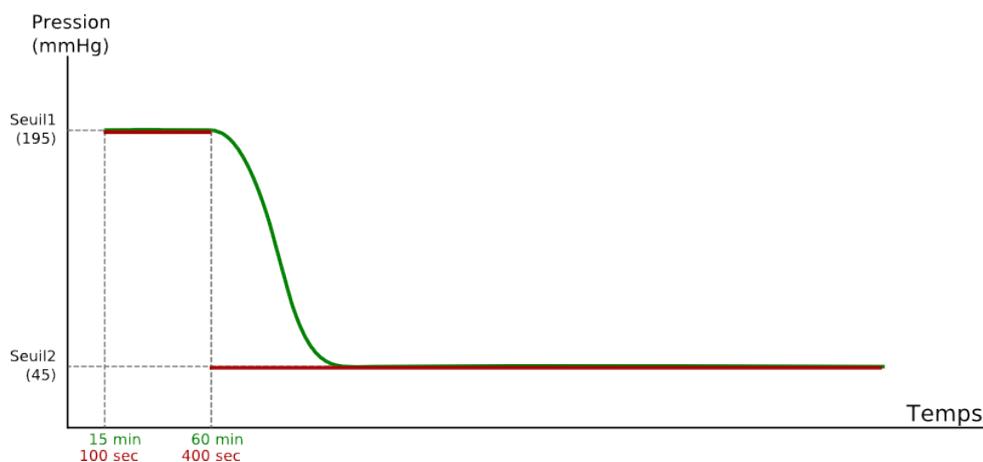


FIGURE 4.12 – La courbe originale, en vert (voir figure 1.6), et celle que nous utiliserons (en rouge) qui délimite la zone sûre de la zone à risque de formation d’escarre.

Enfin, pour chaque capteur la dangerosité sera fonction de la proximité des deux seuils Seuil1 et Seuil2. Si la pression mesurée est en deçà du seuil, le risque est estimé nul. Pour chaque le capteur, si la pression mesurée est au-delà de celle du seuil, le score de dangerosité est fonction du temps  $t$  depuis lequel cette valeur de pression est dépassée. Si ce temps  $t$  est inférieur au temps limite (100s pour le Seuil1 et 400s pour le Seuil2, estimés abusivement comme déclencheurs d’escarre), nous proposons de modéliser la dangerosité comme une fonction quadratique du temps (figure 4.13). Dès que le temps  $t$  dépasse les seuils, nous affectons au paramètre dangerosité une valeur constante “suffisamment grande”. Les risques vis-à-vis de chaque seuil s’ajoutent pour un capteur donné.

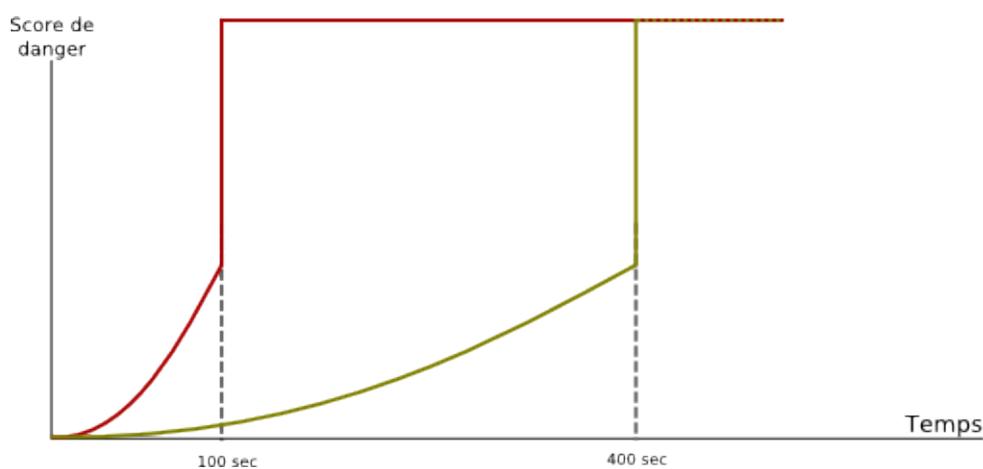
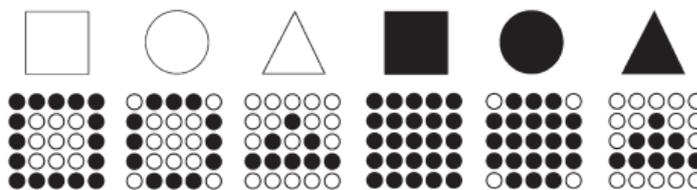


FIGURE 4.13 – Courbe de score de danger vis-à-vis de chaque seuil. Lorsque la pression est supérieure à la pression du seuil, son score de danger est fonction du temps depuis lequel cette pression est dépassée

### 4.3.2.2 Codage de l'information

De manière optimale, nous pourrions diffuser la carte de dangerosité, préalablement sous-échantillonnée pour s'adapter à la résolution du stimulateur. Cette procédure est notamment utilisé dans les travaux de Pissaloux et al [98] qui, à partir d'informations visuelles, diffusent une carte topographique tactile. Le passage d'un espace à l'autre nécessite un sous-échantillonnage présenté sur la figure 4.14.



(a) Représentations de formes simples



(b) Utilisation en condition réelle

FIGURE 4.14 – Exemple de représentations tactiles. Crédit [141, 142]

À l'instar de ces travaux, nous pensons qu'il nous faudrait alors regrouper les capteurs par sites anatomiques. Nous avons fait le choix de séparer l'espace d'assise en quatre quartiers : avant-gauche, avant-droit, arrière-gauche et arrière-droit, afin de séparer les ischions et les cuisses. Nous avons volontairement minimisé drastiquement le nombre de zones afin de limiter un possible biais dû à une confusion des divers signaux. Il va de soit qu'un autre découpage est, à l'avenir, envisageable si celui-ci se trouve être trop simpliste.

Dans chacun de ces quartiers, la somme des dangerosités de chaque capteur détermine un score global de dangerosité dans ce secteur. Avant chaque alerte, les scores des différents quartiers seront comparés et c'est celui ayant le plus haut score, et uniquement celui-ci, qui sera l'objet de l'alerte.

---

# Chapitre 5

## De la correspondance entre les distributions de pressions fessières et les postures assises

---

Dans ce chapitre, nous proposons de mesurer la robustesse de notre algorithme de reconnaissance posturale à partir des données de pressions fessières.

### 5.1 Introduction

L'algorithme haut-niveau présenté précédemment repose sur l'hypothèse que l'on peut estimer une posture assise à partir des seules données de pressions fessières. C'est une hypothèse qu'il nous faut tester afin d'évaluer la robustesse de cet algorithme.

On trouve quelques éléments dans la littérature, notamment des études qui ont été menées sur des sujets en position couchée [48], ou assise mais avec des capteurs de pression couvrant les deux plans du fauteuil (assise et dossier). Ainsi, Tan et ses collègues [123] ont utilisé des algorithmes de reconnaissance de formes (utilisés en vision) pour extrapoler dix postures (assis droit, penché à gauche, droite, avant, arrière, jambe gauche ou droite croisée, penché à gauche (resp droite) avec la jambe droite (resp. gauche) croisée, avachi) à partir de pressions fessières et dorsales. Sur les 20 personnes dont les données ont servi

à former la base de données, les résultats sont corrects à 96% en moyenne. Huit sujets “nouveaux” (n’ayant pas nourri la base de données) ont vu leurs différentes postures reconnues à 79% en moyenne.

Notre cas est quelque peu différent. Tout d’abord, il ne concerne que les postures “penchées” et centrale auxquelles on ajoute les “penchées diagonales”. En effet, les postures de croisement de jambes et d’avachissement sont un peu hors norme et assez peu utilisées par les personnes paraplégiques. De plus, notre algorithme n’enrichit pas une base de données inter-sujets ; les données référentes sont en effet propres à chaque sujet et acquises juste avant l’expérimentation.

Nous voulons répondre à deux questions :

1. L’algorithme est-il capable d’estimer une posture à partir d’une carte de pression ?
2. A partir d’une posture donnée et après une consigne de déplacement (vers la gauche, droite, avant ou arrière), l’estimation posturale de l’algorithme correspond elle à celle attendue ?

## 5.2 Matériel et méthode

### 5.2.1 Sujets

Huit sujets sains adultes ont été recrutés pour cette étude (6 hommes et 2 femmes, âge 28 ans  $\pm$ 4, poids 70 kgs  $\pm$ 13 (moyenne  $\pm$ écart-type)). Tous ont donné leur consentement écrit, libre et éclairé.

### 5.2.2 Appareillage

La nappe de pression VistaMedical était placée sur l’assise du siège. Un casque, utilisé uniquement comme support d’un petit marqueur et placé sur la tête du sujet, permettait de suivre la position de celle-ci grâce à une caméra vidéo.

### 5.2.3 Procédure expérimentale

Le sujet est assis sur le fauteuil et équipé du casque.

Avant l’expérimentation, on lui demande de se positionner dans les 9 postures définies précédemment (centrée, penchée en avant, en arrière, à gauche, à droite et dans les quatre diagonales) (figure 5.1) afin que le logiciel acquière les cartes de pressions correspondantes

(figure 5.2).

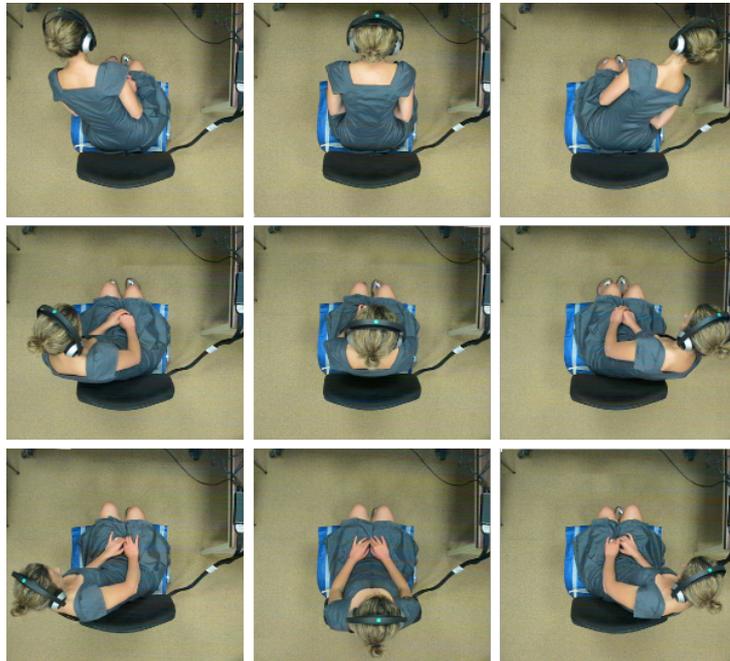


FIGURE 5.1 – Sujet se plaçant dans les neuf postures référentes. On peut remarquer au sommet du casque (et donc du crâne) un marqueur vert indiquant la position de la tête.

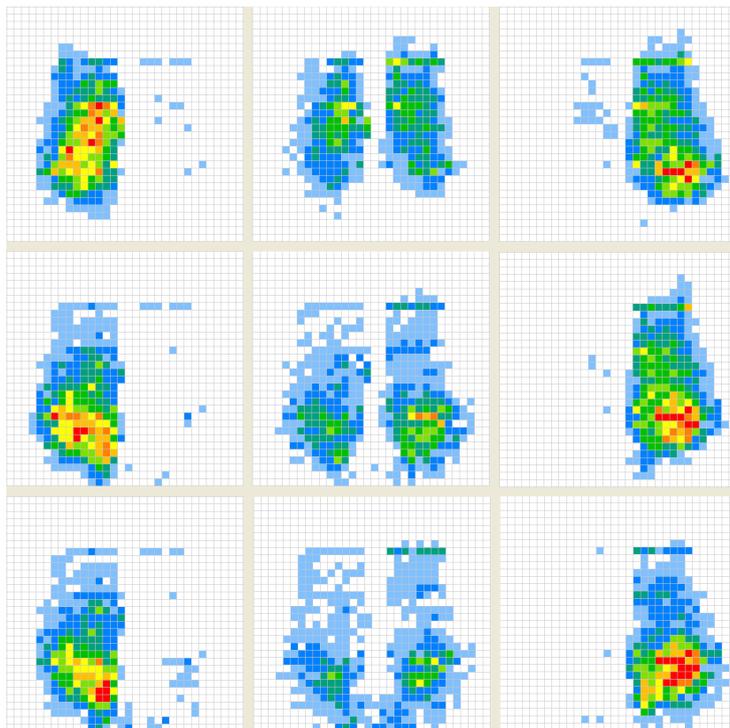


FIGURE 5.2 – Cartes de pression des 9 postures référentes du même sujet

Vient ensuite l'expérimentation proprement dite.

Pour répondre à la première question soulevée dans l'introduction, l'expérimentateur demande oralement au sujet de se placer dans les diverses postures de manière aléatoire. Pour répondre à la deuxième question, l'expérimentateur demande au sujet, à partir de chaque posture, de se déplacer dans une direction donnée jusqu'à ce que l'algorithme estime qu'il a atteint une posture-limite dans cette direction ou avant si le sujet estime qu'il se pencherait trop.

La figure 5.3 montre un schéma de l'éventail des possibilités. Pour chaque posture,

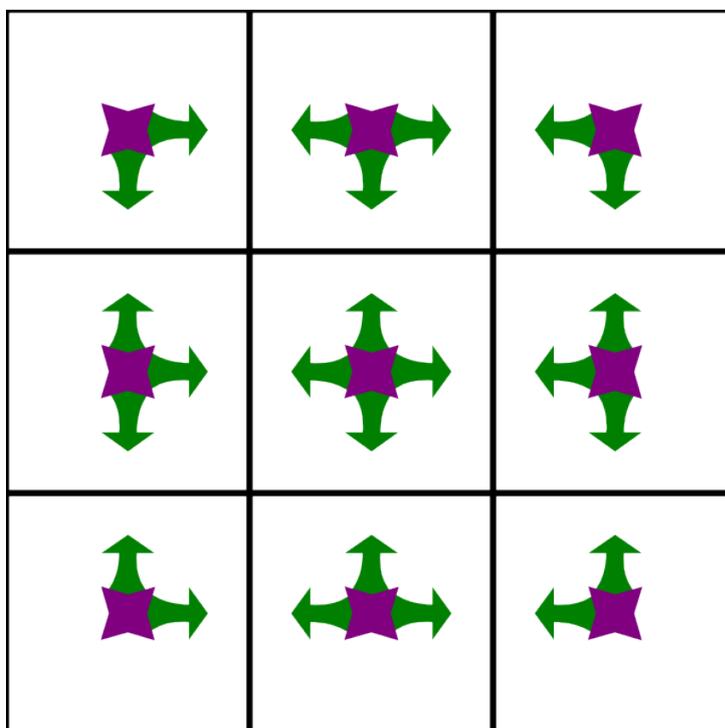


FIGURE 5.3 – Consignes - On demande aux sujets de se placer (en ordre aléatoire) cinq fois dans chaque posture et, entre 2 et 4 fois suivant les postures, de se déplacer dans une direction donnée.

tous les mouvements possibles depuis celle-ci sont retranscrits (entre 2 et 4 suivant la posture). Ainsi, 5 essais par posture (soit 45 en tout) sont suffisants pour couvrir toutes les possibilités.

Les postures estimées par l'algorithme en début et fin de déplacement sont relevées pour analyse.

### 5.2.4 Analyse de données

Pour chaque consigne, nous prenons note de la posture attendue et de celle relevée par l'algorithme. Lorsque ces deux postures ne concordent pas, nous affectons un score d'erreur dépendant de la position relative de ces deux postures comme relevé sur le tableau 5.1.

1.4	1.1	1.0	1.1	1.4
1.1	0.7	0.5	0.7	1.1
1.0	0.5	0.0	0.5	1.0
1.1	0.7	0.5	0.7	1.1
1.4	1.1	1.0	1.1	1.4

TABLE 5.1 – Score d'erreur en fonction de la position relative de la posture estimée par l'algorithme par rapport à la posture attendue. Ici, la posture attendue est celle au centre du tableau.

Nous utilisons le même système de score pour la 2ème partie : la posture atteinte en fin de déplacement par rapport à la posture attendue (par exemple, lors d'une posture avant-gauche et d'un déplacement vers la droite, on s'attend à ce que le sujet atteigne la posture avant-droite).

## 5.3 Résultats

La première question soulevée dans l'introduction de cette partie était, pour rappel, "Avec quelle efficacité notre algorithme peut-il extrapoler une posture en fonction des pressions fessières?"

En moyenne l'algorithme a mal estimé la posture dans 4.13 cas ( $\pm 2.7$ ) sur 45 ; Ce qui fait que l'algorithme a donné une information exacte dans 90.82% des cas en moyenne. Le score d'erreur est de 2.06 ( $\pm 1.35$ ) et toutes les erreurs relevées le sont sur des postures contiguës (par exemple gauche au lieu de arrière-gauche).

Les postures atteintes en fin de déplacements ont été mal estimées dans 2.13 cas ( $\pm 1.25$ ) sur 24 ; L'algorithme a donc déterminé correctement celles-ci dans 91.15% des cas. Le score est en moyenne de 1.19 ( $\pm 0.75$ ). Tous les essais mal estimés ont des scores de 0.5, sauf deux qui ont obtenu un score de 1.

## 5.4 Discussion

Ainsi donc notre algorithme de reconnaissance posturale est efficace à plus de 90%, tant au niveau des postures statiques que de celles atteintes lors d'un déplacement.

Analysons plus en détail les erreurs rencontrées. Tout d'abord quasiment toutes sauf deux sont dans une posture contiguës, ce qui minimise quelque peu le degré d'erreur. Les deux erreurs ayant obtenues un score de 1 ont été réalisées après un déplacement. L'algorithme indiquait dans le premier cas que la posture finale était une posture avant-gauche alors qu'une posture arrière-gauche était attendue idéalement. Dans le deuxième cas, c'est l'inverse qui a été relevé : la posture détectée était une arrière-gauche alors qu'on attendait une avant-gauche.

De manière intéressante, toutes les erreurs sont situées sur le même axe (l'axe antéro-postérieur). Par exemple, une posture arrière-droite peut être confondue avec une posture droite mais jamais avec une posture arrière. Ceci se comprend aisément lorsqu'on observe attentivement les cartes de pressions fessières correspondantes aux postures sur la figure 5.2. Elles sont en effet très différentes selon l'axe médio-latéral (sans doute par ce que les postures latérales appuient largement sur la cuisse en question et les postures centrales appuient sur les 2), mais beaucoup moins selon l'axe antéro-postérieur (notamment, nous supposons, à cause du dossier).

On peut aussi émettre l'hypothèse suivante. Si l'algorithme a du mal à distinguer deux postures, c'est que celles-ci ont des cartes de pressions fessières très semblables. Or ce sont précisément à cause de leurs cartes de pressions que celles-ci nous intéressent. Donc confondre deux postures aux pressions très semblables ne devrait finalement avoir qu'une importance limitée.

Un autre point discutable est le suivant. Lors d'un déplacement postural dans une direction à partir d'une posture donnée, nous avons estimé une posture idéale unique et toutes les autres comme étant des erreurs. Mais est ce vraiment le cas ? Par exemple, si le sujet se trouve dans une posture à gauche, qu'on lui demande de se déplacer vers la droite et qu'il se retrouve en posture arrière-droite, est-ce une erreur ? Il se sera effectivement bel et bien penché sur sa droite.

Si on ne considère comme erreurs que celles faites dans l'axe de la direction stipulée, on obtient alors un taux de réussite de 98%. Seuls 3 erreurs ont été relevés sur 2 sujets.

A l'avenir nous pensons qu'il sera tout de même nécessaire d'optimiser cette partie de l'algorithme pour des applications au long-terme (construction d'une base de données "universelle", recalage des pressions en cas de soulèvement, prise en compte de la morphologie de l'utilisateur et de la surface du siège ...).

L'idéal serait bien sûr d'intégrer des capteurs cinématiques renseignant directement sur la posture du sujet. Citons à ce titre les travaux de Aminian et Najafi qui développent un

---

dispositif composé d'accéléromètres et de gyroscopes, pouvant être embarqué sur le sujet sans gêne pour celui-ci et sur long-terme [2]. Leur système est ainsi capable de détecter les mouvements (tels les rotations du buste et les transitions posturales), mais aussi de mesurer des angulations absolues [41].

En attendant, les résultats ci-présents permettent de conduire les études que nous nous sommes fixées en présumant une certaine robustesse de cet algorithme de reconnaissance posturale.



---

# Chapitre 6

## Hypothèses

---

Notre dispositif de suppléance perceptive est maintenant conçu.

L'hypothèse générale de cette thèse est la suivante :

Un dispositif de suppléance perceptive mesurant les pressions fessières peut aider les paraplégiques à éviter les surpressions fessières prolongées, et ce même lors d'une activité cognitive concurrente.

La partie III de ce manuscrit répondra à la sous-hypothèse :

Un dispositif de suppléance perceptive mesurant les pressions fessières peut aider des sujets, valides ou paraplégiques, à éviter les surpressions fessières prolongées en les informant par le biais d'une matrice d'électrostimulation linguale de comportements posturaux à adopter, et ce même lors d'une activité cognitive concurrente.

Pour ce faire nous tenterons de valider indépendamment les trois composants de ce dispositif en montrant la pertinence de leur choix vis-à-vis du but fixé.

Compte tenu des résultats mitigés d'une étude d'acceptabilité de la matrice d'électrostimulation linguale (en terme de confort d'utilisation, voir chapitre 12) et de suggestions issues d'une étude de conception participative (chapitre 14), nous tenterons de valider ensuite une autre sous-hypothèse, toujours sur jeunes sujets valides, mais avec un couplage bas niveau et un retour sur montre tactile simulée (chapitre 15) :

Un dispositif de suppléance perceptive mesurant les pressions fessières peut aider des sujets, valides ou paraplégiques, à éviter les surpressions fessières prolongées en les informant par le biais d'un stimulateur bimodal de l'emplacement de ces surpressions, et ce même lors d'une activité cognitive concurrente.



## Troisième partie

### Preuves de concept du dispositif



Le dispositif de prévention d'escarres conçu et réalisé, il faut maintenant montrer son efficacité en termes de réductions des surpressions fessières prolongées.

Ceci sera fait en quatre études, présentées dans les chapitres composant cette partie.

La première concerne le choix du capteur : le capteur de pressions fessières peut-il permettre d'identifier des comportements posturaux dynamiques différents entre personnes paraplégiques et valides ?

La seconde évalue l'efficacité de l'algorithme de couplage. Elle répond à la question de savoir si l'algorithme conçu réduit ou non les surpressions fessières prolongées.

La suivante a pour but de justifier, par rapport à des modalités plus classiques, l'utilisation de l'électro-stimulation linguale.

La dernière, enfin, évalue le dispositif global sur la population concernée, c'est-à-dire les personnes paraplégiques.

S'ensuivra finalement une discussion générale sur les résultats obtenus dans cette partie.



---

# Chapitre 7

## Etude 1

### Mesure des pressions

### Une preuve de concept de la partie capteur

---

Dans ce chapitre est présentée une étude visant à estimer d'éventuelles différences de pressions fessières entre sujets valides et paraplégiques, alors que ceux-ci sont occupés par une tâche cognitive annexe. On suppose en effet que les personnes paraplégiques ne se mobilisent pas assez du fait de leur défaut de perception. Si tel est le cas, cette relative inactivité par rapport à des personnes valides devrait être détectable par notre capteur.

## 7.1 Introduction

Les blessés médullaires, de par leurs déficits sensori-moteurs, ne perçoivent plus les signaux associés aux surpressions et en déclenchent des escarres. La question que nous soulevons lors de cette étude est "Une nappe de pression permet-elle de détecter des différences comportementales entre personnes valides et paraplégiques en position assise?"

Pour cela nous avons occupé les sujets avec une tâche cognitive attentionnelle annexe. Ainsi le visionnage d'une vidéo est très souvent estimé par les personnels de santé comme

étant une situation dangereuse pour les paraplégiques car, “absorbés” par le film, ils en oublient les consignes des ré-éducateurs concernant la mobilisation posturale et les soulèvements.

## 7.2 Matériel et méthode

### 7.2.1 Sujets

Dix sujets paraplégiques (9 hommes et 1 femme,  $28 \pm 5$  ans ), ainsi que dix sujets valides (9 hommes et 1 femme, âge  $31 \pm 7$  ans ) ont été testés.

Tous étaient volontaires et ont donné leur accord écrit libre et éclairé conformément à la déclaration d’Helsinki.

### 7.2.2 Appareillage

La nappe de pression Vista Medical (décrite précédemment) était placée sur l’assise du fauteuil. Les 1024 capteurs acquéraient les pressions à la fréquence de 5Hz. Ces données étaient recueillies par un ordinateur.

Le film était diffusé sur un autre ordinateur portable équipé d’un lecteur DVD et de haut-parleurs.

### 7.2.3 Procédure expérimentale

Les sujets étaient assis sur la nappe de pression et regardaient un film de leur choix durant une heure. Les sujets étaient libre de leurs gestes, à deux exceptions : ils ne devaient ni se relever, ni s’affaisser sur le siège.

### 7.2.4 Analyse des données

La variable principalement étudiée ici est la variation du centre de pression (barycentre des capteurs de pression pondérés par leurs mesures respectives). Plus exactement, cette variable (que nous nommons EtCop) est le produit des écart-type de la trace du centre de pression projetée dans chaque dimension (médio-latérale et antéro-postérieure).

$$\vec{OC}(t_0) = \frac{\sum_{\text{capteurs } S} \left( P(S)(t_0) \times \vec{OS} \right)}{\sum_{\text{capteurs } S} P(S)(t_0)}$$

$$\overrightarrow{MeanCop} = \frac{\sum_{t=0}^{t=N} \overrightarrow{OC}(t)}{N}$$

$$\overrightarrow{EtCop} = \sqrt{\sum_{t=0}^{t=N} \left( \overrightarrow{OC}(t) - \overrightarrow{MeanCop} \right)^2}$$

$$EtCop = X_{\overrightarrow{EtCop}} \times Y_{\overrightarrow{EtCop}}$$

où O est le centre de la nappe de pression, C le centre de pression,  $P(S)(t_0)$  est la pression donnée par le capteur S à l'instant  $t_0$ , N le nombre de frames et  $X_{\overrightarrow{V}}$  (resp  $Y_{\overrightarrow{V}}$ ) la composante médio-latérale (resp antéro-postérieure) du vecteur  $\overrightarrow{V}$ .

Le scalaire EtCop est ainsi un indice direct de la variation globale des pressions, ce qui nous intéresse particulièrement. On pourrait réfuter ceci en argumentant qu'une hausse (ou baisse) de pressions symétrique par rapport au centre de pression n'aurait aucun effet sur celui-ci. Toutefois, en position assise, le poids total (et donc la pression totale) reste globalement identique et il est peu probable qu'une variation de pression "d'un coté" du centre de pression se traduise par une variation identique "de l'autre coté". On verra d'ailleurs dans l'étude de cas une confirmation de cette hypothèse.

## 7.3 Résultats

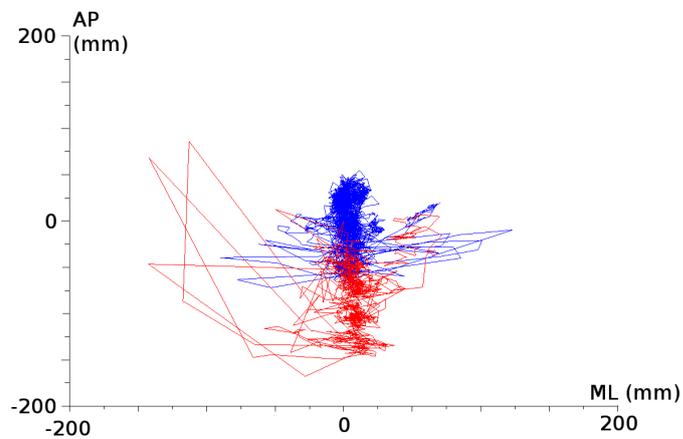
La variable EtCop s'est avérée être plus élevée pour les sujets valides que pour les sujets paraplégiques, dénotant ainsi une mobilisation plus importante chez les sujets valides, en général. Toutefois cette différence ne s'est pas avérée significative d'après nos tests statistiques (test de Mann-Whitney,  $p=0.19$ ).

## 7.4 Etudes de cas

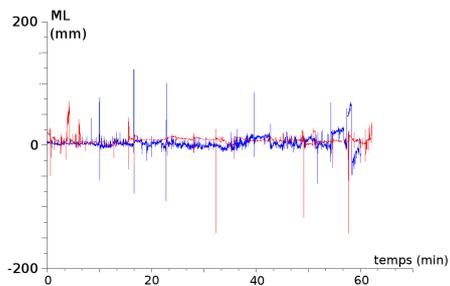
Afin d'aller plus loin dans l'analyse, nous proposons de regarder plus en détail ce qu'il se passe au niveau du centre de pression de divers sujets. Les trois analyses reportées dans cette section comparent des sujets valides et paraplégiques ayant peu, moyennement ou beaucoup bougé dans leurs groupes respectifs.

### 7.4.1 Cas 1 : Sujets actifs

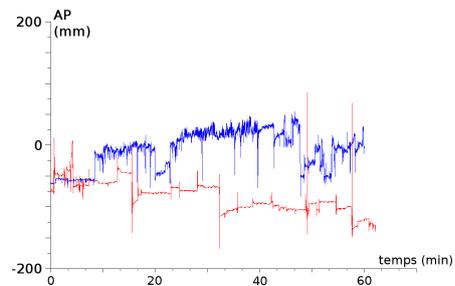
La figure 7.1 reporte la trajectoire du centre de pression d'un sujet de chaque groupe (valide et paraplégique). Ces deux sujets sont ceux ayant le plus bougé (c'est-à-dire ceux pour lesquels la valeur de la variable EtCop était la plus élevée) dans leur groupe respectif.



(a) Trajectoires du centre de pression



(b) Trajectoires médio-latérale dans le temps



(c) Trajectoires antéro-postérieure dans le temps

FIGURE 7.1 – Trajectoires du centre de pression des sujets valides et paraplégiques ayant bougé le plus. En bleu, la trace du sujet valide ; en rouge, celle du sujet paraplégique

Ces deux traces sont très semblables et il semble qu'il soit difficile de différencier le sujet valide du sujet paraplégique. Mais si la trace du sujet valide est assez caractéristique des autres sujets valides, celle du paraplégique l'est bien moins. On pourrait en déduire que certains paraplégiques présentent une mobilité naturelle comparable à celle des sujets valides. Est-ce dû à la conservation d'une certaine perception physiologique, même inconsciente ? Ou à la personnalité dynamique du sujet ?

En tout cas, on observe de manière intéressante des pics de mobilité médio-latéraux récurrents, mais très courts. Ceux-ci sont ils suffisants pour irriguer à nouveau les tissus ? C'est en tout cas visiblement la stratégie employée par la majorité des sujets valides.

### 7.4.2 Cas 2 : Sujets statiques

Observons maintenant, sur la figure 7.2 (attention à la différence d'échelle par rapport à la figure précédente), la trace des sujets les plus statiques de chaque groupe.

Ici encore les traces ont l'air très semblables. Et on n'observe plus les fameux pics de mobilité médio-latéraux. Mais on observe chez le sujet valide un déplacement antéro-postérieur persistant après environ une demi-heure de posture assise. Chose que l'on n'observe pas chez le sujet paraplégique. Cette stratégie est adoptée de manière identique par un autre sujet valide ayant lui aussi été très statique.

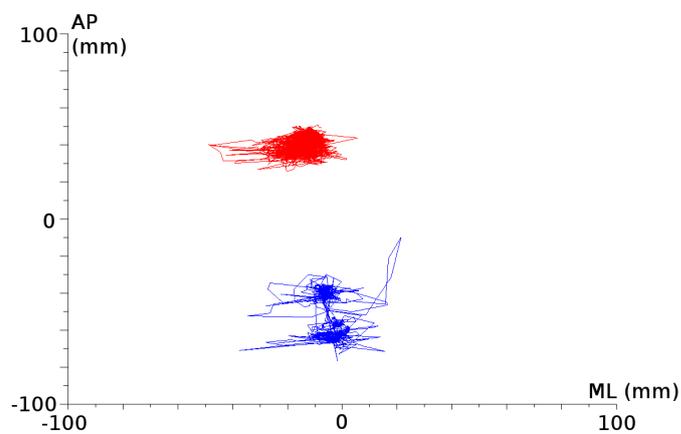
### 7.4.3 Cas 3 : Sujets "dans la moyenne"

Afin de donner un aperçu global, la figure 7.3 donne la trace de sujets se trouvant "dans la moyenne" de leurs groupes respectifs.

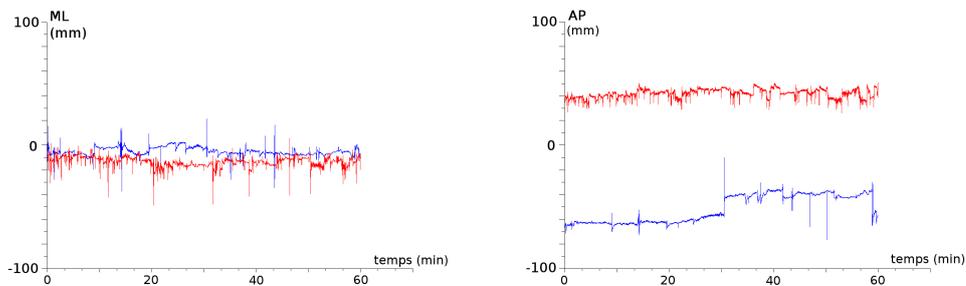
Ici, les différences sont bien plus flagrantes. Le sujet valide semble combiner les deux stratégies précédemment évoquées (déplacements médio-latéraux réguliers mais brefs et déplacements antéro-postérieurs moins fréquents et moins amples mais persistants). Le sujet paraplégique semble, par contre, bouger beaucoup moins et rester, grosso-modo, dans la même position.

## 7.5 Discussion

Lors de cette étude, nous avons comparé des mesures de pressions fessières chez des personnes regardant, pendant une heure, un film vidéo. Partant de l'hypothèse que les blessés médullaires ne perçoivent pas les signaux physiologiques associés aux surpressions prolongées, deux groupes ont été comparés : un groupe de sujets paraplégiques et un



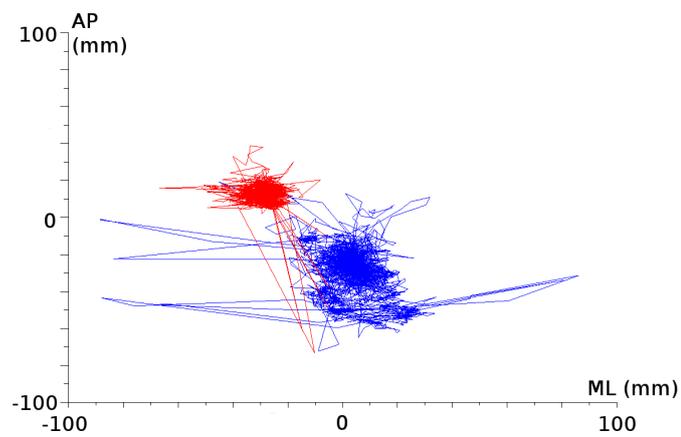
(a) Trajectoires du centre de pression



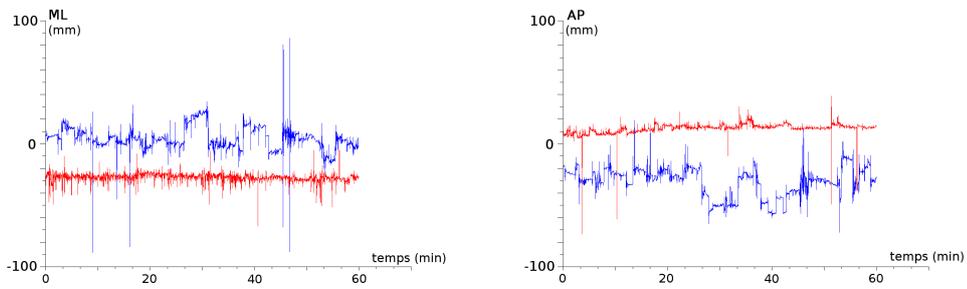
(b) Trajectoires médio-latérale dans le temps

(c) Trajectoires antéro-postérieure dans le temps

FIGURE 7.2 – Trajectoires du centre de pression des sujets valides et paraplégiques ayant bougé le moins. En bleu, la trace du sujet valide ; en rouge, celle du sujet paraplégique



(a) Trajectoires du centre de pression



(b) Trajectoires médio-latérale dans le temps (c) Trajectoires antéro-postérieure dans le temps

FIGURE 7.3 – Trajectoires du centre de pression des sujets valides et paraplégiques ayant bougé “moyennement”. En bleu, la trace du sujet valide ; en rouge, celle du sujet paraplégique

groupe de sujets valides.

Bien que nos mesures indiquent une tendance des paraplégiques à se mobiliser moins que les sujets valides, cette différence ne s'est pas avérée statistiquement significative. Nous avons donc analysé quelques cas en détail.

En conclusion, on se heurte à des difficultés pour chiffrer des différences significatives entre les deux groupes, sans doute à cause des grandes variétés de comportements individuels. On observe néanmoins des indices posturaux intéressants. Ainsi, tous les sujets valides semblent opter pour des stratégies de mobilisation. On a pu en repérer deux ici : l'une consistant à bouger de manière médio-latérale et brève et l'autre de manière antéro-postérieure et plus persistante. Tous les sujets valides ont utilisé l'une ou l'autre ou les deux stratégies décrites, attitudes que certains paraplégiques n'utilisent visiblement pas.

Enfin, notons que, même si certains paraplégiques semblent aussi mobiles que des valides, cela ne suffit pas à les exclure de tout risque. En effet, comme on en a déjà discuté précédemment, d'une part les paraplégiques sont assis continuellement et d'autre part leurs tissus organiques sont fragilisés par l'amincissement de la partie musculaire.

---

# Chapitre 8

## Etude 2

### Diminution des surpressions Une preuve de concept de la partie couplage

---

Ce chapitre présente une étude de preuve de concept de la partie couplage du dispositif de prévention des escarres.

Après une courte introduction, la méthodologie sera explicitée, suivie des résultats et d'une discussion.

Cette étude a fait l'objet d'une publication dans une revue internationale [32].

## 8.1 Introduction

La question la plus essentielle concernant ce dispositif est finalement : "Ce dispositif est-il à même de diminuer les surpressions fessières prolongées ?".

Une précédente expérimentation menée dans notre laboratoire par Moreau-Gaudry et al [79] a montré que les sujets percevaient une stimulation tactile linguale et mobilisaient leur buste conformément à la consigne qui leur était donnée. Quatre stimulations différentes

étaient possibles, leurs ordres étaient randomisés et il s'agissait d'un codage direct (c'est-à-dire indiquant la direction à prendre et non celle à éviter).

Mais qu'en est-il lorsque le sujet utilise un TDU sans fil et lorsque le signal n'est plus aléatoire mais dépendant des pressions précédentes, diffusé en codage d'évitement et en condition écologique (c'est-à-dire dans un contexte d'expérimentation qui se rapproche d'une situation routinière)? Et surtout : quels sont les effets sur les surpressions? C'est ce à quoi va tenter de répondre la présente étude.

Parce que nous désirons valider l'utilisation du dispositif en condition écologique, les sujets auront une activité cognitive jugée concurrente : le visionnage d'une vidéo.

Lors de cette expérimentation, nous allons recueillir et analyser les pressions fessières de jeunes sujets valides et observer les surpressions avant et après les stimuli tactiles.

## 8.2 Matériel et Méthode

### 8.2.1 Sujets

24 jeunes sujets valides ont été recrutés au sein de l'Université Joseph Fourier et de notre laboratoire.

Un groupe expérimental a été formé avec 12 sujets (âge  $25,8 \text{ ans} \pm 4,2$ ).

Un groupe contrôle supplémentaire a été formé avec les 12 autres sujets ( $age = 28,9 \text{ ans} \pm 7,4$ ).

Conformément à la déclaration d'Helsinki, tous ont donné leur accord pour participer à cette étude et étaient informés qu'ils pouvaient s'en retirer à tout moment.

### 8.2.2 Appareillage

Le dispositif est constitué des trois éléments décrits dans le chapitre 4.

**Le capteur** est la nappe de pression Vista Medical.

**Le stimulateur** est le TDU sans fil.

**La partie couplage** qui active le stimulateur en fonction des données du capteur est l'algorithme "haut niveau" décrit dans la section 4.3.1.

### 8.2.3 Procédure expérimentale

Les sujets sont répartis en groupes distincts : le groupe expérimental et le groupe contrôle.

Le groupe expérimental doit effectuer une manipulation pré-expérimentale pour calibrer les intensités du TDU selon les sensibilités linguales des différents sujets. Quatre motifs vont être diffusés sur les parties avant, arrière, gauche et droite de la langue (figure 8.1). Ces parties ayant des sensibilités différentes, les motifs doivent être calibrés indépen-

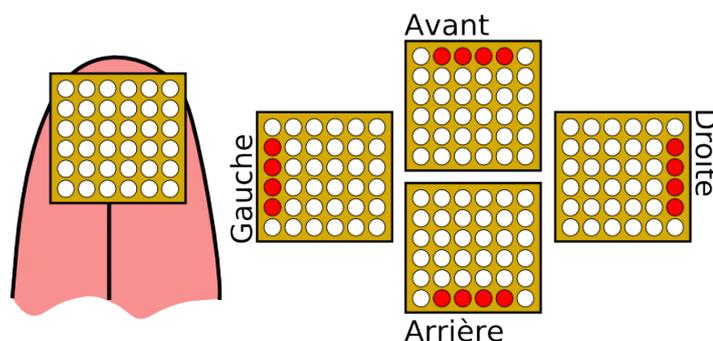


FIGURE 8.1 – Les différents motifs affichés sur le TDU lors d’une alerte. Localisés sur l’avant, l’arrière, la gauche ou la droite de la langue, ils indiquent un danger. La consigne donnée au sujet percevant un tel signal est d’adopter un changement postural dans la direction opposée.

damment [108]. Un motif est envoyé sur la matrice du TDU avec une intensité (tension de crête) nulle. Cette tension est haussée graduellement par pas de 0.5 volts jusqu’à ce que l’utilisateur perçoive un signal fort mais non douloureux. L’utilisateur fait alors signe à l’expérimentateur pour lui indiquer que l’intensité lui convient. La procédure est répétée pour chaque motif et les valeurs sont sauvegardées.

S’ensuit une petite phase d’entraînement à la perception et différenciation des stimuli, au cours de laquelle les intensités propres à chaque motif peuvent à nouveau être modifiées. Cette phase ne pose pas de problème et, après quelques essais, tous les sujets s’avèrent capables de discriminer correctement les différents motifs électro-tactiles.

Une deuxième manipulation pré-expérimentale, effectuée par tous les sujets, est la détermination des cartes de postures référentes (voir section 4.3.1). On demande aux sujets de se placer dans les neuf postures référentes et on enregistre les cartes de pression correspondantes.

Une session expérimentale dure 5 minutes. Les sujets du groupe contrôle sont évalués sur une session, alors que ceux du groupe expérimental en réaliseront deux séparées l'une de l'autre par une pause de 5 minutes. Cette session supplémentaire du groupe expérimental a été mise en place pour évaluer un éventuel effet d'apprentissage.

Une session se déroule de la manière suivante :

Le sujet, quel que soit son groupe, est assis sur la nappe de pression et sur un siège confortable et regarde un film. Le choix de ce dernier lui est laissé afin d'être sûr qu'il s'y intéressera.

L'algorithme de couplage analyse les pressions et déclenche vingt alertes durant la session (voir section 4.3.1 pour plus de détails concernant cet algorithme). L'alerte consiste à informer un individu d'un changement postural à effectuer. Le moment où les alertes sont déclenchées est pré-déterminé<sup>1</sup> ; l'intervalle de temps entre deux alertes n'est pas strictement régulier pour éviter que le sujet ne prévoie l'imminence d'un nouveau signal.

Les membres du groupe expérimental sont équipés du TDU sans fil et doivent répondre à un ordre tactile (l'alerte), lorsqu'ils le perçoivent, par un déplacement postural dans la direction opposée au lieu de stimulation. D'une durée maximale de 10 secondes, le signal s'arrête dès que le sujet atteint une posture adéquate. Les membres du groupe contrôle ne perçoivent pas l'alerte<sup>2</sup>.

#### 8.2.4 Analyses de données

Nous considérons le volume de surpression (VS) comme la somme des valeurs des capteurs dans la région à risque (capteur au-delà de la valeur  $T(100\text{mmHg})$ ).

Trois variables ont été analysées :

1. Var1, pour les deux groupes, mesure les déplacements posturaux des sujets aux instants où les alertes ont été déclenchées (ou devaient l'avoir été, pour le groupe contrôle) et, plus précisément, l'adéquation de ces mouvements avec celles calculées par le module de couplage ;
2. Var2, pour les deux groupes, est la réduction du volume de surpression (VS) après la fin de l'alerte par rapport à avant ; cette variable représente la baisse des pressions dans la zone à risque ;

---

1. L'intérêt de ceci est d'avoir une échelle de temps identique pour tous les sujets. Lors de conditions plus écologiques, ces alertes devraient avoir lieu en fonction d'une dangerosité estimée au préalable. Mais ceci aurait impliqué trop de différences (notamment en nombre de stimulations) entre les sujets. Ceci sera discuté plus tard.

2. L'intérêt d'un groupe contrôle ne percevant aucune alerte quelle qu'elle soit est de comparer l'attitude des sujets du groupe expérimental à celle de sujets se trouvant dans une situation "normale", et ainsi d'évaluer la valeur ajoutée par le dispositif.

3. Var3 ne concerne que le groupe expérimental. A l'intérieur de la zone à risque (ensemble des capteurs au-delà de 100 mmHg avant l'alerte), une analyse plus détaillée sur la réduction des pressions (Var2) est menée. Nous avons séparé cette zone à risque en 5 autres sous-zones regroupant respectivement les capteurs ayant mesuré des pressions pré-alerte entre 100 et 120 mmHg, entre 120 et 140, entre 140 et 160, entre 160 et 180 et entre 180 et 200. Var3 est une variable multidimensionnelle qui collecte, pour chacune de ces zones, la différence moyenne entre la pression initiale et la pression finale. L'intérêt de cette variable est de quantifier ces baisses relativement à leur valeur initiale, puisque l'algorithme est censé apporter plus d'importance au soulagement des pressions les plus élevées (et donc les plus dangereuses).

Une analyse de variances (ANOVA) est utilisée pour les comparaisons statistiques. Des analyses Post-hoc sont utilisées quand nécessaire. Le niveau de significativité utilisé ici est de 0.05.

## 8.3 Résultats

La figure 8.2 illustre un exemple typique des événements déclenchant et déclenchés par une alerte du TDU.

La sous-figure 8.2(a) montre la répartition des pressions accumulées avant le signal d'alerte et la sous-figure 8.2(g) les montre après le signal.

Dans ce cas précis, après avoir filtré les hautes pressions de la carte des pressions accumulées avant le signal, (figure 8.2(c)), une forte surpression apparaît autour de l'ischion droit. La commande de modification posturale envoyée sur le TDU (coté droit de la langue (figure 8.2(f))) correspond à celle nécessaire pour atteindre la posture estimée par l'algorithme comme étant la plus à même de réduire cette surpression. On observe d'ailleurs une réduction significative de celle-ci sur la figure 8.2(i) qui est la carte de pression finale restreinte à la zone de risque. La figure 8.2(e) montre en rouge la posture en début de stimulation et en vert la posture estimée comme salvatrice par l'algorithme. La figure 8.2(h) montre la posture en fin de stimulation ; c'est bien la posture cible calculée par le module de couplage, le sujet a donc réagit correctement.

Concernant les trois variables que nous nous voulions tester, voici les résultats qu'elles amènent. Ceux-ci sont illustrés par la figure 8.3.

1. **Var1 : Comportement postural.** Pour rappel, cette variable mesure si les sujets sont capables d'atteindre la posture cible (ou une posture "bordure" dans la même direction). Ainsi, pour chaque commande TDU, les postures en début et en fin de signal étaient estimées et en était déduite la variable booléenne "la posture finale est concordante avec l'ordre TDU". La figure 8.3(a) montre que seulement 5.3% des

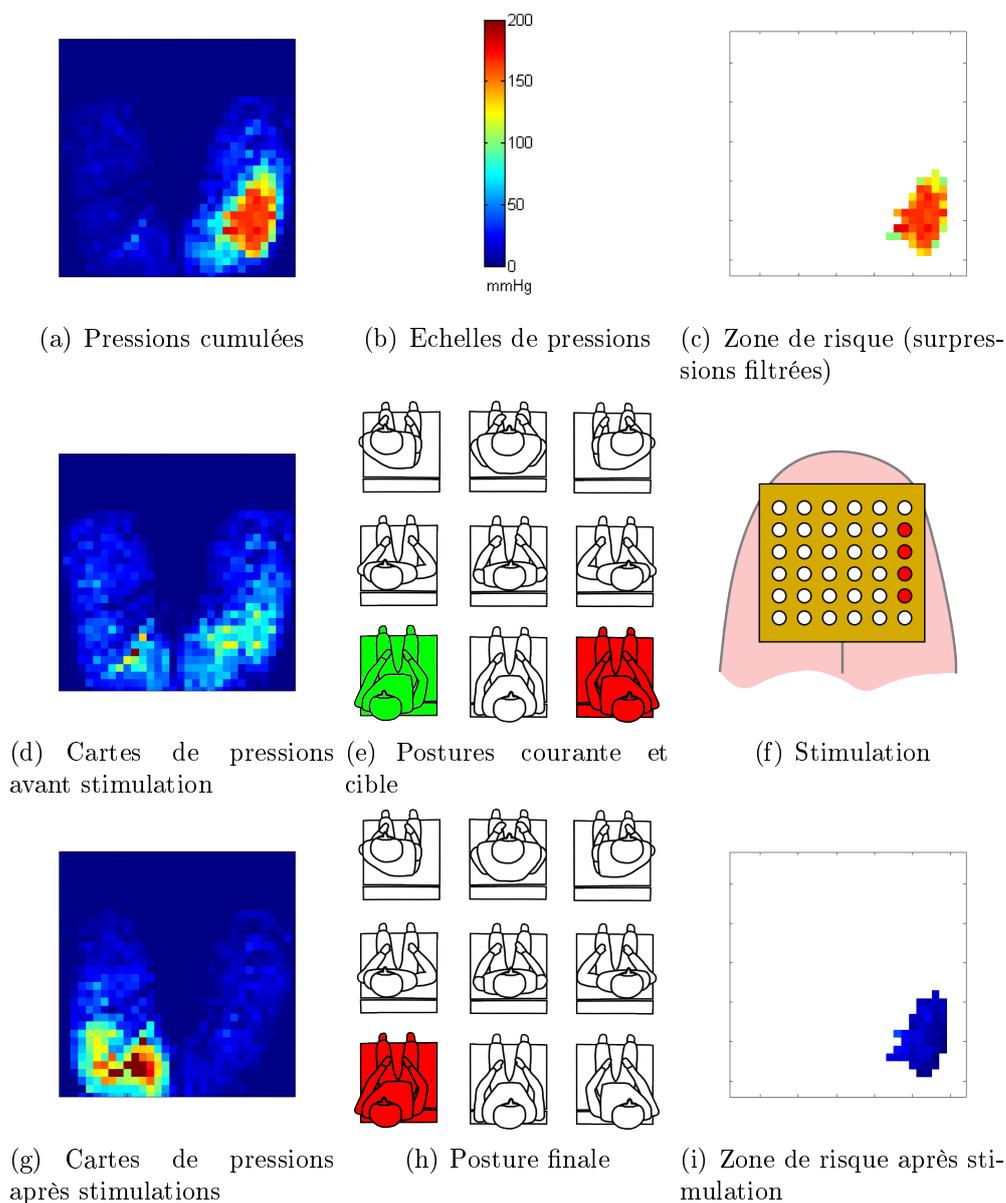
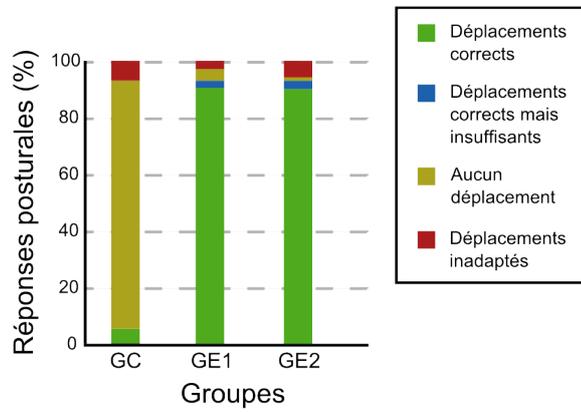
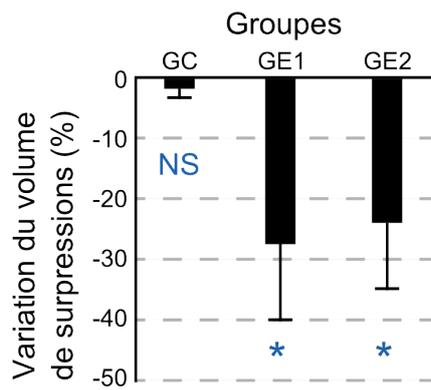


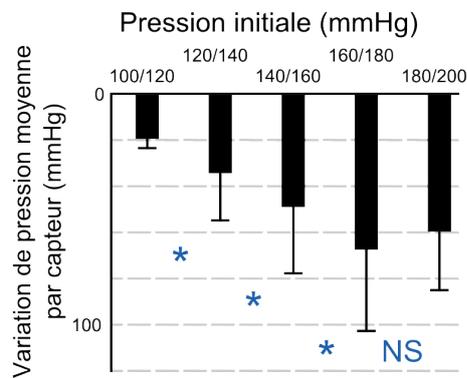
FIGURE 8.2 – Exemple d'événements déclenchant et déclenchés par l'alerte. Une mauvaise posture (a) entraîne une surpression sous l'ischion droit (c), l'algorithme calcule, à partir de la nappe de pression courante (d), la posture courante (posture rouge en e) et celle susceptible de diminuer au mieux cette surpression (posture verte en e); la partie droite de la langue est stimulée (f) et entraîne un changement de posture adéquat (h) ayant supprimé la surpression (i).



(a) Var1 : Réponses posturales aux stimuli



(b) Var2 : Réductions des surpressions après stimuli



(c) Var3 : Réductions des surpressions en fonction des pressions initiales (groupe EG)

FIGURE 8.3 – Résultats

essais du groupe contrôle (CG) sont allés dans ce sens, à comparer aux 90.4 et 90 % des essais des sessions 1 (EG1) et 2 (EG2) du groupe expérimental (EG). En approfondissant ces résultats pour le groupe expérimental, on note que 90.2% des essais se sont soldés par un comportement adapté, 5.4% par une posture située dans la bonne direction mais pas assez loin, 2.7% n'ont pas montré de changements de posture et 1.7% ont conduit à un déplacement dans une mauvaise direction.

2. **Var2 : Variations des surpressions (VS).** Les données obtenues de cette variable avant et après chaque stimulation ont été soumises à une ANOVA 2 Groupes (Contrôle / Expérimental) x 2 Temps (Avant activation TDU / Après) avec des mesure répétées sur le dernier facteur. Cette analyse a montré un effet du facteur temps ( $F(1,22)=15.98$ ,  $P<0.001$ ) et une interaction significative Groupe x Temps ( $F(1,22)=12.54$ ,  $P<0.01$ ). Comme illustré sur la figure 8.3(b), la décomposition de cette interaction montre que : (1) pour le groupe contrôle, aucune différence significative du facteur VS n'a été observée avant par rapport à après la stimulation ( $6.2 \text{ mmHg} \times \text{cm}^2$  vs  $6.1$ ) ( $p>0.05$ ), alors que (2) pour le groupe expérimental, la stimulation électro-tactile a mené à une diminution de VS (session 1 :  $6.0 \text{ mmHg} \times \text{cm}^2$  vs  $3.6$ , session 2 :  $6.6 \text{ mmHg} \times \text{cm}^2$  vs  $4.1$ ) ( $p<0.0001$ ).
3. **Var2 : Effet d'apprentissage** Les données obtenues de la variable VS avant et après chaque stimulation ont été soumises à une ANOVA 2 Sessions expérimentales (Première / Seconde) x 2 Temps (Avant activation TDU / Après) avec des mesure répétées sur les deux facteurs. Cette analyse a montré un effet du facteur temps ( $F(1,11)=13.99$ ,  $P<0.01$ ), amenant une diminution de VS après alerte par rapport à avant. Par contre l'absence d'interaction Sessions x Temps ( $F(1,11)=0.08$ ,  $P>0.05$ ) montre que les activations TDU ont eu un effet similaire dans les deux sessions.
4. **Var3 : Variations des surpressions en fonction de leurs valeurs initiales.** Les données obtenues sur la réduction absolue des surpressions après biofeedback dans les cinq classes prédéfinies ont été soumises à un test de Student (5 volumes de pression : 100/120, 120/140, 140/160, 160/180 et 180/200). Les résultats ont montré un effet de la classe de pression initiale ( $F(4,40) = 17.11$ ,  $P < 0.001$ , Figure 8.3(c)), amenant à de plus larges réductions dans la classe 120/140 que dans la classe 100/120 (33% vs 19%), dans la classe 140/160 que dans la classe 120/140 (48% vs 33%) et dans la classe 160/180 que dans la classe 140/160 (66% vs 48%) ( $p<0.05$ ). En d'autres termes, plus la pression initiale accumulée était grande, plus elle était diminuée après une alerte TDU. Seul bémol (qui sera discuté plus tard), la classe 180/200 est moins sujette aux réductions que la classe 160/180 (59% vs 66%) mais de manière non significative.
5. **Fréquence et perception des divers stimuli** Tout d'abord, on observe que, à une exception près, les sujets ont reçu majoritairement des signaux indiquant des changements posturaux médio-latéraux. Au total, les ordres diffusés ordonnaient des changements à gauche à 42%, à droite à 43%, en avant à 10% et en arrière à 5%. Les signaux indiquant un déplacement à gauche, droite, avant et arrière ont été correctement interprétés à respectivement 90%, 92%, 91% et 81%.

## 8.4 Etude de cas

Nous présentons dans cette section l'effet sur les pressions fessières des divers stimuli. Les résultats concernant le sujet présenté sont représentatifs de l'ensemble des sujets.

La figure 8.4 nous montre, pour un sujet donné, les variations de pression qu'ont entraîné, en moyenne, chacun des stimuli. On y observe qu'effectivement, comme on le sup-

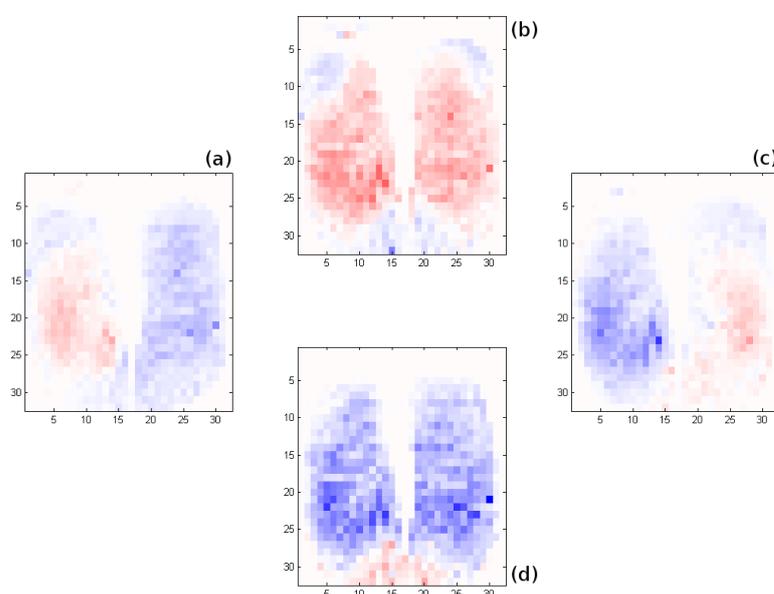


FIGURE 8.4 – Variations de pressions engendrées par les changements posturaux à gauche (a), à droite (c), en avant (b) et en arrière (d). La couleur bleue indique une baisse de pression, la rouge une hausse.

posait, les déplacements posturaux vers la gauche ou la droite induisent des soulagements respectivement à droite et à gauche et des surpressions du côté du déplacement.

## 8.5 Discussion

Le but des travaux présentés dans ce chapitre était de valider la partie couplage de notre dispositif, c'est-à-dire de montrer si des ordres de changements posturaux tenant compte à priori des cartes de pressions correspondant à quelques postures clés pouvaient permettre de minimiser les surpressions fessières prolongées.

Testé sur de jeunes sujets valides, notre algorithme couplait une nappe de pressions fessières et le TDU sans fil, un dispositif de biofeedback électro-tactile lingual. Le principe

consistait à stimuler la partie avant, arrière, gauche ou droite de la langue avec pour consigne pour le sujet de déplacer son buste dans la direction opposée à la stimulation perçue. Le choix du motif de stimulation était fonction des emplacements des surpressions précédemment accumulées et du potentiel de chaque posture à pouvoir les supprimer au mieux.

Les résultats de cette étude ont confirmé les travaux de Moreau-Gaudry et al [79]. En complément, nous avons établi l'efficacité de ce nouvel algorithme couplé au TDU sans fil, depuis la réduction des surpressions jusqu'à la faisabilité d'un codage d'évitement, tout cela sur des sujets en pleine activité cognitive concurrente.

En effet, une première analyse montre que dans plus de 90% des cas, la posture atteinte par le sujet était en accord avec le signal d'alerte. Pour les cas restant, il s'agit soit de déplacements insuffisants mais dans la bonne direction, soit d'immobilité (dénonçant sans doute une non-perception du signal) ou soit, beaucoup plus rarement, de déplacement dans une mauvaise direction (indice probable d'une mauvaise perception du signal).

De manière encore plus intéressante, une deuxième analyse montre que le groupe expérimental a bénéficié de ce dispositif pour soulager des surpressions fessières précédemment accumulées, contrairement au groupe contrôle.

Un résultat important est que, à l'intérieur de la zone de risque (composée des capteurs indiquant de fortes pressions cumulées), la réduction de pression fessière est, globalement, d'autant plus importante que ne l'était la pression cumulée initiale. C'est un résultat intéressant (puisque les hautes pressions sont plus dangereuses) qui peut finalement sembler normal puisque notre algorithme donnait un poids plus important aux pressions les plus hautes (voir section 4.3.1).

On notera toutefois un petit bémol à ce résultat. Les pressions les plus hautes (180-200 mmHg) semblent moins diminuer que celles de la classe 160-180mmHg. Il faut tout de même relativiser ce résultat. D'une part parce que la différence n'est pas significative, et, d'autre part, parce que la nappe de pression ne peut enregistrer des valeurs que dans une fourchette entre 0 et 200 mmHg. Cela signifie que si les pressions sont en réalité supérieures à 200mmHg, alors elles sont tronquées. Or c'est un phénomène que nous avons noté pour quasiment tous les sujets qui présentaient des zones (en général les ischions) saturées à 200mmHg. Les pressions initiales auraient donc dû être plus hautes, ce qui signifie que les diminutions que nous avons mesurées ont sans doute été sous-estimées dans la classe 180-200 mmHg.

Observons, par ailleurs, que les bons résultats tirés des variables Var2 et Var3 prennent en compte tous les essais, y compris ceux n'ayant pas mené à une posture concordante avec le signal. Nos résultats sont donc affaiblis par presque 10% des essais, mais montrent que, même lorsque le sujet ne répond pas (ou répond mal) à certains stimuli, le bilan global est très positif.

Enfin, il faut noter, bien sûr, qu'après une stimulation linguale les surpressions ne disparaissent pas réellement, mais sont déportées en d'autres endroits anatomiques. Un mouvement de gauche à droite fera disparaître les surpressions à gauche pour les faire reparaître à droite.

Ce résultat n'est pas gênant puisque le but de notre dispositif n'est pas d'uniformiser les pressions. D'ailleurs, on pourrait douter de l'efficacité d'un tel système puisque même des pressions basses peuvent déclencher des escarres sur de longues périodes. Le but de ce dispositif est plutôt d'éviter les surpressions localisées trop longues. Et les nouvelles surpressions qu'engendrera une alerte pourront être prises en compte et supprimées à leur tour lors d'une alerte ultérieure.

Nous pensons que c'est d'ailleurs une force de ce dispositif que de pouvoir connaître en temps réel l'attitude de l'utilisateur. Ainsi, bien qu'on relève des résultats très honorables en matière de réponse posturale, il reste environ 10% de réponses inadaptées. Or les effets de ces signaux non ou mal perçus seront détectés et pris en compte lors de la prochaine alerte, qui peut d'ailleurs être avancée en conséquence.

Enfin, nous pouvons discuter des effets des divers stimuli. La prédominance des ordres posturaux gauche-droite peut sans doute s'expliquer par le fait que ce sont les plus à même de soulager un ischion. En effet, les ischions, situés de chaque côté, sont les lieux anatomiques générant les plus fortes pressions. Un mouvement médio-latéral génère donc sans doute plus de soulagement qu'un mouvement antéro-postérieur. L'étude de cas présentée ci-dessus nous montre les effets très nets des stimuli latéraux. L'effet est toutefois moins prononcé lors de déplacements en avant et en arrière. Il semble qu'un déplacement vers l'avant soulage la partie sacrée au détriment d'une grande partie des cuisses. Le déplacement vers l'arrière semble avoir l'effet opposé. Chez les autres sujets, on retrouve le même effet lors des stimuli avant et arrière mais avec plus de variabilité que lors des stimuli latéraux.

Malgré ces différences, on observe une chose intéressante : les variations de pressions lors d'un déplacement à gauche (respectivement en avant) semblent exactement inversées lors d'un déplacement à droite (respectivement en arrière) et, de plus, les deux paires de déplacements (gauche-droite et avant-arrière) semblent pouvoir couvrir indépendamment toutes les zones anatomiques.

Ce résultat semble indiquer que limiter les déplacements dans une dimension (antéro-postérieure ou médio-latérale) est suffisant pour permettre de soulager potentiellement n'importe quelle zone anatomique. Ceci nous permet d'envisager, si nécessaire, de réduire les ordres posturaux au nombre de deux.



---

# Chapitre 9

## Etude 3 stimulations électro-tactiles Une preuve de concept de la partie stimulateur

---

Ce chapitre présente une preuve de concept de la partie actionneurs du dispositif.

Après une courte introduction suivie de la méthodologie, les résultats et une discussion sur ceux-ci cloront ce chapitre.

Cette étude a fait l'objet d'un chapitre d'ouvrage [27].

### 9.1 Introduction

Le dispositif de prévention d'escarres a, dans l'étude présentée au chapitre précédent, montré son efficacité non seulement en terme de perception mais surtout de réduction des surpressions prolongées.

Ces résultats ne sont toutefois pas parfaits. Ainsi, 10% des essais se sont soldés par une attitude posturale inadaptée. Ce résultat, ainsi que la surprise des sujets de l'expérimen-

tation précédente lorsqu'on leur a présenté le TDU, nous confortent dans l'idée de mener une étude de validation de la partie actionneurs de notre dispositif.

Il nous a semblé judicieux de comparer les performances en terme de perception et de réduction des pressions avec d'autres stimulateurs employant des modalités sensorielles que les sujets utilisent au quotidien. Les modalités visuelles et auditives ont été choisies dans ce but.

De la même manière que lors des études précédentes, les sujets seront placés devant un film afin de les mettre en condition cognitive écologique, mais aussi afin d'estimer les interférences avec l'environnement.

## 9.2 Matériel et méthode

### 9.2.1 Sujets

8 jeunes sujets valides (âge  $27ans \pm 4$ , taille  $173cm \pm 7$ , poids  $69kgs \pm 5$ ) et 1 sujet paraplégique ont participé à cette étude.

Conformément à la déclaration d'Helsinki, ceux-ci ont donné leur accord et étaient informés qu'ils pouvaient se retirer à tout moment de l'expérimentation sans préjudice.

### 9.2.2 Appareillage

La nappe de pression Vista Medical est à nouveau le **capteur** utilisé dans cette étude (section 4.1, page 61).

La partie **couplage** sera ici aussi assurée par l'algorithme présenté dans la section 4.3.1 (page 70).

Toutefois, le cas du retour sensoriel auditif, en particulier, pose un problème. En effet un signal indiquant intuitivement une direction bidimensionnelle via cette modalité n'est pas simple. De tels systèmes existent pourtant. On a vu dans l'introduction des systèmes visuo-auditifs qui diffusaient, via les oreilles, des images bidimensionnelles [21]. De manière plus simple, on pourrait imaginer coder des signaux de différentes fréquences pour représenter les directions avant et arrière comme l'ont fait Chiari et al pour leur dispositif d'équilibre [33]. Il nous semble pourtant qu'un tel codage nécessite une période d'apprentissage plus longue avant que la reconnaissance des stimuli ne devienne quasi-automatique.

Nous avons par conséquent opté pour limiter, du moins pour cette expérimentation, le nombre de postures référentes à trois, celles-ci étant réparties dans l'axe médio-latéral

(gauche, droite et centrée).

Ce choix est justifiable par deux autres remarques :

1. Lors de l'étude précédente, on observe que les postures référentes enregistrées avant l'expérimentation paraissent très dissemblables dans l'axe médio-latéral, mais beaucoup moins dans l'axe antéro-postérieur (figure 4.8, page 71). Comme une conséquence de cela, 87.49% des ordres posturaux générés par les alertes étaient des ordres de déplacements médio-latéraux.
2. Lors de la même expérimentation, nous avons observé que des ordres posturaux médio-latéraux (ainsi que les ordres antéro-postérieurs, mais de façon moins claire) semblent soulager des zones anatomiques complémentaires et donc se suffire à eux-mêmes.

La partie **actionneur**, consistera donc en trois stimulateurs : un auditif, un visuel et le TDU sans fil (voir une illustration des 3 signaux délivrés par ces dispositifs sur la figure 9.1).

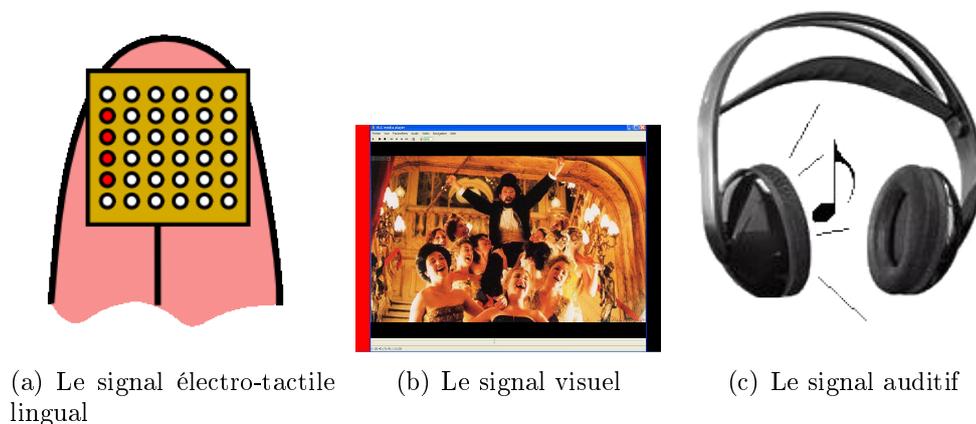


FIGURE 9.1 – Les divers signaux sensoriels délivrés par les 3 actionneurs (ici, signal à gauche)

Le TDU est activé de la même manière que lors de l'expérience précédente mais en le limitant aux stimulations gauches et droites (figure 9.1(a)).

Nous profitons du fait que les sujets regardent un film pour intégrer à l'écran le retour visuel. Ainsi, comme illustré sur la figure 9.1(b), le bord de l'écran (qui ne chevauche pas le film) est noir par défaut et devient rouge à gauche ou à droite lors d'un signal dans cette direction.

Enfin, le sujet porte un casque dans lequel est diffusé le son du film. Un bip sonore d'une fréquence de 1000Hz s'y superpose dans l'écouteur gauche ou droit lors d'un signal dans cette direction (figure 9.1(c)).

Comme précédemment, le codage choisi est un codage d'évitement indiquant au sujet de se déplacer du côté opposé.

### 9.2.3 Méthode

Quatre conditions seront réalisées par tous les sujets volontaires de cette étude, dans un ordre randomisé. La variable entre ces sessions est le stimulateur. Nous avons donc une condition tactile, une auditive, une visuelle et finalement une de contrôle (sans retour sensoriel).

Comme lors de l'expérience précédente, deux manipulations pré-expérimentales sont effectuées par les sujets.

La première consiste à calibrer les intensités délivrées par le TDU. Celle-ci est suivie d'une séance de test de ce signal inhabituel pendant laquelle le sujet peut demander un réajustement des intensités.

La deuxième est l'acquisition par le logiciel des postures référentes. L'expérimentateur demande au sujet de se placer dans les dites postures (gauche, droite et centrée) et enregistre les cartes de pressions fessières référentes.

Une session dure 7 minutes et les sujets ont droit à 5 minutes de repos entre les quatre sessions. Une session se déroule de la manière suivante. Assis devant un écran, un casque stéréophonique sur les oreilles et le TDU en bouche, les sujets suivent un film. Pendant la session, 20 alertes seront déclenchées par l'algorithme de couplage (voir section 4.3.1 page 70 pour plus de précisions sur le fonctionnement de l'algorithme).

Suivant le stimulateur propre à la session, le sujet perçoit celui-ci de manière visuelle, auditive, électro-tactile ou ne le perçoit pas.

Les cartes de pression sont enregistrées en continu afin d'en déduire les performances du sujet.

### 9.2.4 Analyse des données

Comme précédemment, nous nous interrogeons sur l'efficacité en terme de changement postural et en terme de réduction des surpressions fessières dans les diverses conditions.

Deux variables seront donc analysées :

La première est la réussite ou non de la tâche d'atteinte d'une posture cible. En d'autres

termes, la posture finale (à la fin de la stimulation) est-elle la posture cible visée par l'algorithme ?

La seconde est la diminution des surpressions emmagasinées avant l'alerte. Considérons la zone de risque Arisk qui couvre l'ensemble des capteurs ayant enregistré une pression moyenne supérieure à  $T$  (100mmHg) avant le déclenchement de l'alerte. Cette zone est celle dans laquelle les capteurs étaient en surpression avant la stimulation sensorielle et dont on se donne comme objectif de réduire les niveaux. Considérons ensuite le volume de surpressions VS comme la somme des valeurs des capteurs dans Arisk. La seconde variable dépendante est la réduction du volume VS après la stimulation sensorielle ; nous appellerons celle-ci VVS (pour Variation du Volume de Surpression)

## 9.3 Résultats

Les résultats sont illustrés sur la figure 9.2.

La figure 9.2(a) montre dans quelle mesure l'ordre sensoriel a été correctement perçu et interprété. En d'autres termes, la posture en fin de stimulation estimée par l'algorithme est-elle bien la posture cible susceptible de diminuer au mieux les surpressions précédemment emmagasinées ? Dans la grande majorité des cas hors condition contrôle et toutes modalités confondues (nous discuterons d'une exception dans la section suivante), toutes les stimulations semblent avoir été perçues puisque la posture finale est bien celle attendue par l'algorithme.

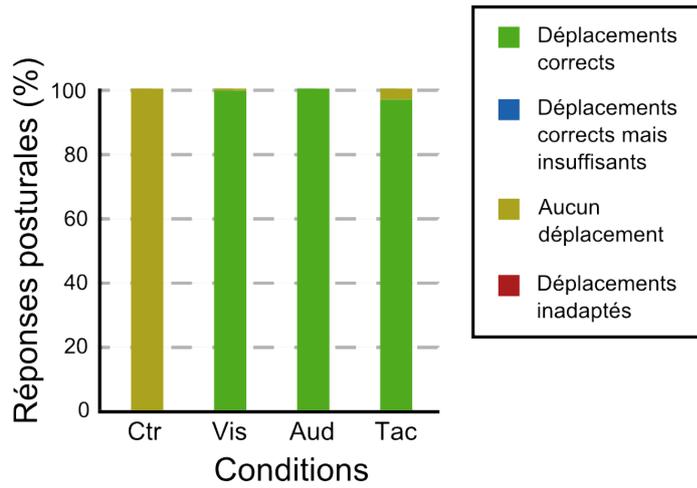
L'effet du biofeedback est ici indiscutable car aucune posture cible n'a été atteinte dans les conditions sans biofeedback.

La figure 9.2(b) montre quant à elle la variable VVS dans chacune des conditions. Ainsi, dans la condition sans biofeedback, cette variation est non significative ; dans toutes les autres conditions, la diminution est significative et comparable.

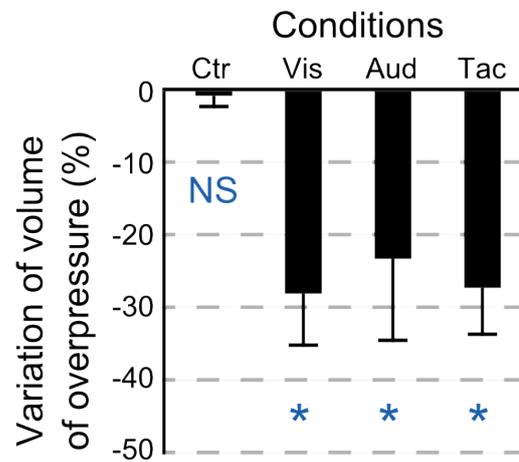
## 9.4 Discussion

L'objet de cette étude était de valider la partie stimulateur de notre dispositif. Pour ce faire, nous avons comparé celui-ci à d'autres stimulateurs utilisant des modalités plus classiques.

Lors des sessions expérimentales, les sujets étaient absorbés par une tâche cognitive de visualisation d'un film et devaient, lorsqu'ils percevaient une alarme, mouvoir leur buste dans la direction opposée à la perception.



(a) Nombre de réponses posturales adéquates à la suggestion du dispositif



(b) Variations moyennes des surpressions

FIGURE 9.2 – Résultats liés à l'étude 3

L'analyse finale avait pour but d'évaluer les différents retours tant au niveau de l'exactitude des réponses posturales que de la réduction des pressions.

Tout d'abord, les résultats concernant la première variable montrent une cohérence globale (inter-modalités et inter-sujets) sur la perception et la compréhension du message de biofeedback. On relèvera le "faux-pas" du sujet paraplégique lors de la session tactile pendant laquelle celui-ci ne régit correctement "que" dans 75% des cas. Ce relatif mauvais score est à minorer par le fait qu'un signal non ou mal perçu pourra être recouvert au signal suivant. On verra d'ailleurs que le résultat sur la seconde variable ne semble pas en avoir pâti.

On pourra éventuellement s'étonner de la différence entre ce résultat et celui de l'étude précédente. En effet, lors de celle-ci, 90% des cas amenaient à une posture adaptée. Il est fort probable que la réduction du nombre de postures de 9 à 3 soit à l'origine de cette différence. En effet, les sujets n'ont plus que deux motifs à discerner et ne se meuvent que dans un axe.

La deuxième variable quantifie les variations des surpressions.

On observe d'abord peu de différences inter-modales chez un même sujet, indiquant que, quelle que soit la nature du signal, les performances sont sensiblement équivalentes.

Un phénomène plus intrigant est une grande disparité entre les performances des sujets. Autrement dit, toutes modalités confondues, on note une grande variabilité inter-sujets. Il paraît raisonnable d'estimer que ceci est dû aux postures référentes. En effet, si, lors de la manipulation pré-expérimentale, les consignes étaient identiques pour tous les sujets (se mettre dans des postures exagérées (par exemple fortement à gauche) mais pas inconfortables), il est probable que chaque sujet interprète la notion de confort et de posture exagérée de manière personnelle. Puisque l'algorithme guide les sujets vers ces postures référentes, qui sont propres à chaque sujet, il semble finalement logique que l'on observe cette différence inter-sujets et cette cohérence intra-sujet et inter-modalités.

Les différences, pour les deux variables, avec la condition contrôle sont très significatives. En effet, lors de la condition contrôle, d'une part aucune posture cible n'a été atteinte, et d'autre part la variable VVS gravite autour de zéro et amène même parfois à des aggravations des surpressions.

En conclusion de cette étude, le TDU sans fil semble, au même titre qu'un stimulateur visuel ou sonore, tout à fait justifié, en terme de perception et de diminution des surpressions fessières, pour une intégration dans le dispositif de prévention des escarres.



---

# Chapitre 10

## Etude 4

### Test du dispositif sur personnes paraplégiques

---

Ce chapitre présente une expérimentation du prototype de dispositif de prévention d'escarres sur personnes paraplégiques en condition de demande attentionnelle.

Après une brève introduction et l'exposé de la méthodologie, nous présenterons les résultats et en discuterons.

#### 10.1 Introduction

Les expérimentations précédentes ont montré que le dispositif que nous avons conçu permet, lors d'une utilisation sur de jeunes adultes valides en train de regarder un film, de soulager des suppressions prolongées. Ce résultat a même été montré avec divers algorithmes de couplage et divers types de biofeedbacks.

Or cela n'a été montré qu'avec des personnes jeunes et valides. A cet effet, nous avons résolument exagéré les indices de dangerosité afin de montrer des différences comportementales de sujets équipés du dispositif vis-à-vis de sujets contrôle.

On éprouve toutefois assez vite la limitation de ne tester nos dispositifs que sur des

sujets valides. En effet, les sujets paraplégiques, s'ils ont la capacité de mouvoir leur buste, ne le font pas forcément de la même manière. Leur handicap sensoriel et moteur les amène sans doute à une perception proprioceptive de leurs postures différente de celle des sujets valides.

Le but est donc ici d'élargir l'expérimentation de preuve de concept à des personnes paraplégiques et ainsi de tester l'efficacité d'un dispositif de suppléance perceptive sur des personnes ayant un défaut de perception sensoriel.

## 10.2 Matériel et Méthode

### 10.2.1 Sujets

12 sujets paraplégiques ont été recrutés par l'intermédiaire du CMUDD<sup>1</sup> (10 hommes / 2 femmes, 28 ans (25.25-42.75), 67 kg (62-70), 176 cm (175-188)).

A cause d'une mise au point technique, le premier sujet a dû être exclu des résultats. De plus, un sujet féminin a dû être rejeté de l'étude car récemment enceinte. Enfin, le dernier sujet qui appartenait au groupe expérimental n'a pu passer que la première session pour cause de dysfonctionnement technique.

Au final, donc, le groupe contrôle était composé de 5 sujets et le groupe expérimental de 5 sujets mais dont seulement 4 ont pu passer les 2 sessions.

Cette étude est sans doute la plus délicate au niveau éthique de ce travail de thèse : d'une part parce qu'elle concerne des sujets paraplégiques et que nous ne voudrions pas qu'un déplacement postural inadéquat vienne aggraver une escarre naissante, d'autre part parce que l'électrostimulation linguale fait toujours peur et est souvent sujette à controverse.

Pour ces raisons, la présente étude a fait l'objet d'une acceptation du CCPPRB<sup>2</sup> et s'est déroulée sous la supervision et dans les locaux du CIC-IT<sup>3</sup> du CHU de Grenoble et sous la responsabilité du docteur en médecine Alexandre Moreau-Gaudry.

Lors du recrutement, un entretien et une auscultation avec un médecin ont eu lieu afin d'informer le sujet et de vérifier qu'il répond bien aux critères de sélection.

Les critères d'inclusion sont :

- personne affiliée à la sécurité sociale ou bénéficiaire d'un tel régime,
- personne blessée médullaire paraplégique,

---

1. Voir glossaire

2. *ibid.*

3. *ibid.*

- personne majeure.

Les critères de non-inclusion sont :

- femmes enceintes, parturientes, mères qui allaitent,
- personnes privées de liberté par décision judiciaire ou administrative,
- personnes hospitalisées sans consentement,
- personnes faisant l'objet d'une mesure de sauvegarde de justice,
- majeurs protégés,
- intolérance au port d'une prothèse palatine,
- escarre fessière en cours d'évolution,
- pathologies aiguës en cours d'évolution (en particulier au niveau buccal).
- personne allergique au Nickel,
- pathologies cognitives incompatibles avec l'utilisation du dispositif médical, la compréhension et la réalisation du protocole,
- personnes avec trouble de l'articulé dentaire incompatible avec la réalisation ou l'utilisation d'une prothèse orthodontique,
- insensibilité tactile linguale,
- altération fonctionnelle des membres supérieurs incompatibles avec une autonomie de positionnement de l'orthèse endobuccale.

En cas d'inclusion, un tirage aléatoire détermine le groupe (contrôle ou expérimental) d'affectation du sujet.

### 10.2.2 Appareillage

Le dispositif utilisé dans cette étude est composé, pour la partie couplage, de l'algorithme haut-niveau et, pour la partie stimulateurs, du TDU sans-fil.

Il s'agit donc d'envoyer, en fonction des cartes de pressions mesurées et d'une éventuelle alerte, un signal électro-tactile lingual d'évitement indiquant une mobilisation posturale vers une posture susceptible de réduire les surpressions précédemment accumulées.

### 10.2.3 Procédure expérimentale

Les sujets sont repartis aléatoirement en deux groupes :

- un groupe contrôle qui n'est pas équipé de stimulateur ;
- un groupe expérimental dans lequel les sujets sont équipés du TDU sans-fil.

Chaque sujet passe deux sessions, espacées d'environ une semaine. Celles-ci sont identiques pour le groupe contrôle, mais pas pour le groupe expérimental. Pour ce dernier, lors de la 1ère session, le TDU est en place mais inactif (ceci afin d'éviter un effet dû à la présence du dispositif) ; lors de la deuxième session, en revanche, il est activé normalement.

Une ou deux manipulations pré-expérimentales ont lieu. La première est réservée à la deuxième session des sujets du groupe expérimental. Elle consiste à calibrer les intensités de stimulation du TDU sans fil pour chaque motif de stimulation (avant, arrière, gauche et droite). S'ensuit un test de perception et reconnaissance des différents motifs, accompagné d'un éventuel réajustement des intensités. La seconde consiste, comme pour les sujets valides, à demander explicitement aux sujets de se placer dans neuf postures référentes (avant-gauche, avant, avant-droite, gauche, centrée, droite, arrière-gauche, arrière, arrière-droite) afin d'en extraire les cartes de pression correspondantes.

Vient enfin l'expérimentation proprement dite. Comme lors des expérimentations précédentes, le sujet est assis sur la nappe de pression et regarde un film. Une session dure une heure. Pendant cette durée, 55 signaux indiquant la nécessité d'un changement postural sont envoyés. Ceux-ci sont répartis sur la durée de l'expérimentation et espacés de  $1min \pm 12sec$ . Le temps entre les stimulations est variable pour ne pas que le sujet, détectant un tempo régulier, s'habitue et puisse augmenter son attention juste avant le signal.

#### 10.2.4 Analyse de données

Comme lors de précédentes expérimentations, voici les variables qui ont été analysées.

**Var1** De la même manière que lors des études sur sujets valides, nous avons quantifié pour chaque session de chaque groupe les postures en accord avec le déplacement suggéré par le signal ;

**Var2** L'évolution des volumes de surpressions (au-delà de T (100 mmHg)) présents avant les alertes a été mesurée et analysée pour chaque session de chaque groupe ;

**Var3** La variation du volume de surpression (Var2) a été analysée plus en détail afin d'estimer celle-ci en fonction des pressions initiales (100/120mmHg vs 120/140 vs 140/160 vs 160/180 vs 180/200). Cette variable n'a été mesurée que pour la session du groupe expérimental pendant laquelle le TDU est actif.

### 10.3 Résultat

Les résultats concernant la variable **Var1** sont reportés sur la figure 10.1. On obtient un graphique assez similaire à celui de l'expérimentation sur sujets valides (figure 8.3, page 107). Ainsi, seule la session 2 du groupe expérimental (seule session pendant laquelle le stimulateur est activé) montre une large prédominance de comportements posturaux conformes aux indications de l'algorithme. Dans les autres sessions, les sujets n'ont pas changé de posture dans la plupart des cas.

Sur la figure 10.2, on observe les résultats se rapportant à la variable **Var2** : les variations des surpressions accumulées avant le signal électro-tactile. On n'observe aucune dif-

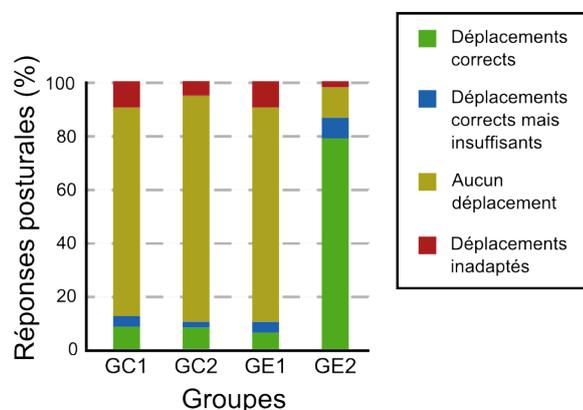


FIGURE 10.1 – Réponses posturales pour chaque session de chaque groupe (gc1 = groupe contrôle session 1, ...)

férence significative entre gc1 et gc2, ni entre gc1 et ge1. Par contre, cette variable montre des différences significatives dans le groupe expérimental entre les 2 sessions ( $p < 0.05$ ).

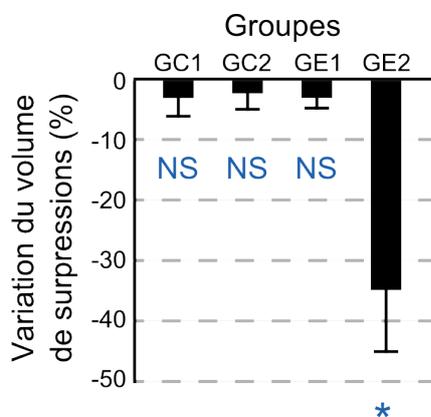


FIGURE 10.2 – Variation relative du volume de suppression (>100mmHg) après l’alerte du dispositif

La figure 10.3 illustre les résultats relatifs à la variable **Var3**. On y observe que, dans la session 2 du groupe expérimental, plus les pressions accumulées sont élevées, plus la baisse relative de pressions post-signal a été importante. Ces différences ne sont toutefois pas statistiquement significatives.

Les fréquences des directions de changements posturaux préconisés sont de 29% à gauche, 9% à droite, 31% en avant et 31% en arrière. Ces directions ont été correctement perçues et interprétées à, respectivement, 91%, 100%, 51% et 90%. Ces résultats seront analysés dans la partie “discussion”.

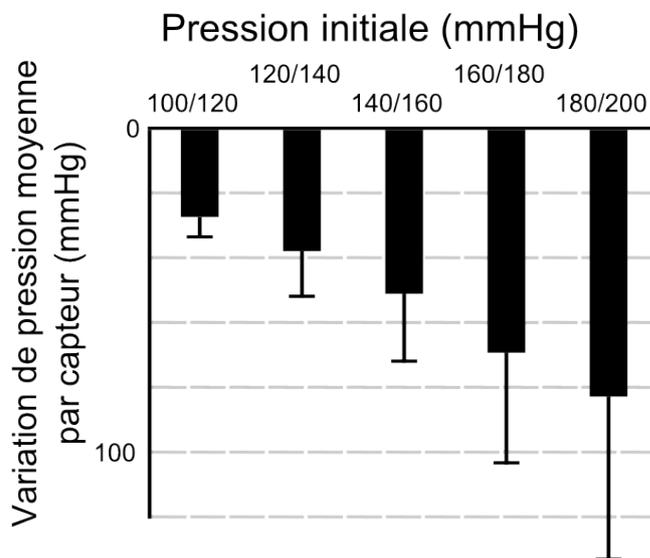


FIGURE 10.3 – Baisse relative des surpressions en fonction de leur valeur initiale

## 10.4 Etude de cas

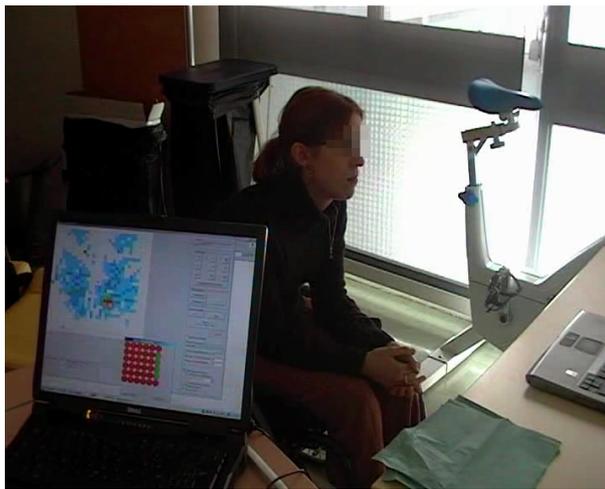
Nous analysons dans cette section les données des sujets du groupe expérimental ayant passé la deuxième session (avec TDU actif). Nous avons décidé, contrairement à notre étude sur sujets valides, de tous les analyser car (1) ils sont bien moins nombreux, (2) les attitudes sont très variables et (3) il s'agit de la population cible de notre travail.

### 10.4.1 Premier cas : sujet 100003

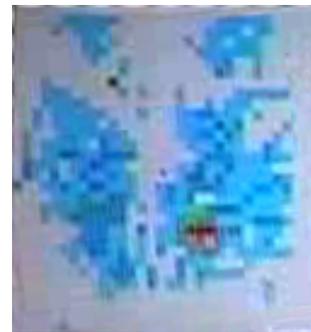
La figure 10.4 montre des photographies avant et après un signal électro-tactile du sujet 100003 équipé du stimulateur actif. On voit nettement la disparition d'une surpression accumulée avant le signal au niveau de l'ischion droit. De manière intéressante, le sujet nous a déclaré qu'elle avait effectivement souvent des surpressions sous l'ischion droit à cause de problèmes de dos.

En observant les cartes de pressions de ses postures référentes sur la figure 10.5, on retrouve bien cette asymétrie.

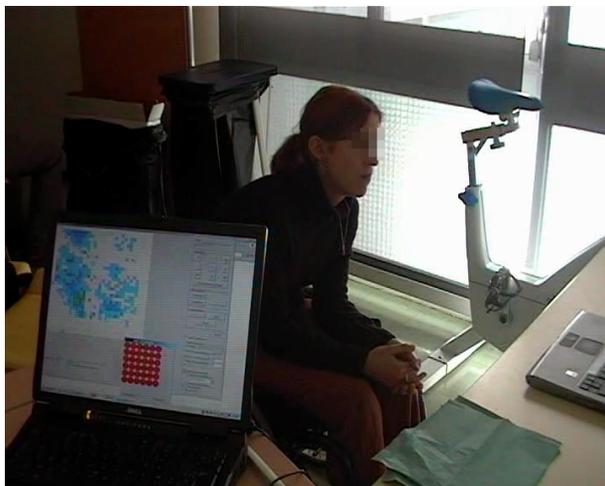
Lors de l'expérimentation, son comportement postural naturel a entraîné un ischion droit largement en surpression par rapport au côté opposé. En conséquence tous les ordres posturaux délivrés par notre dispositif suggéraient un déplacement à gauche ou en avant, les seuls susceptibles, au vue des cartes de pressions référentes, de soulager l'ischion droit. Nous observons sur la figure 10.6 l'effet de ces déplacements. Les déplacements préconisés



(a) Lors du déclenchement du signal



(b) Carte de pressions



(c) Après le signal



(d) Carte de pressions

FIGURE 10.4 – Exemple de comportements posturaux et de cartes de pressions avant et après un signal électro-tactile

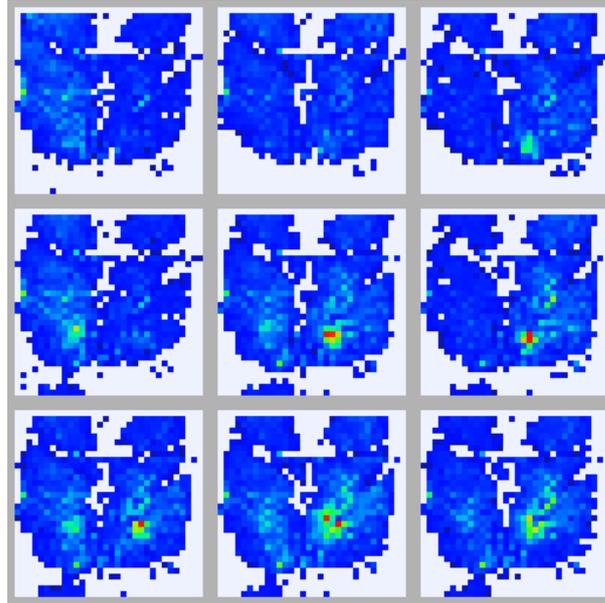


FIGURE 10.5 – Cartes de pressions des postures référentes du sujet 100003

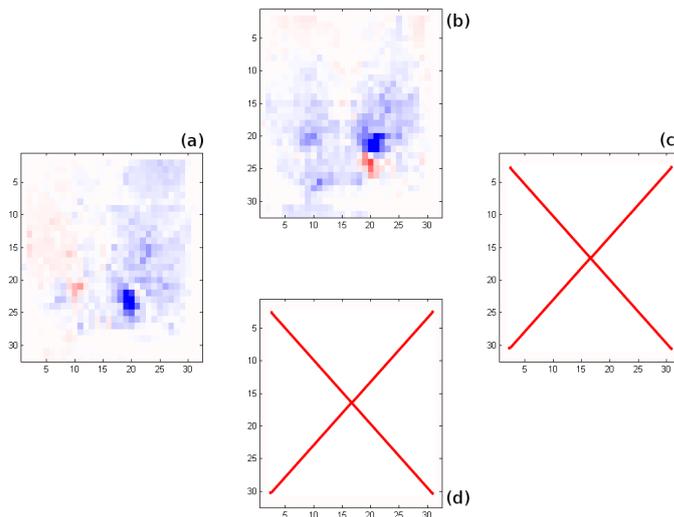


FIGURE 10.6 – Variations de pression du sujet 100003 générées par les différentes consignes de déplacements. La couleur rouge indique une augmentation des pressions, la bleue une diminution. Aucun déplacement à droite ou en arrière n'a été suggéré.

et récurrents amènent à chaque fois de grandes réductions des surpressions sous l'ischion droit (ou au moins une partie).

### 10.4.2 Second cas : sujet 100004

Le cas de ce sujet est aussi intéressant. Celui-ci n'a eu que des stimulations avant et arrière. En observant les cartes de pressions de ses postures référentes (figure 10.7), on voit que les déplacements latéraux ont très peu modifié les pressions.

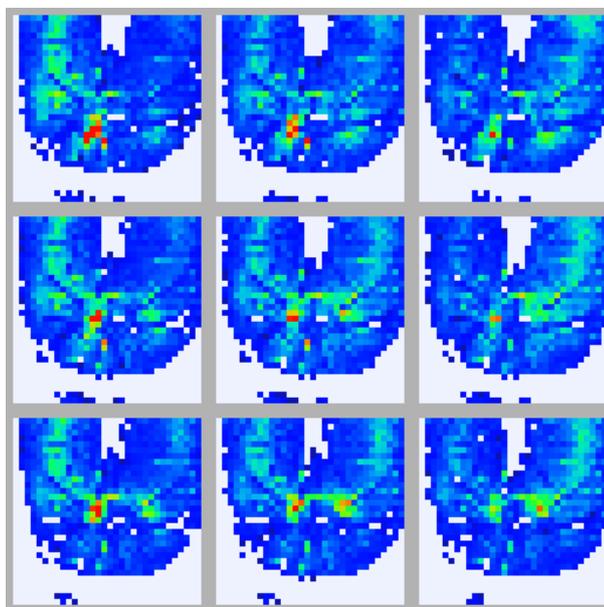


FIGURE 10.7 – Cartes de pressions des potures référentes du sujet 100004

Au vue des cartes de pressions représentatives de ses postures référentes, on observe que ses penchés sur les cotés gauche et droit n'ont pas créé de grandes modifications de pressions. Ceci peut-être dû à ses capacités, à sa physionomie ou au matériel (coussin, fauteuil). En tout cas, ayant été moins timide dans ses penchés avant et arrière, l'algorithme a calculé qu'il était plus efficace de le diriger dans cet axe antéro-postérieur.

La figure 10.8 montre les variations de pressions engendrées par ces stimuli. Les cartes de variations sont ici bien plus difficiles à interpréter : les réductions et les augmentations de pression semblent se côtoyer et ne pas occuper d'emplacements bien précis. Toutefois, en observant mieux celles-ci, on se rend compte, ici encore, qu'elles semblent complémentaires : les augmentations de pressions engendrées lors d'un déplacement correspondent aux réductions de pressions lors du déplacement opposé.

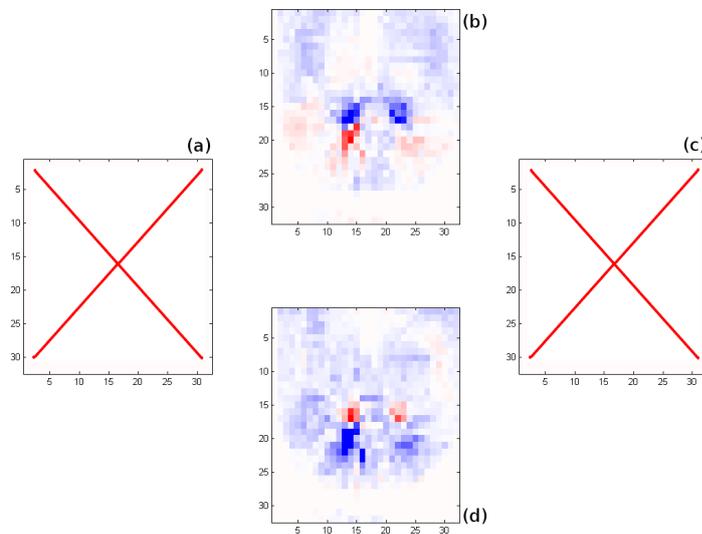


FIGURE 10.8 – Variations de pressions du sujet 100004 générées par les différentes consignes de déplacements. La couleur rouge indique une augmentation des pressions, la bleue une diminution. Il n'a eu que des stimuli avant et arrière.

### 10.4.3 Troisième cas : sujet 100005

Le sujet 100005 est un peu plus symétrique que les autres. Ses cartes de pressions des postures de calibrage en témoignent (figure 10.9).

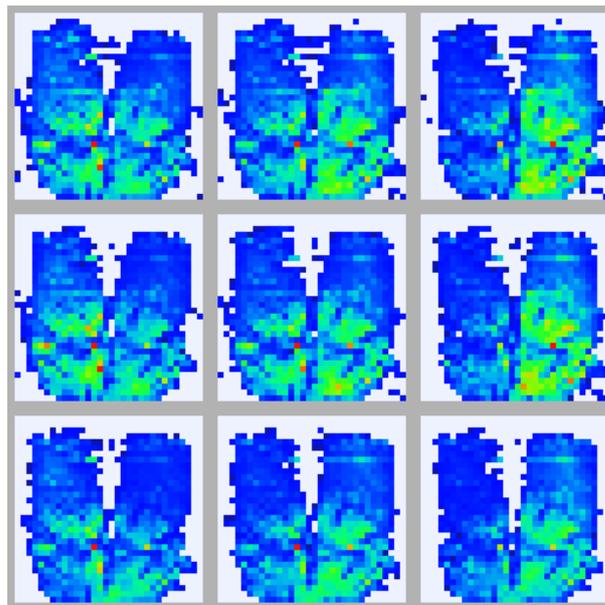


FIGURE 10.9 – Cartes de pressions des postures référentes du sujet 100005

Celui-ci a eu majoritairement des suggestions de déplacements latéraux de la part de

l'algorithme (vers la droite principalement) et une seule vers l'arrière. La figure 10.10 montre les variations de pression engendrées par ces signaux.

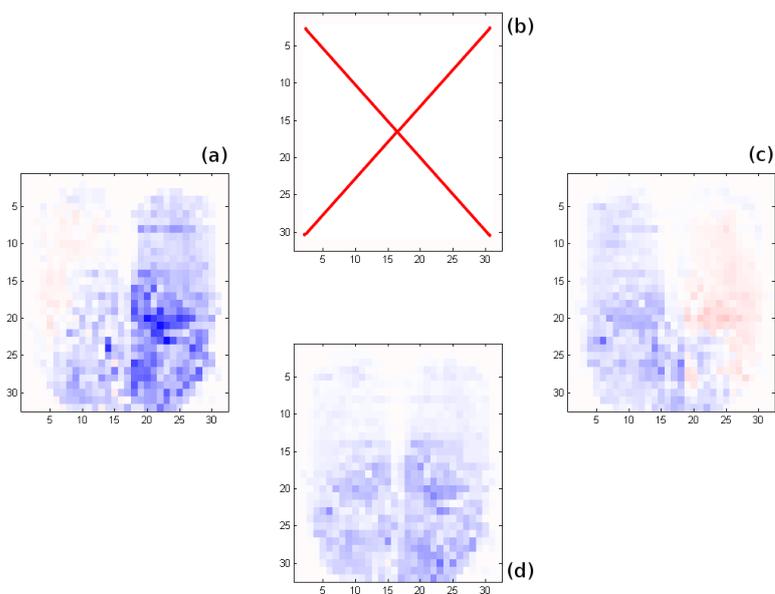


FIGURE 10.10 – Variation de pressions du sujet 100005 en fonction de la direction de mobilisation préconisée. La couleur rouge indique une augmentation des pressions, la bleue une diminution. Il n'y a eu aucune stimulation avant, c'est pourquoi la figure en question apparaît vide.

A nouveau, ses déplacements vers la gauche et la droite semblent complémentaires. Mais on note que ses déplacements vers l'arrière soulagent quasiment toutes les pressions. C'est sans doute dû au fait qu'il s'est beaucoup appuyé sur le dossier du fauteuil lors de ce déplacement.

#### 10.4.4 Quatrième cas : sujet 100007

Ce dernier sujet possède aussi une symétrie correcte. Comme on l'observe sur la figure 10.11, ses amplitudes latérales sont très grandes. En conséquence, la plupart des déplacements posturaux suggérés par l'algorithme sont des déplacements vers la gauche ou la droite.

Les variations des pressions qui en résultent sont reportées sur la figure 10.12.

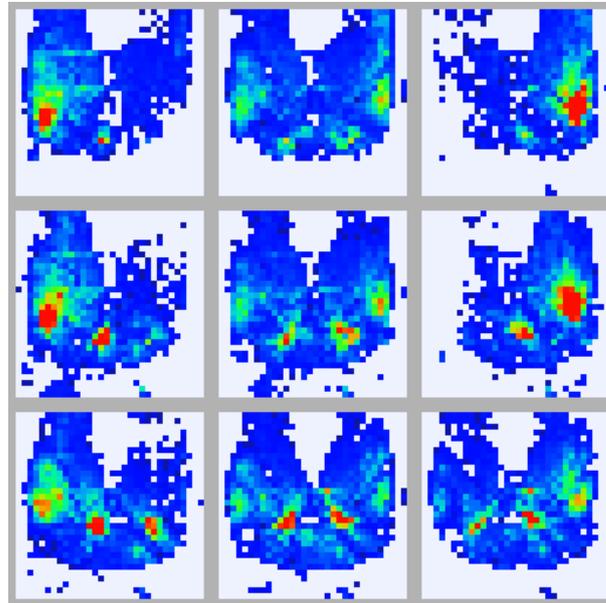


FIGURE 10.11 – Cartes de pressions des postures référentes du sujet 100007.

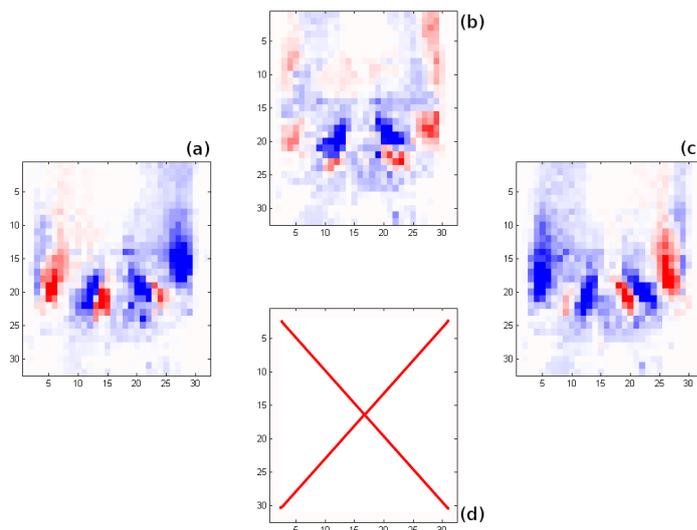


FIGURE 10.12 – Variations des pressions du sujet 100007 générées par les différentes consignes de déplacements. La couleur rouge indique une augmentation des pressions, la bleue une diminution. Aucun déplacement vers l'arrière n'a été effectué.

## 10.5 Discussion

L'étude présentée ici testait, pour la première fois sur une population entièrement paraplégique, l'effet du dispositif de prévention d'escarres. Comme lors des expérimentations précédentes, les sujets étaient assis devant un film de leur choix et, lorsqu'ils étaient équipés du TDU actif, devaient répondre à un stimuli par un déplacement postural dans la direction opposée à celle perçue.

Les sujets du groupe contrôle passaient deux sessions à une semaine d'intervalle sans être équipés du TDU ; ceux du groupe expérimental étaient équipés du TDU, et celui-ci était désactivé lors de la première session et activé lors de la deuxième.

Les résultats concernant les variables Var1 et Var2 montrent plusieurs choses. Tout d'abord, seuls les sujets équipés du TDU actif semblent bénéficier de notre dispositif pour réduire des surpressions accumulées. Ensuite, aucune différence significative n'a été notée entre gc1 et ge1, montrant que la présence matérielle du TDU sans-fil n'apporte aucun biais à l'expérimentation. Finalement l'absence de différence significative entre gc1 et gc2 montre la reproductibilité des attitudes des sujets et l'absence d'effet d'apprentissage.

La variable Var3 montre, mais de manière non significative, que les baisses sont plus importantes si les pressions accumulées sont plus élevées. On pourra noter que, contrairement à l'expérimentation sur sujets valides, même la dernière tranche a des réductions de pression supérieures aux précédentes, mais toujours de manière non significative. Cette absence de significativité est peut-être due au faible nombre de paraplégiques dans la session 2 du groupe expérimental (4 sujets).

C'est peut-être aussi ce faible nombre qui a amené une grande diversité sur les fréquences et les perceptions des divers signaux, mais pas seulement. Ainsi, pas un seul sujet n'a eu durant le temps de son expérimentation au moins un signal tactile de chaque type (gauche, droite, avant et arrière).

Il est difficile de tirer des leçons de cela, si ce n'est que les sujets paraplégiques ont des résultats bien plus variables (peut-être à cause de leurs différences musculo-squelettiques ou de leurs capacités posturales) que les sujets valides.

On observe d'ailleurs bien cette hétérogénéité dans les chiffres reportés dans la section "résultats" sur la répartition des stimulations (29% à gauche contre 9% à droite). On l'observe particulièrement chez le sujet scoliotique. C'est d'ailleurs ce même sujet qui est la cause du mauvais score lors des stimulations à l'arrière (seulement 51% correctement validés). En effet la majorité des stimulations de ce côté ont été attribués à elle et elle ne les a correctement validé que dans 22% des cas (2 autres sujets ayant obtenus des scores de 100 et 89%). Ce mauvais score a trois raisons. Certains essais ont été réalisés avec une amplitude de déplacement insuffisant et, malgré le fait qu'elle n'atteignait pas une posture cible, la baisse des surpressions a tout de même été conséquente. La deuxième raison est que, l'arrière de la langue étant moins sensible, c'est le motif ne plus à même

d'être non perçu. La dernière raison est une suite successive de signaux auxquels elle n'a pas répondu. Il se pourrait que cela soit dû à un défaut de pile (information que notre prototype actuel ne peut malheureusement pas signaler), défaut que nous avons anticipé pour les sujets suivants et qui ne semble pas s'être réitéré au vue des autres scores.

Il n'empêche que tous les sujets, malgré les particularités de chacun, ont pu profiter du système pour réduire les suppressions accumulées.

---

# Chapitre 11

## Discussion générale

---

Cette partie présentait des études de validation du dispositif de prévention d'escarres dont nous avons présenté la conception dans le chapitre 4.

La première étude, en mesurant les pressions de sujets valides et paraplégiques assis devant un film, a montré des tendances de différences d'attitudes posturales entre ces deux populations. Bien que ces différences ne soient pas statistiquement significatives, on a pu observer chez les sujets valides des stratégies de mobilisation que l'on n'a pas retrouvées chez tous les patients paraplégiques. On en déduit que la nappe de pression, dans son rôle de capteur du dispositif, semble à même de détecter des comportements posturaux et des immobilités potentiellement dangereuses.

L'étude reportée dans le chapitre 8 a montré que des ordres posturaux envoyés à des sujets valides visionnant un film a permis de diminuer les surpressions accumulées précédemment. Ce résultat a été validé face à un groupe contrôle et montre que l'algorithme de notre dispositif peut effectivement amener à soulager des zones anatomiques qui ont subi durant un certain temps de fortes pressions.

La troisième expérimentation montrait, en envoyant des stimulations via diverses modalités sensorielles, que toutes se sont avérées efficaces, non seulement en terme de perception, mais aussi en terme de réduction des surpressions prolongées. Ce résultat montre l'utilisabilité du TDU comme vecteur d'informations de notre dispositif en montrant des performances analogues à celles de modalités plus courantes.

Avec ces expérimentations dédiées, chaque module du dispositif a ainsi été testé et a montré son efficacité sur sujets valides. La dernière étude a montré des résultats similaires

sur une population paraplégique, validant ainsi l'efficacité du système sur la population visée par ces développements.

D'autres résultats ont aussi montré un certain intérêt tout au long de ces expérimentations.

Ainsi les zones de surpressions, lorsqu'elles sont soulagées par un ordre postural provenant du dispositif, le sont d'autant plus que leurs pressions initiales sont plus élevées. Ce résultat nous paraît important puisque ce sont les pressions les plus hautes qui provoquent les escarres le plus rapidement.

Par ailleurs, le fait que quelques signaux d'alerte ne soient pas perçus ne semble pas impliquer de plus mauvais résultats globaux vis-à-vis des diminutions de surpressions. Cela est dû au fait qu'un signal manqué peut être détecté par l'algorithme et pris en considération lors de l'alerte suivante.

Ces résultats encourageants sont-ils suffisants pour déployer à grande échelle un tel dispositif? A l'évidence, la réponse est non.

Nous avons appris, de par le fiasco de la plupart des dispositifs de suppléance perceptive, que l'efficacité ne suffit pas au succès, mais qu'il faut aussi que le dispositif se montre abordable financièrement et acceptable par la population concernée. Nous analyserons cet aspect des choses dans la partie IV.

## Quatrième partie

### Étude de conception participative



La partie précédente montre que notre dispositif est fonctionnel et efficace. Que des ordres de changements posturaux convoyés par une modalité électro-tactile linguale se traduisent bien par une modification posturale et une baisse des surpressions accumulées jusqu'à l'instant du signal. Ce dispositif a donc montré, comme beaucoup de dispositifs de suppléance perceptive, une certaine efficacité.

Mais ce n'est pas suffisant. En effet, comme on l'a déjà dit dans la partie consacrée au contexte scientifico-médical, énormément de systèmes de suppléance perceptive ont été conçus à la suite des travaux de Paul Bach-y-Rita et ont démontré leurs efficacités respectives. Mais ceux-ci ne sont pas ou peu employés. Rappelons pourquoi. Deux facteurs ont été identifiés : celui de coût et celui d'ergonomie.

**Le coût** direct de notre dispositif inclut celui de ses 3 composants : capteurs, actionneurs et unité de couplage.

L'unité de couplage ne pose pas réellement de problème. Elle est en effet constituée d'un algorithme développé dans notre laboratoire et facilement transcribable sur une carte électronique d'interfaçage.

Concernant les capteurs et les actionneurs, en l'occurrence la nappe de pression et le TDU sans-fil, il est vrai que les prix d'achat sont assez élevés. Ainsi, les principaux fabricants de nappe de pression vendent celles-ci à un prix de l'ordre de 10000 euros. Le prototype du TDU sans fil nous a coûté environ 1000 euros pièce. Mais d'une part il s'agissait d'un prix prototypique et, produit à grande échelle, le coût de revient diminuerait largement. D'autre part, si ce dispositif arrive à faire ses preuves en matière de prévention d'escarres, il serait très rapidement amorti si on considère les évaluations astronomiques des coûts d'une escarre.

**L'ergonomie** fait quant à elle l'objet de nos plus vives considérations. C'est dans cette optique, rappelons le, que nous avons développé de TDU sans fil. Ainsi notre dispositif d'électrostimulation est aujourd'hui entièrement sans-fil, invisible vis-à-vis de l'entourage et largement miniaturisé. Mais il est toutefois fréquent que l'avis des concepteurs de produits, quels qu'ils soient, et celui de leurs utilisateurs diffèrent radicalement.

Cette partie va donc focaliser sur quelques études d'acceptabilité et d'ergonomie, et une expérimentation supplémentaire en découlant.

Dans les premiers et seconds chapitres, nous reportons les résultats de questionnaires que nous avons mis en place à la suite des études 3 et 4 présentées dans la partie précédente.

Dans le chapitre suivant, nous montrerons ce qu'il ressort d'une étude de conception participative que nous avons menée avec une population paraplégique.

Enfin s'ensuivra un chapitre de preuve de concept d'un autre dispositif conçu à la suite de ces deux études.



---

# Chapitre 12

## Etude d'acceptabilité liée à l'étude 3

---

L'expérimentation 3 portait sur la validation du TDU comme dispositif d'alerte et d'information sensorielle. A l'issue de celle-ci, nous avons conclu que la voie électrotactile, au même titre qu'une autre modalité visuelle ou sonore, était efficace en terme de perception, d'interprétation du signal et de réalisation des consignes liées à celui-ci.

Mais nous ne devons pas nous laisser envahir par trop d'optimisme. Ainsi, nombre de dispositifs et de produits commercialisés sont promis à mourir dans l'œuf simplement parce que, très souvent, l'avis des concepteurs ne correspond pas à celui des utilisateurs.

Il nous a donc paru intéressant, à la suite de l'expérimentation 3, de mener un questionnaire pour déterminer l'acceptabilité des différentes modalités testées et, au-delà, l'ergonomie de la partie active du dispositif de prévention d'escarres.

Ce chapitre se divise en trois sections : la présentation du questionnaire, les sujets, les réponses et une discussion.

### 12.1 Le questionnaire

Deux choses nous paraissent importantes pour qu'un dispositif soit accepté par ses utilisateurs.

**Le confort d'utilisation.** Il nous paraît évident qu'un dispositif trop encombrant, nécessitant trop d'attention ou trop visible (et soumis ainsi au regard des autres) risque

d'être abandonné par la plupart des sujets.

**L'interférence avec l'environnement.** Une chose importante est que le dispositif n'entrave pas les autres perceptions environnementales et, afin de préserver son efficacité, ne soit pas entravé par celles-ci.

Rappelons que trois modalités sensorielles étaient testées lors de notre expérimentation : visuelle, auditive et électrotactile.

Le questionnaire élaboré pour les trois systèmes associés à ces trois retours sensoriels était le suivant :

- Pour chaque système, donnez une note entre 0 et 10 sur l'inconfort global de celui-ci. (0 indiquant "aucun inconfort" et 10 "inconfort maximal")
- Pour chaque système, donnez une note entre 0 et 10 sur la gêne qu'il produit vis-à-vis de la perception d'autres signaux environnementaux. (0 indiquant "aucune gêne" et 10 "gêne maximale")
- Pour chaque système, donnez une note entre 0 et 10 sur la gêne que produisent les signaux environnementaux vis-à-vis de la perception des signaux du dispositif. (0 indiquant "aucune gêne" et 10 "gêne maximale")
- Classez, par ordre de préférence, les modalités que vous préféreriez utiliser.

## 12.2 Sujets et méthode

Les sujets sont ceux ayant passés l'expérimentation 3. Il s'agit de 8 jeunes sujets valides (7 hommes/1 femme, 27 ans +/- 4, 173 cm +/- 7, 69 kgs +/- 5) et 1 sujet paraplégique.

Immédiatement après avoir passé toutes les sessions expérimentales de l'étude, les questions leur étaient posées oralement par l'expérimentateur.

## 12.3 Résultats et discussion

Le tableau 12.1 reporte toutes les réponses des sujets.

Concernant le confort, on observe que, sans conteste, la modalité jugée la plus confortable est la modalité visuelle.

Cela n'est pas étonnant. En effet la vision est une perception de stimuli distants. Les stimulateurs visuels peuvent donc être déportés relativement loin du sujet. De plus une perception visuelle peut être aisément esquivée en détournant les yeux ou, au pire, en fermant les paupières.

En seconde position arrive la modalité auditive qui demande pour le sujet de porter

Question	Mod.	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8	sP	moy
Confort	A	2	3	4	5	3	4	4	3	2.5	3.39
	V	1	2	3	3	1	2	3	0	1	1.78
	T	5	7	6	4	6	6	3	5	8	5.56
DPE	A	3	2	6	2	3	4	2	4	2.5	3.17
	V	2	1	1	0	1	2	2	1	1	1.22
	T	3	2	4	1	2	1	2	1	6	2.44
EPD	A	2	0	1	0	3	1	3	5	2	1.89
	V	4	7	8	0	3	7	3	5	2	4.33
	T	2	2	1	0	3	1	3	5	2	2.11
Inter.	A	2.5	1	3.5	1	3	2.5	2.5	4.5	2.25	2.53
	V	3	4	4.5	0	2	4.5	2.5	3	1.5	2.78
	T	2.5	2	2.5	0.5	2.5	1	2.5	3	4	2.28
Préférences		AVT	AVT	ATV	VTA	VAT	VTA	VAT	VAT	VAT	VAT

TABLE 12.1 – Expérimentation 3, réponses au questionnaire (Abréviations utilisées : Mod=modalité, A=Auditif, V=Visuel, T=Tactile, DPE=“les stimuli du dispositif perturbent-ils ceux de l’environnement?”, EPD=“les stimuli de l’environnement perturbent-ils ceux du dispositif?”, Inter=Interférence globale (moyenne de EPD et DPE))

un équipement spécifique si on ne veut pas que l’alerte soit audible par les personnes à proximité.

Enfin en dernière position arrive la modalité électro-tactile. Celle-ci nécessite un équipement adapté et génère des stimuli inhabituels qui peuvent stresser les sujets. Notons toutefois que certains sujets (4 et 6) jugent la modalité électro-tactile plus confortable que la modalité auditive.

Sur la question de savoir si ces stimuli perturbent les stimuli environnementaux, les réponses sont beaucoup plus variées.

La modalité visuelle arrive encore en tête bien que devancée, pour certains sujets par l’électro-tactile.

A nouveau, nous pensons que la spécificité de la vision permet d’ignorer certains stimuli, ce que ne permettent pas les autres modalités, du moins pas aussi aisément.

Le bon score de la modalité tactile s’explique sans doute par le fait qu’elle est assez peu utilisée de manière consciente pour interagir avec notre environnement. La localisation des stimulations sur la langue, un organe interne peu utilisé, renforce cette hypothèse.

La modalité auditive arrive nettement en dernière position. Nous avons tous eu l’expérience d’une surcharge auditive nous empêchant de communiquer ou de nous concentrer sur des tâches même non auditives.

La question réciproque (les stimuli environnementaux perturbent-ils les stimuli du dispositif) amène curieusement des réponses quasi opposées.

Ainsi, la modalité auditive arrive en tête. Nuisant à l'écoute du film, elle est sans doute jugée invasive et l'attention va facilement se porter sur elle.

La modalité tactile arrive juste derrière en seconde position. Fait curieux, tous les sujets ont jugé ces deux sensorialités avec la même note sauf un sujet qui a préféré l'audition. Ce très bon score de la modalité tactile est encore une fois sans doute dû à la particularité du sens tactile et de sa localisation.

Enfin, le sens visuel arrive largement en dernière position. La vue est très sollicitée et on peut supposer que, lorsque l'attention est portée sur un stimulus visuel, elle ignore facilement les autres stimuli.

Ces deux dernières questions peuvent se regrouper en une globale concernant l'interférence des stimuli environnementaux et provenant du dispositif (Variable Inter. dans la table 12.1).

La meilleure note est ici attribuée au TDU sans fil. On peut estimer ce bon résultat au fait que le sens tactile, en particulier sur la langue, est moins sollicité dans nos interactions avec le monde, du moins de manière consciente.

Les modalités auditives et visuelles ont vu respectivement leurs préférences s'inverser dans les deux questions.

Surpris au premier abord, cela nous a finalement semblé logique. En effet ces deux sens sont fortement sollicités au quotidien et un stimulus qui ne perturbe pas les perceptions environnementales est certainement trop discret il sera en retour perturbé par ces stimuli externes. Réciproquement, un signal trop invasif perturbera les autres sensations.

Dans notre cas, nous aurions peut-être inversé le phénomène si nous avions utilisé comme stimulant visuel une image se superposant au film et comme stimulant auditif un signal bien plus discret.

En résumé, si le TDU sans fil est considéré comme celui interférant le moins avec les stimuli du monde extérieur, il est, et ce malgré nos efforts dans cette voie, jugé le moins confortable. Or ce paramètre semble être fort important pour les sujets. On en veut pour preuve les réponses à la dernière question sur le classement préférentiel des modalités. Le TDU y arrive largement en queue de peloton.

---

# Chapitre 13

## Etude d'acceptabilité liée à l'étude 4

---

Pour compléter le chapitre précédent, une étude d'acceptabilité menée auprès des personnes paraplégiques ayant testé le dispositif (les sujets de l'étude 4) est incontournable.

Ce chapitre décrit le questionnaire fourni et les résultats.

### 13.1 Le questionnaire

Le questionnaire portait sur l'installation, l'utilisation et le confort matériel et psychologique des composants matériels (capteur et stimulateur) du système. Pour chacune de ces questions, les sujets devaient donner deux notes entre 0 et 10 : l'une quantifiant cette valeur (de 0 (très bon) à 10 (très mauvais)) et l'autre quantifiant l'importance qui doit être donnée à ce paramètre (de 0 (peu important) à 10 (extrêmement important)). Par exemple, un sujet peut juger la mise en place de la nappe de pression difficile, mais ne pas estimer cela important (si par exemple il ne pense pas enlever et remettre celle-ci régulièrement).

Le questionnaire est résumé sur la table 13.1.

Question	note	importance
Installation du capteur	0-10	0-10
Utilisation du capteur	0-10	0-10
Confort matériel du capteur	0-10	0-10
Confort psychologique du capteur	0-10	0-10
Installation du stimulateur	0-10	0-10
Désinstallation du stimulateur	0-10	0-10
Désensibilisation linguale	0-10	0-10
Confort matériel du stimulateur	0-10	0-10
Confort psychologique du stimulateur	0-10	0-10

TABLE 13.1 – Questionnaire remis aux sujets

## 13.2 Résultats et discussion

Le tableau 13.2 ci-dessous reporte les réponses des sujets au questionnaire.

Questions Capteur	session	note	imp.
		médiane (1er quartile/3ème quartile)	
Installation	ses. 1	1(0-1)	8(5.75-9.75)
	ses. 2	1(0-1)	9(7-10)
Utisation	ses. 1	0(0-0.375)	9(5-9.75)
	ses. 2	0(0-0)	10(8-10)
Confort matériel	ses. 1	1(0-2.75)	9.5(8.25-10)
	ses. 2	1(0-3)	10(9-10)
Confort psychologique	ses. 1	1.5(0.25-2.75)	7.5(5-9.5)
	ses. 2	3(0-6)	7(3-10)

Questions Stimulateur	session	note	imp.
		médiane (1er quartile/3ème quartile)	
Installation	ses. 1	1(0.25-1.75)	9.5(9-10)
	ses. 2	1(0-2.5)	10(8.5-10)
Désinstallation	ses. 1	0.5(0-2.5)	9.5(9-10)
	ses. 2	1(0-2.5)	10(8.5-10)
Désensibilisation langue	ses. 1	0(0-0)	10(8-10)
	ses. 2	0(0-0.5)	10(8.5-10)
Confort matériel	ses. 1	10(10-10)	10(9.25-10)
	ses. 2	10(9.25-10)	10(9-10)
Confort psychologique	ses. 1	10(6.25-10)	10(8.5-10)
	ses. 2	10(8-10)	10(9.25-10)

TABLE 13.2 – Réponses au questionnaire concernant le capteur (haut) et le stimulateur (bas)

Ces réponses nous apprennent et nous confirment certaines choses.

Ainsi, dans toutes les questions, la note donnée à l'importance du critère associé est très forte. Cela dénote l'importance de converger vers un dispositif le plus transparent possible, facile d'utilisation et demandant peu d'attention.

L'évolution des réponses entre les 2 sessions est très faible. Ainsi, bien que les sujets aient eu une semaine entre les deux sessions, leurs premières impressions se sont avérées persistantes. On peut supposer que seule une utilisation régulière à long terme serait en mesure de changer leurs opinions sur tel ou tel critère.

Les réponses vis-à-vis du capteur sont très encourageantes. Ainsi, bien que la nappe de pressions ne soit pas adaptée à une utilisation régulière et qu'une évolution ergonomique soit à prévoir en vue d'intégrations futures, les sujets étaient déjà très satisfaits par ce matériel.

Finalement, le TDU sans fil, bien qu'il soit globalement jugé facile d'utilisation et que les sujets ne trouvent pas qu'il affecte leurs sensibilité linguale, est toujours jugé en terme de confort matériel et psychologique comme inacceptable par les sujets, à l'instar des résultats du chapitre précédent.



---

# Chapitre 14

## Conception Participative

---

### 14.1 Introduction

Forts des résultats de nos premières expérimentations, nous avons montré que notre dispositif de suppléance perceptive était correctement perçu et interprété par des sujets valides et paraplégiques. De plus l'attitude posturale des sujets, en réponse aux stimuli du dispositif, entraîne une baisse significative des surpressions accumulées. Ce dispositif consiste, pour rappel, à recueillir les pressions fessières et informer, via le TDU sans fil, de changements posturaux.

Malheureusement, les chapitres précédents, traitant de l'ergonomie de la partie active de ce système, montrent que celui-ci n'est pas accepté par ses premiers testeurs, malgré les efforts de portabilité et de miniaturisation que notre laboratoire a menés.

Notre effort se porte maintenant sur la conception d'un dispositif multimodal, compromis des avantages et inconvénients de chaque modalité. Pour concevoir celui-ci, nous pouvons nous inspirer de systèmes largement répandus et au succès commercial reconnu, tels les téléphones portables et les montres vibrantes.

Le système consisterait donc en deux parties :

**Une alerte vibro-tactile** qui préviendrait le sujet d'une situation d'urgence, de manière non invasive sans interférer avec l'extérieur, et lui demanderait d'aller s'enquérir d'un message ;

**Un message visuel** qui informerait de la conduite de prévention à tenir. Ce message

pourrait être lu au moment désiré par l'utilisateur et, on l'a vu, la modalité visuelle est globalement préférée à la modalité auditive.

A l'occasion de ce virage dans la conception du dispositif de prévention des escarres, nous avons mené, par le biais de l'équipe MultiCom (Laboratoire d'Informatique de Grenoble - UMR 5217), une étude de conception participative avec des personnes paraplégiques.

Ce chapitre présente cette étude, de la méthodologie aux résultats et discussions.

## 14.2 Méthode et Matériel

### 14.2.1 Sujets

12 sujets paraplégiques ont été entendus lors de cette étude (8 hommes et 4 femmes, de  $47ans \pm 15$ ). La durée du handicap s'échelonnait de 4 ans à 48 ans (en moyenne,  $18.8ans \pm 15$ ). 7 d'entre eux avaient eu des problèmes grève d'escarres, principalement aux ischions, sacrum et trochanters, escarres typiques chez les paraplégiques.

### 14.2.2 Méthodologie

Le but de cet entretien était de cerner les profils des personnes interviewées, notamment leurs historiques de formation d'escarres le cas échéant, et d'identifier leurs attentes d'un dispositif de prévention d'escarres.

Cette conception participative ne s'arrête pas à la partie actionneurs du système, mais tous les éléments seront étudiés : capteurs, actionneurs et autres idées d'intégration.

L'intérêt de ce type d'entretien, dont l'équipe MultiCom est spécialiste, est de simuler les dispositifs testés à l'aide d'avatars à l'intérieur de leur laboratoire et d'enregistrer les diverses réactions. Cette mise en situation permet de se rapprocher autant que faire se peut de situations réelles.

## 14.3 Résultats

Les résultats de cette étude peuvent se regrouper en catégories.

Au niveau capteurs tout d'abord, tous les sujets estiment que la nappe de pressions doit être intégrée à l'ensemble housse-coussin. Le tout doit être léger, lavable et désinfectable entre autre.

De manière intéressante, on voit émerger de nouvelles attentes en matière de capteurs. Ainsi, surveiller l'état de gonflage des pneus et du coussin (s'il est gonflable) serait un plus. Un mauvais état de ceux-ci peut entraîner pour eux de fâcheux désagréments : une assise penchée à cause d'un gonflage dissymétrique ou des chocs sur terrain accidentés à cause d'une pression de gonflage des pneus inadaptée.

Une autre inquiétude est portée sur l'état d'humidité du coussin. On l'a vu, l'humidité est en effet un facteur aggravant d'escarres naissantes. Elle peut être causée par incontinence ou transpiration avec des sujets qui ne s'en rendent pas forcément compte.

Au niveau retour d'information, les avis diffèrent selon deux groupes de personnes :

**Les personnes âgées** semblent accepter qu'un écran externe (éventuellement dédié et fixé au fauteuil) les alerte à l'aide de messages simples lorsque le besoin s'en fait sentir.

**Les plus jeunes** sont plus exigeants et souhaitent que le système d'alerte et d'information soit intégré à leur téléphone ou dans une montre et qu'ils puissent accéder à une information détaillée quand ils le souhaitent, c'est-à-dire même si tout va bien.

On observe sur la figure 14.1 des interfaces d'information visuelle créées lors de cette étude participative.

Concernant l'ensemble du dispositif, on peut résumer quelques remarques ainsi : il doit être discret, personnalisable, bien intégré au fauteuil et les batteries aisément rechargeables. La notion de dispositif personnalisable s'adresse aussi bien au coussin qu'au dispositif d'alerte et aux types de messages qu'il divulgue.

## 14.4 Discussion

En conclusion, l'intérêt pour un tel dispositif nous a semblé très fort chez les acteurs de cette étude. Même si les sujets n'ayant jamais développé d'escarres ne sentent pas le besoin d'utiliser un tel système régulièrement, ils se sont impliqués dans cette étude de conception et semblent en comprendre les enjeux et les intérêts.

Il est d'ailleurs intéressant de noter leurs désirs de multiplier les capteurs de diverses sortes afin de pallier le plus grand nombre de désagréments possibles. C'est effectivement une belle aubaine et notre dispositif devrait pouvoir intégrer d'autres types de données sans problème.

Un facteur qui ressort de manière forte de cette étude est le besoin pour les sujets d'avoir un dispositif paramétrable et personnalisable. Ainsi, si certains sujets semblent vouloir se contenter d'être dérangés quand le besoin s'en fait sentir, d'autres veulent pouvoir accéder à des informations détaillées quand ils le souhaitent, ne serait-ce que pour vérifier que tout fonctionne bien. Le besoin qu'ont manifesté ces derniers, ainsi que les prototypes d'interfaçages qu'ils ont élaborés (figures 14.1(a) et 14.1(b)) nous font penser

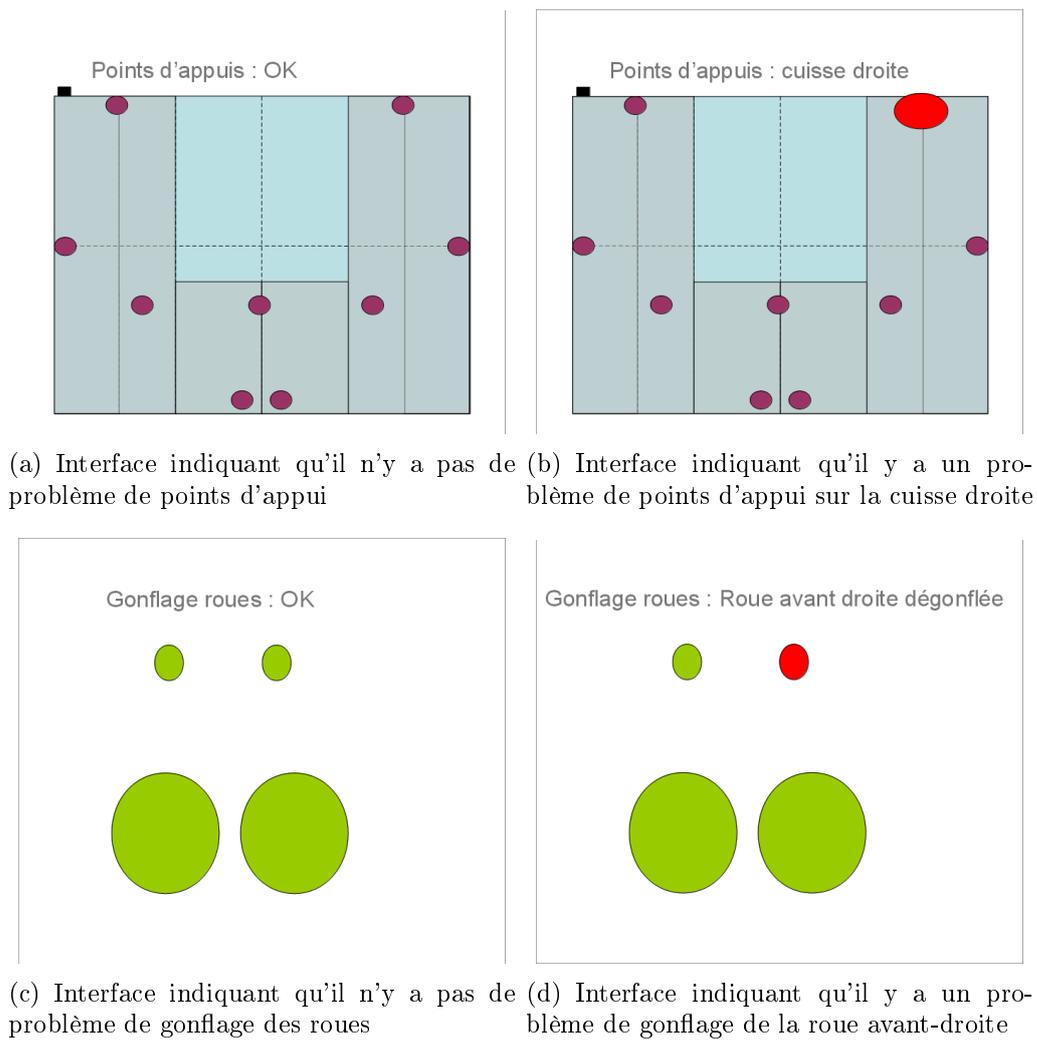


FIGURE 14.1 – Conception participative : exemple de conceptions d'interfaces d'informations visuelles. Crédit : Floralis.

qu'un algorithme de plus bas niveau, indiquant où se situe le problème, répondrait mieux aux attentes de ces personnes que de simples messages de changements posturaux.

A noter que cette étude a donné suite à une autre étude de marché [23]. Celle-ci, menée auprès de blessés médullaires et cérébraux consistait en des entretiens individuels. Au travers de ces entretiens, un test de concept, un test d'acceptabilité et une étude de prix ont ainsi été réalisés. Cette étude conclut positivement sur le concept et son acceptabilité, à condition de mieux définir la population cible. Certains tétraplégiques, par exemple, ont conservé une mobilité suffisante pour utiliser ce dispositif et sont demandeurs. A contrario, nombre de paraplégiques ont conservé une sensibilité fessière suffisante pour ne pas se sentir concernés. En terme de prix, finalement, l'étude conclut qu'un prix de 300 euros serait perçu comme un bon compromis entre le coût et la garantie d'un matériel fiable.

L'intérêt pour ce dispositif est grand et l'acceptabilité semble donc prometteuse. Nous proposons de mener une expérimentation supplémentaire afin de vérifier si un tel dispositif d'alerte couplé avec un algorithme plus "bas niveau" serait efficace, tant en terme de perception que de capacité à soulager les surpressions. C'est l'objet du chapitre suivant.



---

# Chapitre 15

## Etude 5

### Montre tactile et codage bas niveau Une preuve de concept d'un stimulateur bimodal

---

#### 15.1 Introduction

Comme nous l'avons vu précédemment, un dispositif d'alerte monomodal ne semble pas idéal, soit parce que la modalité en question est trop commune et interfère avec l'environnement du sujet, soit parce qu'une modalité non usuelle entraîne un équipement inhabituel jugé inconfortable. La solution d'un système multimodal a donc fait son chemin, l'idée étant d'utiliser des paradigmes déjà répandus sur le marché et donc plus acceptables pour les sujets.

Ce système, calqué sur les téléphones portables et montres tactiles, sera composé de deux modalités : une tactile pour déclencher l'alerte et l'autre visuelle pour divulguer l'information. L'étude de conception participative présentée au chapitre précédent montre que ce système semble fort bien accueilli par la population paraplégique.

L'expérimentation présentée dans ce chapitre a deux buts :

- Le premier est de tester l'efficacité d'un système multimodal. En effet, on peut

très bien imaginer que, une fois l'alerte désactivée, le message visuel soit ignoré car beaucoup moins invasif que lors des précédentes expérimentations ;

- Le deuxième est de concevoir et tester un algorithme de couplage beaucoup plus bas niveau informant non pas d'une réaction à adopter mais de l'endroit anatomique où se situe le problème de surpression.

## 15.2 Matériel et Méthode

### 15.2.1 Sujets

6 jeunes sujets valides sains ( $24ans \pm 5$ ,  $175cm \pm 8$ ,  $69kg \pm 8$ ) ont été recrutés, ainsi que 3 sujets paraplégiques ( $55ans \pm 19$ ,  $173cm \pm 12$ ,  $63kg \pm 17$ ). Tous ont donné leur accord signé et étaient informés de leur liberté de quitter l'expérimentation à tout moment.

Cette étude est conforme à la déclaration d'Helsinki et est couverte éthiquement par la demande faite au comité d'éthique LPNC/CNRS. On pourra trouver en annexe de ce rapport le texte de demande au comité d'éthique ainsi que le formulaire vierge de consentement du sujet à participer à cette expérimentation.

### 15.2.2 Appareillage

Lors de cette expérimentation, l'information sera délivrée au sujet par le biais de la montre tactile simulée décrite dans la partie II. Pour rappel, celle-ci consiste en un moteur vibrant alertant le sujet d'un message urgent, d'un interrupteur que le sujet actionne afin de stopper les vibrations et de délivrer le message, et d'un mini-écran affichant le message. Les deux premiers éléments sont fixés sur le poignet de l'utilisateur grâce à un bandeau élastique et l'écran est simulé sur une petite partie d'un écran d'ordinateur.

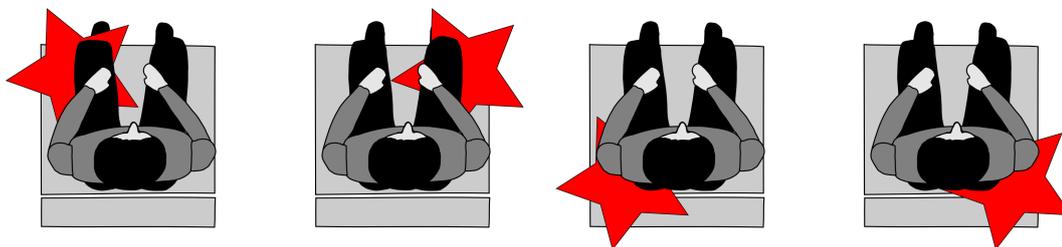
Comme le suggère une conclusion de l'étude de conception participative, certains sujets, notamment les plus jeunes, préfèrent être informés de la source du problème plutôt que de recevoir une consigne pour résoudre celui-ci. L'idée est d'informer les sujets du lieu où apparaissent des surpressions estimées dangereuses ; charge au sujet de les supprimer. C'est l'algorithme de couplage bas niveau que nous avons décrit dans la partie 2. Pour rappel, il s'agit de déterminer la dangerosité de quatre zones (avant-gauche, avant-droite, arrière-gauche et arrière-droite) et d'informer le sujet du besoin de soulager une de ces zones.

### 15.2.3 Procédure expérimentale

Les sujets sont assis sur la nappe de pression et équipés du dispositif bimodal décrit ci-dessus. Ils regardent un film sur un écran d'ordinateur portable. Un deuxième écran déporté est entièrement noir sauf pour une petite zone centrale affichant un faux cadran de montre. Lorsqu'une alerte est déclenchée, le sujet doit valider sa perception dans les 5 secondes (en appuyant sur le bouton poussoir), l'image fait alors place à une autre indiquant le lieu du danger (avant-gauche, avant-droite, arrière-gauche ou arrière-droite ; voir la figure 15.1). La première image reparait sitôt que le danger est écarté ou après 10 secondes si le sujet n'est pas parvenu à soulager suffisamment les surpressions. Le sujet peut alors reprendre le visionnage du film.



(a) Affichage normal



(b) Alerte de surpression avant-gauche (c) Alerte de surpression avant-droite (d) Alerte de surpression arrière-gauche (e) Alerte de surpression arrière-droite

FIGURE 15.1 – Les différents affichages de l'écran de montre simulée (les étoiles dans les écrans d'alerte sont clignotantes)

Une session dure environ 7 minutes.

Deux conditions seront testées :

**Condition expérimentale** Lors de celle-ci, le dispositif déclenchera une alerte toutes les  $20\text{secs} \pm 4$ , soit 20 stimulations par session.

**Condition contrôle** Lors de celle-ci, le dispositif sera désactivé

Chaque sujet réalise une session dans chaque condition. L'ordre dans lequel elles sont réalisées est alterné (la moitié des sujets commencent par la condition expérimentale et l'autre par la condition contrôle).

En fin d'étude, les sujets paraplégiques étaient soumis à un petit entretien.

### 15.2.4 Analyse des données

Nous analyserons, à la suite des sessions, trois variables dépendantes.

La première est la preuve de perception du signal vibro-tactile. C'est le nombre de fois où le sujet a appuyé sur le bouton poussoir après qu'une alerte ait été déclenchée.

La deuxième vise à mesurer la capacité des sujets à répondre correctement aux consignes données par le dispositif. En effet, le message informatif ne s'arrête que dans deux cas : si les pressions jugées alarmantes sont relâchées ou après 10 secondes. Soit  $a$  le nombre de capteurs signalant une surpression dans la zone estimée la plus à risque avant la survenue de l'alerte, et  $b$  le même nombre mais après l'alerte. Nous posons l'hypothèse que  $b$  sera inférieur à  $a$ .

Une troisième analyse nous permettrait de répondre à la question de savoir si un tel système a le potentiel de prévenir de situations à risque. Rappelons que nous avons défini ce risque ici en prenant comme modèle la courbe tirée des expérimentations de Linder-Ganz et al (figure 4.12) en divisant largement le temps de risque. Il va de soit que dépasser ces valeurs n'engendrera pas d'escarre. Mais appelons pseudo-escarre une blessure virtuelle engendrée par le dépassement des seuils que nous avons fixés. Nous émettons l'hypothèse que le nombre de pseudo-escarres générées lors des sessions expérimentales est significativement inférieur à celui des pseudo-escarres générées lors des sessions contrôle.

Enfin, les sujets paraplégiques étaient soumis à un petit questionnaire. Ils devaient noter l'utilité qu'ils pensaient avoir d'un tel dispositif s'il venait à être déployé (entre 0 signifiant "pas utile du tout" et 10 signifiant "très utile") et l'acceptabilité d'un dispositif de type montre (entre 0 "pas du tout acceptable" et 10 "tout à fait acceptable").

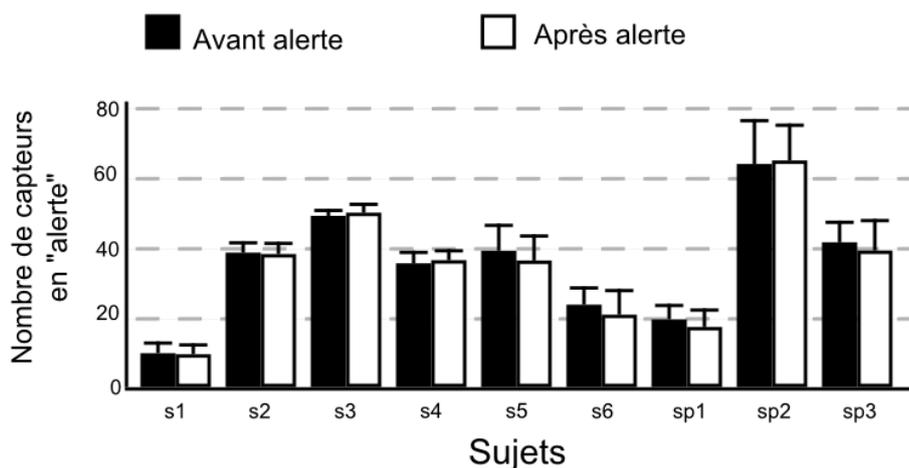
## 15.3 Résultats

Voici les résultats pour chacune des trois variables décrites ci-dessus.

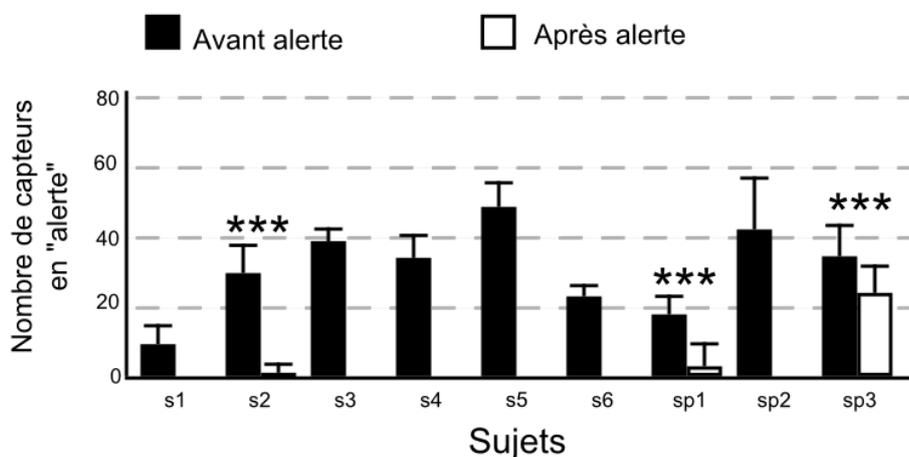
Concernant la perception de l'alerte vibro-tactile, tous les sujets, à l'exception d'un seul, ont correctement validé cette perception par le pressage du bouton dans tous les cas. Le sujet faisant exception (sujet valide 6) l'a validé dans 18 cas sur 20.

Concernant la réalisation de la consigne, la figure 15.2 reporte, dans les deux conditions, le nombre de capteurs en alerte avant et après l'alarme. Il s'agit des moyennes et écart-type des 20 stimulations de la session. Parmi les sujets valides, seul un sujet n'a pas soulagé tous les capteurs lors d'un essai sur les 20. Parmi les paraplégiques, un (sujet sp1) ne les a pas tous soulagés dans 3 cas sur 20, et un autre (sujet sp3) dans 19 cas sur 20. Toutefois, pour ces 3 sujets (et a fortiori pour les autres), la baisse du nombre de capteurs en alerte est fortement significative en condition expérimentale ( $p < 0.001$ ) et

pas en condition contrôle ( $p > 0.05$ ). Tous les autres sujets ont toujours soulagé tous les capteurs en alerte lors de la condition expérimentale. On notera tout de même que le sujet 6 n'a effectué que 18 essais sur les 20 à cause des 2 stimuli qu'il n'a pas acquittés.



(a) Condition contrôle



(b) Condition expérimentale

FIGURE 15.2 – Nombre de capteurs en “alerte” avant et après biofeedback visuo-tactile

Le nombre de pseudo-escarres déclenchées, c'est-à-dire le nombre de capteurs distincts qui ont dépassé au moins un des seuils définis et auraient donc généré une escarre si le modèle que nous avons utilisé était rigoureusement exact, est reporté sur le tableau 15.1.

Enfin, le tableau 15.2 répertorie les réponses des sujets paraplégiques au petit questionnaire qui leur était soumis.

Sujet	Condition Contrôle	Condition expérimentale
sujet s1	36	0
sujet s2	94	0
sujet s3	101	0
sujet s4	75	0
sujet s5	47	0
sujet s6	0	0
sujet sp1	0	0
sujet sp2	35	0
sujet sp3	23	4

TABLE 15.1 – Nombre de capteurs déclenchant des pseudo-escarres

Sujet	Utilité dispositif	Acceptabilité montre
sujet sp1	8	10
sujet sp2	2.5	10
sujet sp3	2.5	9

TABLE 15.2 – Utilité ressentie (0 pour “inutile”, 10 pour “très utile”) et acceptabilité (0 pour “inacceptable”, 10 pour “très acceptable”) du dispositif.

## 15.4 Discussion

Le but de cette expérimentation était de montrer la faisabilité et l’efficacité d’un système multimodal et d’un algorithme bas niveau pour éviter les suppressions prolongées.

Alors qu’ils étaient occupés à une autre tâche (le visionnage d’une vidéo), les sujets ont montré qu’ils percevaient convenablement les stimuli vibro-tactiles et répondaient de manière satisfaisante aux consignes visuelles. De manière encore plus intéressante, le nombre de pseudo-escarres a été drastiquement réduit lors des sessions expérimentales par rapport aux sessions contrôle.

Quelques cas restent à discuter.

Les sujets s6 et sp1, par exemple, n’ont pas déclaré de pseudo-escarre dans aucune des sessions. Cela est sans doute dû au fait que ces sujets bougeaient beaucoup sur leurs fauteuils. Le sujet sp1, paraplégique, avait pris l’habitude de se soulever régulièrement et soulageait donc toutes ses pressions très régulièrement. Donc, bien que les seuils de temps pour la formation d’escarres aient été largement sous-estimés pour cette étude, il aurait sans doute fallu encore plus les abaisser pour voir un effet sur ces sujets. En les diminuant d’un facteur 2 (mais uniquement pour le traitement des données), on observe effectivement qu’ils auraient développé respectivement 9 et 1 pseudo-escarres en condition contrôle et aucune en condition expérimentale. En diminuant d’un facteur 4, le sujet sp1 en aurait développé 21 en condition contrôle et aucune en condition expérimentale.

Le sujet sp3, lors de la condition expérimentale, n'a pu que rarement soulager tous les capteurs incriminés et a tout de même développé 4 pseudo-escarres. C'est tout de même largement moins que lors de la condition contrôle, d'autant que les seuils étaient largement exagérés et les alertes très fréquentes (environ une toutes les 20 secondes). Ce sujet était le plus âgé de tous (70 ans) et jugeait les stimulations beaucoup trop fréquentes.

La petite étude d'acceptabilité menée auprès des sujets paraplégiques nous conforte dans l'évolution du stimulateur. On remarque toutefois que tous ne semblent pas convaincus de l'utilité pour eux de ce type de dispositif. Notons qu'ils étaient eux-mêmes assez actifs, peu sujets aux escarres (un seul en avait développé) et pensaient que d'autres personnes plus à risque pouvaient en bénéficier.

Enfin, insistons à nouveau sur le fait que le modèle corrélant pressions fessières et escarres que nous avons utilisé ici est une approximation grossière et sans doute incomplète.

Toutefois l'avènement d'un nouveau modèle plus fiable serait aisément transposable à un tel dispositif et les résultats que nous avons obtenus ici nous prêtent à penser que ce dispositif pourrait garder son efficacité avec un nouveau modèle.

En conclusion, des jeunes sujets valides et des sujets paraplégiques dont l'esprit est occupé par la tâche d'un visionnage de vidéo peuvent bénéficier d'un système multimodal visuo-tactile de type montre tactile pour diminuer les surpressions fessières prolongées.



---

# Chapitre 16

## Discussion générale

---

Notre dispositif de prévention d'escarres a montré son efficacité tout au long des études présentées dans ce manuscrit.

Conscients que le déploiement d'un tel système est quelque chose de sensible, nous avons élaboré un questionnaire afin d'évaluer le niveau d'acceptabilité de celui-ci.

Les réponses à ce questionnaire ont malheureusement montré que le TDU sans fil est le moins accepté des dispositifs présentés. Bien qu'il ait fait l'objet de grandes avancées technologiques en terme de miniaturisation et d'embarquabilité (puisqu'il est entièrement sans fil), cet élément inhabituel et intrusif, générant des stimuli électriques auxquels les gens sont réticents et restant malgré tout assez volumineux en bouche, est jugé inconfortable.

Toutefois, ce questionnaire montre aussi que la modalité tactile est celle interférant le moins avec l'environnement. Ce n'est guère étonnant car le sens tactile, à fortiori au niveau de la langue, est fort peu sollicité dans nos interactions avec le monde extérieur. Nous voilà donc face à un paradoxe : il faudrait choisir entre un système inconfortable ou un qui interférerait avec les perceptions usuelles. Dans un cas comme dans l'autre, les sujets finiraient sans doute par rejeter le dispositif.

D'où l'idée de développer un système multimodal de type téléphone ou montre tactile, la modalité tactile servant à alerter de manière non invasive et la modalité visuelle à divulguer l'information lorsque le sujet en fera la démarche.

L'étude de conception participative nous a confortés dans ce choix de par l'enthousiasme qu'il a suscité chez les acteurs paraplégiques de cette étude. Non seulement notre dispositif

s'avère acceptable, mais les participants en profitent pour essayer d'y connecter d'autres capteurs qui leur seraient utiles. Cette voie est intéressante et nous fait envisager une utilité supplémentaire non soupçonnée à notre dispositif.

Par ailleurs, les sujets ont même montré un certain intérêt pour avoir accès à des informations de plus bas niveau que des simples ordres posturaux. Beaucoup en effet ne veulent pas se contenter de la solution à un problème mais préfèrent voir le problème pour décider par eux-mêmes comment y pallier.

Fort de ces considérations, une étude supplémentaire a été menée sur des sujets valides et paraplégiques et qui a montré l'efficacité d'un prototype bimodal de type montre couplé par un algorithme plus "bas niveau" aux pressions fessières.

En conclusion, et ceci va dans le sens des desiderata des sujets, nous avons maintenant un dispositif très personnalisable (tant au niveau du module de couplage que de celui de stimulation) et semblant faire preuve d'efficacité dans diverses configurations.

Notons, pour finir, que, si le TDU sans fil est jugé moins confortable, nous ne l'abandonnerons pas pour autant car d'une part il peut encore bénéficier d'avancées technologiques en terme de miniaturisation et, d'autre part, il peut être inévitable dans certaines situations extrêmes, comme des tétraplégies graves.

## Cinquième partie

### Perspectives/Discussion



---

# Chapitre 17

## Discussion générale

---

### 17.1 Apports des travaux de cette thèse

#### 17.1.1 Hypothèses

Nous avons présenté en introduction de ce rapport une problématique de santé préocupante : les escarres. Causées le plus souvent par un écrasement des tissus et une hypoxie prolongée, ces plaies ont des conséquences physiques et psychologiques très importantes pour la personne qui en est victime. Les paraplégiques, en particulier, y sont extrêmement sensibles.

C'est dans ce contexte que nous avons proposé de concevoir un dispositif de suppléance perceptive permettant aux utilisateurs de limiter les surpressions prolongées. Le premier prototype de ce dispositif, présenté dans ce rapport, propose de s'intéresser particulièrement aux escarres fessières (ischions, trochanters, sacrum ...); une généralisation étant envisageable en cas de succès. Celui-ci consiste en trois parties :

**Le capteur** : une nappe de capteurs de pressions placée à l'interface siège/utilisateur recueille les pressions fessières ;

**Le couplage** : un algorithme de couplage détermine le risque en fonction de l'historique des données des capteurs et définit le signal d'alerte à envoyer au sujet ;

**Le stimulateur** : un stimulateur sensoriel tactile communique par une voie inhabituelle le message généré par la partie couplage à l'utilisateur ;

Nous avons donc évalué auprès de sujets valides (en exagérant fortement les estimations de dangerosité), mais aussi de sujets paraplégiques, si et dans quelle mesure (1) les alertes délivrées par un tel dispositif étaient bien perçues et interprétées par les utilisateurs ; (2) son utilisation conduisait bien à une réduction des surpressions prolongée et (3) ce dispositif était accepté par les sujets.

Les résultats de ces études sont reportés ci-après.

### 17.1.2 Résultats

La première étude (chapitre 7, page 93) avait pour but de mesurer via le capteur de notre dispositif d'éventuelles différences de distribution et de modification des pressions fessières entre personnes paraplégiques et valides. Les sujets étaient assis sur un fauteuil équipé de la nappe de pressions et regardaient un film de leur choix pendant une heure.

Si les résultats ont bien montré une différence au niveau de la variation du centre de pression, celle-ci n'est pas significative. On a par ailleurs observé une grande disparité de comportements posturaux chez les sujets paraplégiques. Certains ont présenté d'amples modifications de pressions fessières, à l'instar de la plupart des sujets valides, alors que certains valides bougeaient fort peu.

En approfondissant un peu les données recueillies, nous avons pu remarquer que les sujets valides utilisaient deux stratégies pour se mobiliser. Soit ils se déplaçaient selon l'axe médio-latéral de manière régulière et brève, soit selon l'axe antéro-postérieur de manière moins fréquente mais plus persistante, soit ils combinaient les deux stratégies. Certains sujets paraplégiques utilisaient les mêmes stratégies, alors que d'autres ne semblaient en adopter aucune.

Pourquoi certaines personnes paraplégiques bougent elles autant ? Ce peut être dû à une sensorialité persistante plus ou moins consciente, à une personnalité dynamique des sujets ou peut-être à une attitude apprise lors des séances de rééducation ... Difficile de répondre à cette question, mais rappelons que 15% des paraplégiques ne sont jamais inquiétés par les escarres. Il est possible qu'une partie des paraplégiques que nous avons étudiés soient de ceux-là. Néanmoins rappelons que les paraplégiques, parce qu'ils sont assis tout au long de la journée et parce que leurs muscles fessiers sont souvent atrophiés, sont bien plus sensibles que les personnes valides à la formation d'escarre. Ainsi, un paraplégique adoptant une attitude posturale identique à celle d'un sujet valide ayant la même morphologie ne sera pas pour autant épargné par les escarres.

Une seconde étude (chapitre 8, page 101) a été réalisée afin de mesurer les effets du dispositif de suppléance perceptive sur de jeunes sujets valides. Douze sujets étaient équipés du dispositif complet, assis devant un film, et devaient répondre à des ordres du TDU par un déplacement postural dans la direction opposée à la perception du signal. Ce déplacement était estimé par l'algorithme comme celui amenant les plus fortes baisses de

surpressions. Ont été analysées, suite à cette expérimentation, la capacité des sujets à percevoir et interpréter le signal, mais aussi la baisse des surpressions accumulées. Ces résultats ont été comparés à douze autres sujets, constituant le groupe contrôle, qui étaient testés dans les mêmes conditions à l'exception près qu'ils ne disposaient pas du dispositif de suppléance perceptive.

Ce dispositif a montré son efficacité puisque plus de 90% des signaux ont été correctement perçus et interprétés par le groupe expérimental et que, surtout, la baisse des surpressions a été fortement significative. Plus encore, pour ce même groupe, à l'intérieur de la zone jugée à risque (la plus en surpression), la baisse était d'autant plus importante que les pressions initiales étaient grandes. Les sujets du groupe contrôle, quant à eux, ne se sont déplacés dans la bonne direction que dans environ 5% des cas et la baisse des surpressions après le signal (non perçu) ne s'est pas avérée significative.

Autrement dit, cette étude a montré que de jeunes sujets valides peuvent bénéficier du dispositif de suppléance perceptive pour réduire ponctuellement les surpressions emmagasinées, alors même qu'ils sont engagés dans l'exécution d'une tâche cognitive concurrente.

L'étude suivante (chapitre 9, page 113) s'est intéressée à l'évaluation de différents actionneurs. En effet, l'originalité du TDU fait que celui-ci est peut-être plus difficile à percevoir et à interpréter en comparaison des signaux des modalités plus usuelles. Afin d'avoir des signaux aisément compréhensibles dans chaque modalité testée, nous avons restreint le nombre d'ordres à deux (gauche et droite) et avons décrit quatre conditions expérimentales. Celles-ci sont différenciées par le type de retour sensoriel. Ainsi chaque sujet passait l'expérimentation dans chacune des conditions suivantes : pas de retour sensoriel, rétroaction électro-tactile (TDU), visuelle (bord de l'écran devenant rouge) et auditive (bruit superposé à celui du film et renvoyé sur un des deux écouteurs du casque).

L'analyse des résultats a montré que tous les biofeedbacks apportaient des performances similaires en terme de perception, d'interprétation et de réduction des volumes de surpression, suggérant que le TDU était, au même titre que d'autres modalités sensorielles plus usuelles, parfaitement intégrable à notre dispositif.

En parallèle, une étude similaire a été menée avec des sujets paraplégiques. Elle est reportée dans le chapitre 10, page 121. Douze paraplégiques ont été recrutés pour celle-ci. Dans un groupe expérimental, équipés du TDU sans-fil (inactif lors d'une première session, puis actif lors d'une seconde), ils devaient répondre aux ordres posturaux perçus alors qu'ils regardaient un film. Un deuxième groupe contrôle n'était pas équipé du TDU et ne percevait donc pas les informations sensorielles.

Les résultats montrent que, de manière similaire aux sujets valides, les signaux ont été correctement perçus et les surpressions fessières soulagées par les sujets lors de la deuxième session du groupe expérimental et non dans les autres sessions.

On déduit de cette expérimentation que les sujets paraplégiques peuvent aussi bénéficier

de notre dispositif de suppléance perceptive pour soulager leurs surpressions prolongées et ceci en condition écologique (les sujets regardant un film de leur choix).

Lors de chacune de ces deux dernières expérimentations, un questionnaire a été soumis aux sujets après la session expérimentale pour évaluer l'acceptabilité du dispositif.

Le premier questionnaire (chapitre 12, page 141), soumis à des sujets valides, était composé de questions sur le confort et les interférences vis-à-vis de l'environnement induites par chaque modalité. Plusieurs enseignements en ont été tirés. Tout d'abord, le TDU a été estimé comme l'actionneur interférant le moins avec l'environnement. Cela est certainement dû au fait que l'homme perçoit principalement le monde avec les modalités auditives ou visuelles et assez peu avec la modalité tactile, a fortiori sur la langue. Ensuite, le TDU a été, malgré sa miniaturisation et nos efforts en matière d'ergonomie, jugé comme l'actionneur le moins confortable à utiliser. Nous assistons donc à un paradoxe : le stimulateur interférant le moins avec l'environnement est celui qui est le moins accepté par les utilisateurs.

Le questionnaire soumis aux sujets paraplégiques (chapitre 13, page 145) concernait non seulement le stimulateur mais aussi le capteur. Les résultats ont montré que, si la nappe de pression était acceptée dans l'état, le TDU sans-fil ne l'était pas.

Il en est ressorti que, dans le but d'aboutir à une version écologique et largement diffusable, nous devons développer un autre stimulateur avant de trouver les moyens financiers d'avancer réellement vers une miniaturisation du TDU. Toutefois, un stimulateur purement visuel ou sonore ne nous a pas semblé adéquat. Tout d'abord, nous l'avons vu, ces modalités interfèrent trop avec l'environnement. Ensuite, il semble difficile de développer de tels stimulateurs tout en les dissimulant aux regards. Nous avons donc convergé vers un stimulateur bimodal composé d'une modalité vibrotactile alertant l'utilisateur couplée à une modalité visuelle donnant le contenu de l'information (que l'utilisateur devrait pouvoir consulter quand il le souhaite, dans un délai raisonnable).

Une étude de conception participative avec 12 personnes paraplégiques a aussi été menée (chapitre 14, page 149) afin de faire participer aux efforts de conception les futurs utilisateurs d'un produit par le moyen d'entretiens et de simulations.

Trois résultats ressortent de cette étude.

1. Les personnes paraplégiques se sont trouvées fort intéressées par le concept, même si les plus jeunes, n'ayant pas eu encore d'escarre, ne pensaient pas en avoir l'utilité ;
2. La nécessité de développer un dispositif discret et personnalisable est ressortie. Ainsi, globalement, les personnes âgées veulent un signal simple, comme un mouvement à effectuer, via un écran déporté, alors que les plus jeunes veulent être informés sur l'origine du problème via leur téléphone portable ;
3. Les utilisateurs aimeraient profiter du système pour avoir accès à un certain nombre

d'autres données, comme la pression des pneus ou l'humidité du coussin.

Compte tenu des résultats obtenus, nous avons donc mené une expérimentation supplémentaire (chapitre 15, page 155) afin de valider un stimulateur multimodal et un algorithme qui, au lieu de donner un ordre postural, indique la région fessière de souffrance. Six jeunes sujets valides et trois paraplégiques y ont participé. L'idée ici était de recueillir les pressions et, en les intégrant dans le temps, d'alerter régulièrement le sujet par une vibration tactile au poignet et de l'informer de la zone anatomique pour laquelle les capteurs de pressions s'approchent le plus des seuils prédéfinis. La composante temporelle de ces seuils avait été largement sous-estimée par rapport aux résultats des études existantes qui tentent de mesurer ces seuils. L'information fournie sur un petit écran déporté donnait les détails sur la zone de souffrance (avant-gauche, arrière-gauche, avant-droite ou arrière-droite) et les sujets devaient alléger celle-ci par leur propre moyen. Lorsque tous les capteurs incriminés de la zone tombaient en dessous du seuil de danger, le message d'alerte disparaissait.

Les résultats montrent que presque tous les sujets ont répondu correctement (et soulagé tous les capteurs) de la très grande majorité des stimuli. Un des sujets (valide) n'a pas répondu correctement à 2 signaux sur les 20 qui lui ont été transmis. Au niveau du soulagement des zones de pressions fessières, un sujet valide et un paraplégique n'ont pas pu soulager tous les capteurs lors de quelques rares essais. Le plus mauvais score est obtenu par un sujet paraplégique (le plus âgé) qui n'a presque jamais soulagé tous ces capteurs. Néanmoins, ses réactions aux signaux lui ont permis de ne développer que 4 pseudo-escarres (escarres qui auraient été déclenchées si le modèle utilisé avait été rigoureusement exact), au lieu de 23 en condition contrôle. Aucun des autres sujets (paraplégiques compris) n'en ont développé en condition expérimentale, alors qu'ils en ont presque tous eu en condition contrôle.

## 17.2 Limites

Bien que notre dispositif de prévention d'escarres ait montré une efficacité certaine dans la réalisation des tâches que nous lui avons assignées (en l'occurrence la réduction des surpressions prolongées), il possède néanmoins un certain nombre de limitations dont nous discutons dans cette section et pour lesquelles nous tentons d'apporter quelques réponses.

Tout d'abord, bien que nous ayons fait des progrès en matière d'ergonomie, le dispositif n'est qu'un prototype et n'est pas utilisable en condition écologique dans l'état actuel. En effet, le capteur utilisé est encore trop coûteux et nécessite un branchement au secteur. Il faut donc trouver ou développer une nappe de pressions à bas coût et pouvant tenir sur batterie au minimum une journée. La partie couplage doit être extraite du PC pour être intégrée sur un système embarqué de type microcontrôleur. Pour la partie stimulateur, le TDU étant encore mal accepté, des dispositifs du type téléphone portable ou montre

tactile sont envisageables. Ceux-ci existant déjà sur le marché, leur intégration serait relativement aisée.

Enfin, le dispositif se devrait d'être le plus léger possible. Si cela ne pose pas trop de soucis pour les trois composants principaux de notre dispositif, ça en soulève tout de même pour la batterie qui approvisionne en électricité le capteur et la carte de couplage (la partie stimulateur ayant sa propre batterie intégrée). La solution est encore d'optimiser la consommation de ces deux composants afin d'avoir une batterie légère mais pouvant supporter une charge d'au minimum une journée.

Par ailleurs, la partie capteur du dispositif consiste aujourd'hui en une nappe flexible de capteurs de pressions fessières. Or, si c'est la cause première de formation d'escarres, on gagnerait certainement à prendre en considération un certain nombre d'autres paramètres.

Ainsi la dénutrition, l'activité de la personne ou la présence d'autres pathologies, par exemple, sont des facteurs que l'on suspecte d'influencer le phénomène.

Par ailleurs, beaucoup de médecins estiment que des activités comme regarder la télévision ou lire un livre sont des situations à risque car le sujet, absorbé par cette tâche perceptive et cognitive, ne songe pas à se mobiliser. Cependant aucune donnée à notre connaissance n'est venue confirmer ou infirmer cette hypothèse.

Ainsi d'autres relevés d'informations, issus de la domotique ou saisies manuellement, en condition écologique (au domicile de la personne) permettraient d'estimer l'importance d'autres facteurs. Des dispositifs tels que celui de Aminian et Najafi [2], permettant d'acquérir de manière ergonomique des indices posturaux, seraient sans doute fort utiles à intégrer. D'une part ceci pourrait améliorer certaines composantes de notre algorithme de couplage (comme la reconnaissance de postures), et d'autre part ce système permettrait de mesurer, voire de catégoriser, les activités de la personne (tel que Zijlstra et Aminian l'ont fait avec les personnes âgées [166]). En fusionnant toutes ces informations supplémentaires, cela permettrait sans doute à un dispositif de prévention d'escarres de pouvoir adapter ses différents seuils en fonction de la situation.

Rappelons aussi que lors de l'étude de conception participative, les sujets ont proposé d'autres données à recueillir, telles que la pression des pneus du fauteuil roulant ou l'humidité du coussin.

Ce besoin de multiplier les données se fait particulièrement sentir car, au jour d'aujourd'hui, aucun modèle de formation d'escarre en fonction de la pression externe n'est réellement fiable. Les modèles les plus pertinents prennent en compte des facteurs anatomiques et utilisent une modélisation en éléments finis pour estimer les forces internes en fonction des pressions externes [45].

Mais ceci comporte quelques contraintes.

L'acquisition de l'anatomie des sujets nécessite l'utilisation de dispositifs d'imagerie médicale. Or notre système visant une large population, il paraît difficilement envisageable de passer chaque individu à l'IRM, d'autant que leur morphologie interne (épaisseur des muscles et couches adipeuses) peut changer avec le temps.

Par ailleurs, un calcul par éléments finis est une opération généralement assez coûteuse en ressource informatique. Un système embarqué nécessite ipso facto une consommation modeste. Il faudrait donc optimiser un tel modèle pour pouvoir le porter sur un système embarqué.

D'autres limitations ressortent des expérimentations présentées dans ce manuscrit.

Tout d'abord, notre prototype s'est avéré efficace en envoyant des informations fort peu détaillées (2 ou 4 messages différents seulement). Si cela semblait suffire à soulager n'importe quelle zone fessière, quel serait l'effet d'une information plus riche. On peut imaginer une efficacité accrue du dispositif, ou bien une information trop lourde à traiter par les utilisateurs.

En tout cas, fournir des informations plus détaillées est parfaitement faisable, tant sur le TDU (dont nous n'avons utilisé que 16 électrodes sur 36) que sur un écran. L'idée soulevée par les participants de l'étude de conception participative semble, à ce titre, fort judicieuse : plutôt que diviser la zone fessière en quartiers, on pourrait regrouper les capteurs par zones anatomiques (ischions, trochanters, sacrum, avant des cuisses ...).

Nos expérimentations ont montré une certaine efficacité, tous sujets confondus, et ce avec différents stimulateurs et algorithmes de couplage. Toutefois, que dire des situations d'échecs qui peuvent concerner jusqu'à 10% des cas ?

Tout d'abord, notons que seuls 2% de ces cas ont amené à un déplacement dans la mauvaise direction (et pouvant donc aggraver la situation), les autres ayant amené à une absence de réaction ou à un déplacement insuffisant. Enfin notre dispositif a la possibilité de détecter ces erreurs de comportements. On peut donc très bien imaginer informer le sujet de son erreur et/ou en tenir compte pour la prochaine stimulation qui pourra même être avancée en conséquence.

Enfin, et c'est sans doute la plus forte limitation de cette étude, notre dispositif a montré que ses utilisateurs peuvent en bénéficier pour soulager leurs surpressions prolongées. Mais en aucun cas nous n'avons montré que ceci réduirait le risque d'escarres.

Évidemment, nombre d'études montrent des corrélations entre pressions externes et formation d'escarres ; ceci est même intégré à la définition de l'escarre par la NPUAP :

Une escarre est une plaie locale de la peau et/ou des tissus sous-jacents habituellement située au niveau d'une proéminence osseuse, et est la consé-

quence d'une pression, ou d'une pression combinée à un cisaillement et/ou une friction. Nombre d'autres facteurs sont impliqués dans la formation d'escarres ; l'importance de leur contribution reste à déterminer.

Mais, au vu de l'incomplétude des modèles existants, on peut soulever quelques doutes. Les soulagements sont-ils suffisants (en pression et en durée) ? Comment d'autres facteurs influencent-ils les seuils ? Répondre à ces questions nécessiterait des expérimentations portant sur plusieurs années en condition écologique.

## 17.3 Perspectives

En réponse aux limitations présentées précédemment, un certain nombre d'expérimentations sont en cours ou envisagées à plus ou moins long terme pour la suite de ces travaux. Cette section présente ces perspectives.

### 17.3.1 Etude en conditions écologiques

La société IDS SA, spécialisée en HAD (Hospitalisation A Domicile) et MAD (Maintien A Domicile), en collaboration avec le laboratoire TIMC-IMAG, développe actuellement une version embarquable de ce dispositif.

Il consiste en

**Une nappe de pression** faite maison et prenant la forme d'une housse de coussin élastique (figure 17.1(b)). Celle-ci intègre actuellement 32x32 capteurs et est entièrement fabriquée en tissu, promettant un confort optimum ;

**Une carte électronique** embarquant le module de couplage et une batterie (figure 17.1(a)). Celle-ci mesure environ 20x10 cm.

**Une montre tactile** connectée à la carte électronique par bluetooth (figure 17.1(c)). C'est une montre du commerce prévue à l'origine pour se connecter au téléphone portable, alerter d'un appel par une vibration et informer du numéro de l'appelant sur le petit écran à LEDs. Son utilisation première a été détournée pour alerter d'un danger de surpression par vibration et informer de la direction de mobilisation préconisée par un message textuel sur l'écran.

Un premier prototype de ce dispositif innovant équipe actuellement une personne paraplégique volontaire à son domicile. Afin de catégoriser ses pressions en fonction de son activité, des caméras sont disposées dans les pièces principales. Pour des raisons éthiques, seul le sujet pourra accéder aux flux vidéos afin de renseigner la société sur la nature de ses activités à tel ou tel moment de la journée. Le système sera connecté via Internet à un serveur distant qu'il nourrira de diverses informations (pressions, données médicales ...) afin d'établir une base de données épidémiologique.



(a) Le boîtier électronique de couplage



(b) La nappe de pression en tissu extensible



(c) La montre tactile

FIGURE 17.1 – Prototype du dispositif industriel. Crédits IDS-SA

### 17.3.2 Au-delà des escarres fessières du paraplégique

Nous nous sommes dans ce manuscrit concentrés sur l'assise des paraplégiques. Mais le principe peut être élargi à d'autres cas.

Ainsi, l'âge étant un facteur explicatif d'escarre, on peut imaginer équiper des personnes âgées estimées à risque à leur domicile.

Le cas des tétraplégiques est problématique.

Dans les cas les plus extrêmes, seul le visage reste sensible. En conséquence, le TDU, que nous avons mis entre parenthèses pour les personnes paraplégiques, semble ici incontournable. D'ailleurs les tétraplégiques sont parfois équipés de dispositifs linguaux leur permettant d'interagir avec l'environnement (voir section 4.2.1, page 63). Il suffirait de combiner ceux-ci avec un TDU pour en faire un élément d'interaction bilatéral.

Mais l'intérêt d'informer les tétraplégiques d'éventuelles surpressions est-il fondé ? En effet, ceux-ci ont une mobilité moindre que les paraplégiques et il n'est pas évident qu'ils puissent soulager les zones d'alerte par leurs propres moyens. Nous pensons qu'informer est déjà beaucoup. Certains tétraplégiques gardent une mobilité partielle et d'autres peuvent modifier leur assise par des moyens robotisés. Pour les cas extrêmes, on peut imaginer informer une tierce personne (directement ou via la personne tétraplégique) de l'entourage immédiat ou un responsable de santé, ou coupler le dispositif à un système robotisé.

Enfin, les escarres ne se développent pas uniquement en position assise.

En position couchée, les talons et l'occiput, entre autre, sont des zones sensibles. D'ailleurs, on l'a vu, les longues opérations chirurgicales sont les causes d'une forte prévalence d'escarres. On peut donc imaginer développer une housse de matelas équipée de capteurs de pressions.

En position debout, les personnes diabétiques et les personnes amputées sont souvent sujettes aux ulcères plantaires. Les premières le sont car le diabète entraîne une désensibilisation, et les secondes car elles portent naturellement leur poids sur le membre sain et le sur-sollicitent. L'adaptation du système pour ces pathologies pourrait être imaginé avec des semelles ou chaussettes équipées de capteurs de pression.

## Bibliographie

- [1] GL Aiello. *Tactile colors in artificial sensory communication*. In Proceedings of the 1998 International Symposium on Information Theory & its Applications, pages 82–86, 1998.
- [2] K. Aminian & B. Najafi. *Capturing human motion using body-fixed sensors : outdoor measurement and clinical applications*. Computer animation and virtual worlds, vol. 15, n° 2, pages 79–94, 2004.
- [3] P. Arno, C. Capelle, M.C. Wanet-Defalque, M. Catalan-Ahumada & C. Verhaar. *Auditory coding of visual patterns for the blind*. PERCEPTION-LONDON-, vol. 28, pages 1013–1030, 1999.
- [4] S.A. Aronovitch. *Intraoperatively acquired pressure ulcer prevalence : a national study*. Journal of Wound, Ostomy and Continence Nursing, vol. 26, n° 3, page 130, 1999.
- [5] P. Bach-y Rita. *Sensory plasticity. Applications to a vision substitution system*. Acta neurologica Scandinavica, vol. 43, n° 4, page 417, 1967.
- [6] P. Bach-y Rita, C.C. Collins, F.A. Saunders, B. White & L. Scadden. *Vision substitution by tactile image projection*. Nature, vol. 221, pages 963–964, 1969.
- [7] P. Bach-y Rita & S. Wolf. *Nonsynaptic diffusion neurotransmission and late brain reorganization*. Demos Medical Publishing, 1995.
- [8] P. Bach-y Rita. *Conservation of space and energy in the brain*. Restorative neurology and neuroscience, vol. 10, n° 1, pages 1–3, 1996.
- [9] P. Bach-y Rita & S. Wolf. *Nonsynaptic diffusion neurotransmission and late brain reorganization*. Integrative Physiological and Behavioral Science, vol. 32, n° 1, page 105, 1997.
- [10] P. Bach-y Rita, KA Kaczmarek, ME Tyler & J. Garcia-Lara. *Form perception with a 49-point electro tactile stimulus array on the tongue : a technical note*. Journal of rehabilitation research and development, vol. 35, n° 4, page 427, 1998.
- [11] P. Bach-y Rita, M.E. Tyler & K.A. Kaczmarek. *Seeing with the brain*. International journal of human-computer interaction, vol. 15, n° 2, pages 285–295,

- 2003.
- [12] P. Bach-y Rita & S. W. Kercel. *Sensory substitution and the human-machine interface*. Trends in Cognitive Sciences, vol. 7, n° 12, pages 541–546, 2003.
- [13] N. Baugh, H. Zuelzer, J. Meador & J. Blankenship. *Wound wise : wounds in surgical patients who are obese*. The American journal of nursing, vol. 107, n° 6, page 40, 2007.
- [14] M.F. Bear, B.W. Connors & M.A. Paradiso. *Neuroscience : Exploring the brain*. Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- [15] DR Berlowitz, GH Brandeis, J. Anderson, W. Du & H. Brand. *Effect of pressure ulcers on the survival of long-term care residents*. The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences, vol. 52, n° 2, page M106, 1997.
- [16] D.R. Berlowitz & D.M. Brienza. *Are all pressure ulcers the result of deep tissue injury? A review of the literature*. OSTOMY WOUND MANAGEMENT, vol. 53, n° 10, page 34, 2007.
- [17] M. Boisgontier. *Le système nerveux central est-il capable d'intégrer une information artificielle linguale pour compenser une altération de l'acuité proprioceptive au niveau de la cheville induite par une fatigue musculaire?* Master's thesis, Université de Grenoble, 2007.
- [18] B. Braden & N. Bergstrom. *A conceptual schema for the study of the etiology of pressure sores*. Rehabilitation nursing : the official journal of the Association of Rehabilitation Nurses, vol. 12, n° 1, page 8.
- [19] RGM Breuls, CVC Bouten, CWJ Oomens, DL Bader & FPT Baaijens. *Compression induced cell damage in engineered muscle tissue : an in vitro model to study pressure ulcer aetiology*. Annals of biomedical engineering, vol. 31, n° 11, pages 1357–1364, 2003.
- [20] DW Byrne & CA Salzberg. *Major risk factors for pressure ulcers in the spinal cord disabled : a literature review*. Paraplegia, vol. 34, n° 5, pages 255–263, 1996.
- [21] C. Capelle, C. Trullemans, P. Arno & C. Veraart. *A real-time experimental prototype for enhancement of visionrehabilitation using auditory substitution*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 45, n° 10, pages 1279–1293, 1998.
- [22] D.D. Cardenas, J.M. Hoffman, S. Kirshblum & W. McKinley. *Etiology and incidence of rehospitalization after traumatic spinal cord injury : a multicenter analysis*. Archives of physical medicine and rehabilitation, vol. 85, n° 11, pages 1757–1763, 2004.

- [23] J. Cazal, F. Paillason & M. Pereira. Évaluation d'un dispositif de prévention des escarres par suppléance perceptive. Master's thesis, Institut d'Administration des Entreprises, Grenoble, 2008.
- [24] Y. Chen, M.J. DeVivo & A.B. Jackson. *Pressure ulcer prevalence in people with spinal cord injury : age-period-duration effects*. Archives of physical medicine and rehabilitation, vol. 86, n° 6, pages 1208–1213, 2005.
- [25] O. Chenu, N. Vuillerme, A. Moreau-Gaudry, A. Fleury, J. Demongeot & Y. Payan. *Suppléance perceptive par électro-stimulation linguale embarquée : perspectives pour la prévention des escarres chez le blessé médullaire paraplégique*. 1st International Conference on accessibility and assistive technology for people in disability situation "For a better integration in the society", ASSISTH'07, Toulouse (France), Novembre 2007.
- [26] O. Chenu, R. Cuisinier, N. Pinsault, J. Demongeot, Y. Payan & N. Vuillerme. *Effects Of Visual, Audio And Tongue Tactile Sensory Substitution Systems For The Control Of Buttock Pressures In Seated Posture*. In 5th International Posture Symposium "Translation of posture mechanisms for rehabilitation", Smolenice Castle (Slovakia), Septembre 2008.
- [27] O. Chenu, R. Cuisinier, N. Pinsault, J. Demongeot, Y. Payan & N. Vuillerme. *Effets d'une suppléance perceptive visuelle, auditive et tactile sur le contrôle des pressions fessières en position assise*. Sciences et Technologies pour le handicap, vol. numéro spécial : Technologie tactile et ses applications pour les handicaps., pages 229–39, 2008.
- [28] O. Chenu, R. Cuisinier, N. Pinsault, J. Demongeot, Y. Payan & N. Vuillerme. *Quel biofeedback pour prévenir la formation d'escarre chez le paraplégique ?* In Journées de la Recherche Médicale, Grenoble, avril 2009.
- [29] O. Chenu, J. Demongeot, Y. Payan & N. Vuillerme. *Could a multimodal sensory substitution system be used to prevent pressure sores during seated posture ?* In 19th Conference of the International Society for Posture & Gait Research, Bologne (Italie), Juin 2009.
- [30] O. Chenu, Y. Payan, J. Demongeot & N. Vuillerme. *Corriger sa posture assise à l'aide d'un dispositif de suppléance perceptive visuo-tactile*. In 16ème Congrès de l'Association Posture-Équilibre, Lille (France), novembre 2009.
- [31] O. Chenu, Y. Payan, J. Demongeot & N. Vuillerme. *Prototypage et Evaluation d'un Dispositif de Prévention D'escarres*. In Société Française des Technologies pour l'Autonomie et de Gérontechnologie, 2009.
- [32] O. Chenu, N. Vuillerme, J. Demongeot & Y. Payan. *A wireless lingual feedback device to reduce overpressures in seated posture : A feasibility study*. PLoS ONE, page (accepté), 2009.
- [33] L. Chiari, M. Dozza, A. Cappello, FB Horak, V. Macellari & D. Giansanti. *Audio-biofeedback for balance improvement : an accelerometry-based system*.

- IEEE transactions on biomedical engineering, vol. 52, n° 12, pages 2108–2111, 2005.
- [34] D. Colin. *Le poids socio-économique des escarres*. Les escarres, actes des 13emes entretiens de l'institut Garches, Lortat-Jacob A et Colin D, pages 77–81, 2000.
- [35] M. Colin D. & Timsit. *Physiopathologie de l'escarre*. Les escarres, actes des 13emes entretiens de l'institut Garches, Lortat-Jacob A et Colin D, pages 13–19, 2000.
- [36] D. Colin, B. barrois & F. Allaert. *L'escarre en milieu hospitalier*. 2008.
- [37] N. Cullum, E. McInnes, SE Bell-Syer & R. Legood. *Support surfaces for pressure ulcer prevention*. Cochrane database of systematic reviews (Online), n° 3, 2004.
- [38] S. Desjobert. *Objectif "0" escarre*. L'escarre, vol. 40, pages 11–14, Décembre 2008.
- [39] <http://www.epuap.org>.
- [40] AN Exton-Smith, D. Norton, R. McLaren & National Corporation for the Care of Old People. An Investigation of Geriatric Nursing Problems in Hospital. National Corp. for the Care of Old People, 1962.
- [41] J. Favre, BM Jolles, R. Aissaoui & K. Aminian. *Ambulatory measurement of 3D knee joint angles*. Journal of Biomechanics, 2007.
- [42] S.L. Garber & D.H. Rintala. *Pressure ulcers in veterans with spinal cord injury : a retrospective study*. Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 40, n° 5, pages 433–442, 2003.
- [43] D. Gawlitta, W. Li, C.W.J. Oomens, F.P.T. Baaijens, D.L. Bader & C.V.C. Bouten. *The relative contributions of compression and hypoxia to development of muscle tissue damage : an in vitro study*. Annals of Biomedical Engineering, vol. 35, n° 2, pages 273–284, 2007.
- [44] A. Gefen. *The Compression Intensity Index : A practical anatomical estimate of the biomechanical risk for a deep tissue injury*. Technology and Health Care, vol. 16, n° 2, pages 141–149, 2008.
- [45] A. Gefen, B. van Nierop, D.L. Bader & C.W. Oomens. *Strain-time cell-death threshold for skeletal muscle in a tissue-engineered model system for deep tissue injury*. Journal of Biomechanics, vol. 41, n° 9, pages 2003–2012, 2008.
- [46] A. Gélis, A. Dupeyron, P. Legros, C. Benaïm, J. Pelissier & C. Fattal. *Pressure ulcer risk factors in persons with spinal cord injury Part 2 : the chronic stage*. Spinal cord : the official journal of the International Medical Society of Paraplegia, 2009.

- [47] C.A. Grous, N.J. Reilly & A.G. Gift. *Skin Integrity in Patients Undergoing Prolonged Operations*. Journal of Wound, Ostomy and Continence Nursing, vol. 24, n° 2, page 86, 1997.
- [48] T. Harada, T. Sato & T. Mori. *Estimation of bed-ridden human's gross and slight movement based on pressure sensors distribution bed*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2002. Proceedings. ICRA'02, volume 4, 2002.
- [49] DJ Hicks. *An incidence study of pressure sores following surgery*. ANA clinical sessions, page 49, 1970.
- [50] C. Ho, N. Reed & C. Spence. *Assessing the effectiveness of "intuitive" vibrotactile warning signals in preventing front-to-rear-end collisions in a driving simulator*. Accident analysis and prevention, vol. 38, n° 5, pages 988–996, 2006.
- [51] X. Huo, J. Wang & M. Ghovanloo. *A wireless tongue-computer interface using stereo differential magnetic field measurement*. vol. 2007, page 5724, 2007.
- [52] T. Husain. *An experimental study of some pressure effects on tissues, with reference to the bed-sore problem*. The Journal of Pathology and Bacteriology, vol. 66, n° 2, 1953.
- [53] JM Jacquot, J. Pelissier, H. Finels & D. Strubel. *Epidémiologie et coût des escarres en gériatrie : Escarres de décubitus en médecine gériatrique*. La Presse médicale(1983), vol. 28, n° 33, pages 1854–1860, 1999.
- [54] G. Jansson & L. Brabyn. *Tactually guided batting*. 1981.
- [55] G. Jansson. *Tactile guidance of movement*. International journal of neuroscience, vol. 19, n° 1, pages 37–46, 1983.
- [56] J. Jones. *Evaluation of pressure ulcer prevention devices : a critical review of the literature*. J Wound Care, vol. 14, n° 9, pages 422–5, 2005.
- [57] KA Kaczmarek, JG Webster & Radwin RG. *Maximal dynamic range electro-tactile stimulation waveforms*. IEEE Trans Biomed Eng, vol. 39, n° 7, pages 701–715, July 1992.
- [58] KA Kaczmarek & ME Tyler. *Effect of electrode geometry and intensity control method on comfort of electrotactile stimulation on the tongue*. In Proceedings of the American Society of Mechanical Engineers, Dynamic Systems Central Division, pages 1239–1243, 2000.
- [59] C. Kauer & P. Fontet. *Escarres ischiatiques : techniques et classifications*. Les escarres, actes des 13emes entretiens de l'institut Garches, Lortat-Jacob A et Colin D, pages 77–81, 2000.

- [60] TW Kernozek, PA Wilder, A. Amundson & J. Hummer. *The effects of body mass index on peak seat-interface pressure of institutionalized elderly*. Archives of physical medicine and rehabilitation, vol. 83, n° 6, page 868, 2002.
- [61] M. Kosiak. *Etiology of decubitus ulcers*. volume 42, page 19, 1961.
- [62] J.S. Krause & L. Broderick. *Patterns of recurrent pressure ulcers after spinal cord injury : identification of risk and protective factors 5 or more years after onset*. Archives of physical medicine and rehabilitation, vol. 85, n° 8, pages 1257–1264, 2004.
- [63] G. Krishnamurthy & M. Ghovanloo. *Tongue drive : A tongue operated magnetic sensor based wireless assistive technology for people with severe disabilities*. In 2006 IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2006. ISCAS 2006. Proceedings, page 4, 2006.
- [64] R. Kupers, E. Sampaio, S. Moesgaard, A. Gjedde & M. Ptito. *Activation of visual cortex by electrotactile stimulation of the tongue in early-blind subjects*. Neuroimage, vol. 19, page 65, 2003.
- [65] E. Kwong, S. Pang, T. Wong, J. Ho, X. Shao-ling & T. Li-jun. *Predicting pressure ulcer risk with the modified Braden, Braden, and Norton scales in acute care hospitals in Mainland China*. Applied Nursing Research, vol. 18, n° 2, pages 122–128, 2005.
- [66] C. Lenay, O. Gapenne, S. Hanne-ton, C. Marque & C. Genouëlle. *La substitution sensorielle : Limites et perspectives*. Toucher pour connaître. Psychologie cognitive de la perception tactile manuelle, Paris, PUF, pages 287–306, 2000.
- [67] C. Lenay. *Enaction, externalisme et suppléance perceptive*. Intellectica, vol. 43, pages 27–52, 2006.
- [68] E. Linder-Ganz & A. Gefen. *Mechanical compression-induced pressure sores in rat hindlimb : muscle stiffness, histology, and computational models*. Journal of Applied Physiology, vol. 96, n° 6, pages 2034–2049, 2004.
- [69] E. Linder-Ganz, S. Engelberg, M. Scheinowitz & A. Gefen. *Pressure-time cell death threshold for albino rat skeletal muscles as related to pressure sore biomechanics*. Journal of biomechanics, vol. 39, n° 14, pages 2725–2732, 2006.
- [70] E. Linder-Ganz, M. Scheinowitz, Z. Yizhar, SS Margulies & A. Gefen. *How do normals move during prolonged wheelchair-sitting ?* Technology and Health Care, vol. 15, n° 3, pages 195–202, 2007.
- [71] E. Linder-Ganz, N. Shabshin, Y. Itzhak, Z. Yizhar, I. Siev-Ner & A. Gefen. *Strains and stresses in sub-dermal tissues of the buttocks are greater in paraplegics than in healthy during sitting*. Journal of Biomechanics, vol. 41, n° 3, pages 567–580, 2008.
- [72] E. Linder-Ganz, G. Yarnitzky, Z. Yizhar, I. Siev-Ner & A. Gefen. *Real-Time Finite Element Monitoring of Sub-Dermal Tissue Stresses in Individuals with*

- Spinal Cord Injury : Toward Prevention of Pressure Ulcers*. Annals of biomedical engineering, 2008.
- [73] M. Makhsous, D. Lim, R. Hendrix, J. Bankard, WZ Rymer & F. Lin. *Finite element analysis for evaluation of pressure ulcer on the buttock : development and validation*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 15, n° 4, pages 517–525, 2007.
- [74] W.O. McKinley, A.B. Jackson, D.D. Cardenas & M.J. De Vivo. *Long-term medical complications after traumatic spinal cord injury : a regional model systems analysis*. Archives of physical medicine and rehabilitation, vol. 80, n° 11, pages 1402–1410, 1999.
- [75] PBL Meijer. *An experimental system for auditory image representations*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 39, n° 2, pages 112–121, 1992.
- [76] CJ Merbitz, RB King, J. Bleiberg & JC Grip. *Wheelchair push-ups : measuring pressure relief frequency*. Archives of physical medicine and rehabilitation, vol. 66, n° 7, pages 433–438, 1985.
- [77] G. Miletic. *Vibrotactile Stimulation : An Educational Program for Spatial Concept Development*. Journal of Visual Impairment and Blindness, vol. 82, n° 9, pages 366–70, 1988.
- [78] R. Miot. *Analyse coût-efficacité de la prévention et du traitement des escarres*. L'escarre, vol. 4, pages 38–39, 1999.
- [79] A. Moreau-Gaudry, A. Prince, J. Demongeot & Y. Payan. *A new health strategy to prevent pressure ulcer formation in paraplegics using computer and sensory substitution via the tongue*. Studies in health technology and informatics, vol. 124, page 926, 2006.
- [80] KPS Nair, AB Taly, BM Maheshwarappa, J. Kumar, T. Murali & S. Rao. *Nontraumatic spinal cord lesions : a prospective study of medical complications during in-patient rehabilitation*. Spinal Cord, vol. 43, n° 9, pages 558–564, 2005.
- [81] J. Nixon & A. McGough. *Principles of patient assessment : screening for pressure ulcers and potential risk*. The Prevention and Treatment of Pressure Ulcers, pages 55–74, 2001.
- [82] D. Norton. *Calculating the risk : reflections on the Norton Scale*. Decubitus, vol. 2, n° 3, page 24, 1989.
- [83] <http://www.npuap.org>.
- [84] <http://www.spinalcord.uab.edu>.
- [85] E. Pacherie. *Du problème de Molyneux au problème de Bach-y-Rita*. Perception et intermodalité. Approches actuelles de la question de Molyneux, pages 255–293, 1997.

- [86] O. Palacz & E. Kurcz. *The usefulness of modified electrophthalm EL-300 designed by Starkiewicz for the blind*. Tech. Rep., Department of Pathopsychology of Vision, Medical Academy, Szczecin, Poland, 1977.
- [87] P.L. Pancorbo-Hidalgo, F.P. Garcia-Fernandez, I.M. Lopez-Medina & C. Alvarez-Nieto. *Risk assessment scales for pressure ulcer prevention : a systematic review*. Journal of Advanced Nursing, vol. 54, n° 1, pages 94–110, 2006.
- [88] RP Patterson & SV Fisher. *Pressure and temperature patterns under the ischial tuberosities*. Bull Prosthet Res, vol. 10, n° 34, pages 5–11, 1980.
- [89] IP Pavlov. *Conditioned reflexes : An investigation of the physiological activity of the cerebral cortex*. 1927.
- [90] J.M. Pellerito Jr. *The effects of traditional and computer-aided instruction on promoting independent skin care in adults with paraplegia*. Occupational Therapy International, vol. 10, n° 1, 2003.
- [91] B. Perrouin-Verbe, M. Le Fort, J. Rome, F. Lejeune & J.F. Mathé. *Escarres et lésions médullaires. Données Epidémiologiques*. L'escarre, vol. 40, pages 18–20, Décembre 2008.
- [92] N. Pinsault, O. Chenu, A. Moreau-Gaudry, J. Demongeot, Y. Payan & N. Vuillerme. *Tongue-placed electrotactile biofeedback for balance improvement to prevent pressure sores and falls*. In 12ème Congrès International des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives organisé par l'ACAPS, Leuven (Belgique), 2007.
- [93] N. Pinsault, O. Chenu, M. Boisgontier, Y. Payan, J. Demongeot & N. Vuillerme. *Improving Weight Bearing Asymmetry In Unilateral Lower Limb Amputees By Use Of An Insole Pressure Sensor-Based Electro-Tactile Biofeedback System*. In 5th International Posture Symposium "Translation of posture mechanisms for rehabilitation", Smolenice Castle (Slovakia), Septembre 2008.
- [94] N. Pinsault. *De l'objectivation des évaluations posturales et de la compréhension des mécanismes de contrôle de la posture bipédique à leur application en Médecine Physique et de Réadaptation*. Thèse de doctorat, 2009.
- [95] N. Pinsault, O. Chenu, P. Hlavacková, V. Hallynck, J. Demongeot, Y. Payan & N. Vuillerme. *Effets d'un dispositif de suppléance perceptive tactilo-tactile sur le contrôle de la posture bipédique des personnes amputées de membre inférieur*. In 24ème Congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation, Lyon., octobre 2009.
- [96] N. Pinsault, O. Chenu, P. Hlavacková, V. Hallynck, J. Demongeot, Y. Payan & N. Vuillerme. *Electro-tactile tongue biofeedback improves balance in persons with unilateral lower limb amputation*. In 19th Conference of the International Society for Posture & Gait Research, Bologna (Italie), 2009.

- [97] E. Pissaloux, F. Maingreaud, R. Velazquez & M. Hafez. *Space cognitive map as a tool for navigation for visually impaired*. In Conference proceedings :... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, volume 1, page 4913, 2006.
- [98] E. Pissaloux, R. Velazquez & F. Maingreaud. *Intelligent Glasses : A Multimodal Interface for Data Communication to the Visually Impaired*. In IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems, 2008. MFI 2008, pages 120–124. Springer, 2008.
- [99] D. Purves, G.J. Augustine, D. Fitzpatrick, L. Katz, L.C. Katz, J.M. Coquery, A.S. LaMantia, J.O. McNamara & M.S. Williams. *Neurosciences : Avec CD-Rom Sylvius. Le système nerveux humain*. De Boeck Université, 2004.
- [100] P. Raghavan, WA Raza, YS Ahmed & MA Chamberlain. *Prevalence of pressure sores in a community sample of spinal injury patients*. *Clinical Rehabilitation*, vol. 17, n° 8, page 879, 2003.
- [101] M. Reddy, SS Gill & PA Rochon. *Preventing pressure ulcers : a systematic review*. *Journal of the American Medical Association*, vol. 296, n° 8, pages 974–984, 2006.
- [102] SM Reichel. *Shearing force as a factor in decubitus ulcers in paraplegics*. *Journal of the American Medical Association*, vol. 166, n° 7, page 762, 1958.
- [103] JB Reswick & JE Rogers. *Experience at Rancho Los Amigos Hospital with devices and techniques to prevent pressure sores*. *Bedsore biomechanics*, pages 301–310, 1976.
- [104] D. Richard & D. Orsal. *Neurophysiologie : organisation et fonctionnement du système nerveux*. Dunod, 2001.
- [105] D.H. Rintala, S.L. Garber, J.D. Friedman & S.A. Holmes. *Preventing Recurrent Pressure Ulcers in Veterans With Spinal Cord Injury : Impact of a Structured Education and Follow-Up Intervention*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 89, n° 8, pages 1429–1441, 2008.
- [106] F. Robineau, F. Boy, JP Orliaguet, J. Demongeot & Y. Payan. *Guiding the surgical gesture using an electro-tactile stimulus array on the tongue : a feasibility study*. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 54, n° 4, page 711, 2007.
- [107] F. Robineau, N. Vuillerme, J.P. Orliaguet & Y. Payan. *Tongue Liminary Threshold Identification to Electrotactile Stimulation*. Arxiv preprint arXiv :0711.4768, 2007.
- [108] F. Robineau. *Etude d'un dispositif de guidage de geste chirurgical de ponction par stimulation électrotactile linguale*. Thèse de doctorat, Université Joseph Fourier, 2009.

- [109] AJ Rosin & RV Boyd. *Complications of illness in geriatric patients in hospital*. Journal of chronic diseases, vol. 19, n° 3, page 307, 1966.
- [110] N. Sadato, A. Pascual-Leone, J. Grafman, V. Ibanez, M.P. Deiber, G. Dold & M. Hallett. *Activation of the primary visual cortex by Braille reading in blind subjects*. Nature, vol. 380, n° 6574, pages 526–528, 1996.
- [111] R. Salcido, JC Donofrio, SB Fisher, EK LeGrand, K. Dickey, JM Carney, R. Schosser & R. Liang. *Histopathology of pressure ulcers as a result of sequential computer-controlled pressure sessions in a fuzzy rat model*. Advances in wound care : the journal for prevention and healing, vol. 7, n° 5, page 23, 1994.
- [112] C.A. Salzberg, D.W. Byrne, C.G. Cayten, P. van Niewerburgh, J.G. Murphy & M. Viehbeck. *A new pressure ulcer risk assessment scale for individuals with spinal cord injury*. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, vol. 75, n° 2, page 96, 1996.
- [113] E. Sampaio & JL Dufier. *Suppléance sensorielle électronique pour les jeunes enfants aveugles*. Journal français d'ophtalmologie, vol. 11, n° 2, pages 161–167, 1988.
- [114] J.M. Samsó Dies. *Possibilités d'une Prothèse Sensorielle Acoustique par Stimulation Tactile*. Cybernetics of the nervous system, vol. 17, pages 169–178, 1965.
- [115] JM Schols, CN Kleijer & C. Lourens. *Pressure ulcer care : nutritional therapy need not add to costs*. Journal of wound care, vol. 12, n° 2, page 57, 2003.
- [116] L.M.S.N. Schoonhoven, T. Defloor & M.H.F. Grypdonck. *Incidence of pressure ulcers due to surgery*. Journal of Clinical Nursing, vol. 11, n° 4, page 479, 2002.
- [117] V.K. Shukla, D. Shukla, A.K. Tripathi, S. Agrawal, S.K. Tiwary & V. Prakash. *Results of a One-Day, Descriptive Study of Quality of Life in Patients with Chronic Wounds*. Ostomy Wound Management, vol. 54, n° 5, page 50, 2008.
- [118] T. Simonite. *Téléguider du bout de la langue, c'est possible*. Courrier international, vol. 977, page 43, juillet 2009.
- [119] L.R. Solis, D.P. Hallihan, R.R.E. Uwiera, R.B. Thompson, E.D. Pehowich & V.K. Mushahwar. *Prevention of pressure-induced deep tissue injury using intermittent electrical stimulation*. Journal of Applied Physiology, vol. 102, n° 5, page 1992, 2007.
- [120] S.S. Stevens. *On the psychophysical law*. Psychological Review, vol. 64, n° 3, pages 153–181, 1957.
- [121] L. Stockton & D. Parker. *Pressure relief behaviour and the prevention of pressure ulcers in wheelchair users in the community*. Journal of tissue viability, vol. 12, n° 3, page 84, 2002.

- [122] B. Sugarman. *Infection and pressure sores*. Archives of physical medicine and rehabilitation, vol. 66, n° 3, page 177, 1985.
- [123] HZ Tan, LA Slivovsky & A. Pentland. *A sensing chair using pressure distribution sensors*. IEEE/ASME Transactions On Mechatronics, vol. 6, n° 3, pages 261–268, 2001.
- [124] H. Tang & DJ Beebe. *An oral tactile interface for blind navigation*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 14, n° 1, pages 116–123, 2006.
- [125] WC Temes & P. Harder. *Pressure relief training device*. Phys Ther, vol. 57, n° 10, pages 1152–3, 1977.
- [126] C. Theaker, M. Kuper & N. Soni. *Pressure ulcer prevention in intensive care—a randomised control trial of two pressure-relieving devices*. Anaesthesia, vol. 60, n° 4, page 395, 2005.
- [127] D.R. Thomas. *Prevention and treatment of pressure ulcers : What works ? What doesn't ?* Cleveland Clinic Journal of Medicine, vol. 68, n° 8, page 705, 2001.
- [128] E.L. Thorndike. *Animal intelligence : Experimental studies*. New York : Macmillan, 1911.
- [129] S. Tiano. *L'escarre coute 22 milliards de francs par an a la France*. Panorama du Medecin, vol. 2123, page 1, 1985.
- [130] <http://www.newabilities.com/>.
- [131] ME Tyler & JG Braun. *Spatial mapping of electrotactile sensation threshold and range on the tongue*. Manuscript submitted for publication, 2000.
- [132] M. Tyler, Y. Danilov et al. *Closing an open-loop control system : vestibular substitution through the tongue*. Journal of integrative neuroscience, vol. 2, n° 2, page 159, 2003.
- [133] R. Vaidyanathan, B. Chung, L. Gupta, H. Kook, S. Kota & JD West. *Tongue-Movement Communication and Control Concept for Hands-Free Human-Machine Interfaces*. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part A, vol. 37, n° 4, pages 533–546, 2007.
- [134] J.B.F. van Erp. *Tactile navigation display*. Lecture Notes in Computer Science, pages 165–173, 2001.
- [135] JBF Van Erp & HAHC Van Veen. *A Multi-Purpose Tactile Vest for Astronauts in the International Space Station*. In Proc. of Eurohaptics 2003, pages 405–408, 2003.
- [136] J.B.F. Van Erp, H.A.H.C. Van Veen, C. Jansen & T. Dobbins. *Waypoint navigation with a vibrotactile waist belt*. ACM Transactions on Applied Perception (TAP), vol. 2, n° 2, pages 106–117, 2005.

- [137] K. Vanderwee, M.H.F. Grypdonck & T. Defloor. *Effectiveness of an alternating pressure air mattress for the prevention of pressure ulcers*. Age and ageing, vol. 34, n° 3, pages 261–267, 2005.
- [138] K. Vanderwee, M. Clark, C. Dealey, L. Gunningberg & T. Defloor. *Pressure ulcer prevalence in Europe : a pilot study*. Journal of Evaluation in Clinical Practice, vol. 13, n° 2, page 227, 2007.
- [139] J. Vazquez-BuenosAires, Y. Payan & J. Demongeot. *Evaluation of a lingual interface as a passive surgical guiding system*. Arxiv preprint physics/0610204, 2006.
- [140] R. Velazquez, E. Pissaloux, M. Hafez & J. Szewczyk. *A low-cost highly-portable tactile display based on shape memory alloy micro-actuators*. In Virtual Environments, Human-Computer Interfaces and Measurement Systems, 2005. VECIMS 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on, page 6, 2005.
- [141] R. Velazquez. *Contribution à la Conception et à la Réalisation d'Interfaces Tactiles Portables pour les Déficients Visuels*. Thèse de doctorat, Université Paris 6, 2006.
- [142] R. Velázquez, EE. Pissaloux, M. Hafez & J. Szewczyk. *Tactile Rendering With Shape-Memory-Alloy Pin-Matrix*. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, vol. 57, n° 5, pages 1051–1057, May 2008.
- [143] C. Veraart. *Neurophysiological approach to the design of visual prostheses : a theoretical discussion*. Journal of Medical Engineering & Technology, vol. 13, n° 1, pages 57–62, 1989.
- [144] N. Vuillerme, O. Chenu, J. Demongeot & Y. Payan. *Improving human ankle joint position sense using an artificial tongue-placed tactile biofeedback*. Neuroscience letters, vol. 405, n° 1-2, pages 19–23, 2006.
- [145] N. Vuillerme, O. Chenu, A. Fleury, J. Demongeot & Y. Payan. *Optimizing the use of an artificial tongue-placed tactile biofeedback for improving ankle joint position sense in humans*. In Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE, pages 6029–6032, 2006.
- [146] N. Vuillerme, A. Moreau-Gaudry, O. Chenu, J. Demongeot & Y. Payan. *Suppléance perceptive par électro-stimulation linguale : intérêts pour le handicap*. In 4ème Conférence Nationale “Handicap 2006 : Nouvelles technologies au service de l’homme”, IFRATH, IEEE France Section, Club EEA, Paris (France), juin 2006.
- [147] N. Vuillerme, M. Boisgontier, O. Chenu, J. Demongeot & Y. Payan. *Tongue-placed tactile biofeedback suppresses the deleterious effects of muscle fatigue on joint position sense at the ankle*. Experimental Brain Research, vol. 183, n° 2, pages 235–240, 2007.

- [148] N. Vuillerme, O. Chenu, J. Demongeot & Y. Payan. *Controlling posture using a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback system*. Experimental Brain Research, vol. 179, n° 3, pages 409–414, 2007.
- [149] N. Vuillerme, O. Chenu, A. Moreau-Gaudry, J. Demongeot & Y. Payan. *Artificial Tongue-Placed Tactile Biofeedback for perceptual supplementation : application to human disability and biomedical engineering*. In HuMaN 07 : International Conference on Human-Machine Interaction, Timimoun (Algérie), 2007.
- [150] N. Vuillerme, O. Chenu, A. Moreau-Gaudry, N. Pinsault, J. Demongeot & Y. Payan. *Suppléance perceptive pour la prévention des escarres et des chutes*. In Journées de la Recherche Médicale, Grenoble, avril 2007.
- [151] N. Vuillerme, O. Chenu, N. Pinsault, M. Boisgontier, J. Demongeot & Y. Payan. *Inter-individual variability in sensory weighting of a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback for controlling posture*. Neuroscience Letters, vol. 421, n° 2, pages 173–177, 2007.
- [152] N. Vuillerme, O. Chenu, N. Pinsault, A. Fleury, J. Demongeot & Y. Payan. *A plantar-pressure based tongue-placed tactile biofeedback system for balance improvement*. In 5ème Congrès Annuel de la Société de Biomécanique, Lyon (France), Août 2007.
- [153] N. Vuillerme, O. Chenu, N. Pinsault, A. Moreau-Gaudry, J. Demongeot & Y. Payan. *Suppléance perceptive par électro-stimulation linguale : intérêts pour le handicap*. In 22ème Congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation, Saint Malo, Octobre 2007.
- [154] N. Vuillerme, O. Chenu, N. Pinsault, A. Moreau-Gaudry, J. Demongeot & Y. Payan. *Suppléance perceptive pour la prévention des escarres et des chutes*. In Forum Nouvelles Technologies pour la Santé, Grenoble, Octobre 2007.
- [155] N. Vuillerme, O. Chenu, N. Pinsault, A. Moreau-Gaudry, A. Fleury, J. Demongeot & Y. Payan. *Pressure sensor-based tongue-placed electrotactile biofeedback for balance improvement-Biomedical application to prevent pressure sores formation and falls*. In Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE, pages 6113–6116, 2007.
- [156] N. Vuillerme, N. Pinsault, O. Chenu, M. Boisgontier, J. Demongeot & Y. Payan. *How a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback modifies postural control mechanisms during quiet standing*. Experimental Brain Research, vol. 181, n° 4, pages 547–554, 2007.
- [157] N. Vuillerme, N. Pinsault, O. Chenu, J. Demongeot & Y. Payan. *Suppléance perceptive par électro-stimulation linguale pour la correction de l'asymétrie posturale chez la personne amputée du membre inférieur*. In 14ème Congrès de l'Association Posture-Équilibre, Paris, Décembre 2007.

- [158] N. Vuillerme, O. Chenu, N. Pinsault, A. Fleury, J. Demongeot & Y. Payan. *Can a plantar pressure-based tongue-placed electrotactile biofeedback improve postural control under altered vestibular and neck proprioceptive conditions?* Neuroscience, vol. 155, n° 1, pages 291–296, 2008.
- [159] N. Vuillerme, N. Pinsault, O. Chenu, J. Demongeot, Y. Payan & Y. Danilov. *Sensory supplementation system based on electrotactile tongue biofeedback of head position for balance control.* Neuroscience Letters, vol. 431, n° 3, pages 206–210, 2008.
- [160] N. Vuillerme, N. Pinsault, O. Chenu, A. Fleury, Y. Payan & J. Demongeot. *A wireless embedded tongue tactile biofeedback system for balance control.* Pervasive and Mobile Computing, 2008.
- [161] N. Vuillerme, N. Pinsault, O. Chenu, A. Fleury, Y. Payan & J. Demongeot. *Postural destabilization induced by trunk extensor muscles fatigue is suppressed by use of a plantar pressure-based electro-tactile biofeedback.* European Journal of Applied Physiology, vol. 104, n° 1, pages 119–125, 2008.
- [162] N. Vuillerme, N. Pinsault, O. Chenu, A. Fleury, Y. Payan & J. Demongeot. *The Effects of a Plantar Pressure-Based, Tongue-Placed Tactile Biofeedback System on the Regulation of the Centre of Foot Pressure Displacements During Upright Quiet Standing : A Fractional Brownian Motion Analysis.* In Complex, Intelligent and Software Intensive Systems, 2008. CISIS 2008. International Conference on, pages 162–168, 2008.
- [163] N. Vuillerme, N. Pinsault, A. Fleury, O. Chenu, J. Demongeot, Y. Payan & P. Pavan. *Effectiveness of an electro-tactile vestibular substitution system in improving upright postural control in unilateral vestibular-defective patients.* Gait & Posture, vol. 28, n° 4, pages 711–715, 2008.
- [164] F.M. Weaver, E.G. Collins, J. Kurichi, S. Miskevics, B. Smith, S. Rajan & D. Gater. *Prevalence of obesity and high blood pressure in veterans with spinal cord injuries and disorders : a retrospective review.* American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, vol. 86, n° 1, page 22, 2007.
- [165] R. Whittemore. *Pressure-Reduction Support Surfaces : A Review of the Literature.* Journal of Wound, Ostomy and Continence Nursing, vol. 25, n° 1, page 6, 1998.
- [166] W. Zijlstra & K. Aminian. *Mobility assessment in older people : new possibilities and challenges.* European Journal of Ageing, vol. 4, n° 1, pages 3–12, 2007.

---

# Annexe 1

## Protocole de Recherche Expérimentale

---

*“Tests de l’efficacité de différents biofeedbacks pour réduire les surpressions fessières en position assise”*

Expérimentateur principal : Olivier Chenu, sous la direction de Yohan Payan et Nicolas Vuillerme.  
Laboratoire TIMC-IMAG - UMR UJF CNRS 5525 - Domaine de la Merci, 38710 La Tronche

### Objectif de l’étude

La compression soutenue de tissus organiques peut, du fait qu’ils ne sont plus approvisionnés en sang et par conséquent en oxygène, entraîner de profondes plaies : les escarres. Certains pathologies induisant des déficits sensoriels et/ou moteurs rendent les sujets particulièrement sensibles à ce problème. Dans ce contexte, l’objectif de cette étude est d’étudier l’efficacité, la faisabilité et l’acceptabilité de différents retours artificiels (visuels, sonores, électrotactiles, vibrotactiles) informant de surpressions prolongées à soulager.

### Procédure expérimentale

#### Participants

Cette étude sera réalisée

- d'une part sur des sujets volontaires valides adultes hommes ou femmes.
- d'autre part sur des sujets volontaires pathologiques adultes hommes ou femmes. Ces pathologies sont celles reconnues comme augmentant le risque d'escarre ou suspectées comme telles. On peut y trouver, de manière non restrictive, les personnes paraplégiques, tétraplégiques, âgées, diabétiques ...

## Matériel

Le matériel utilisé dans cette étude sera le suivant :

- Une nappe de capteurs de pression souple à placer à l'interface siège/fesses et qui permettra de récupérer les données de pression en temps réel.
- Un dispositif type caméra vidéo ou infrarouge permettant de suivre les mouvements du sujet (celui-ci pourra à cette occasion être équipé de manière non invasive de petits réflecteurs disposés en divers points anatomiques, notamment articulaires)
- Un dispositif d'électrostimulation linguale (le TDU) consistant en une matrice de 36 électrodes (6x6) à placer contre l'avant de la langue ; chaque électrode peut être pilotée indépendamment et délivrer un signal électrique dont la crête est ajustable entre 0 et 5 volts.
- Un dispositif composés de petits vibreurs disposés sur une ceinture et équirépartis autour du sujet.
- Un dispositif de type montre composé d'un vibreur pour alerter le sujet et d'un écran pour donner la consigne.
- Un téléphone portable type « iPhone »
- Un casque stéréophonique
- Un écran permettant de diffuser des informations visuelles au sujet.
- Un ordinateur équipé d'un programme acquérant les pressions en continu et gérant le retour sensoriel.

## Phase1 : calibrage du biofeedback lingual

Cette phase s'applique uniquement avant une session avec retour sensoriel de type électrostimulation. Les sensibilités linguales différant énormément d'une personne à l'autre, une première phase consistera à déterminer le seuil propre à chaque participant. Partant de 0 Volts, la tension de crête du signal sera augmentée progressivement jusqu'à ce que le sujet ressente un signal fort mais non douloureux. Il fera alors signe à l'expérimentateur qui sauvegardera la valeur de ce seuil.

## Phase 2 : calibrage des postures référentes

Suivant l'algorithme de couplage utilisé, celui-ci peut nécessiter l'acquisition préalable de cartes de pressions représentatives d'un certain nombre de postures référentes. Assis sur la nappe de pression, le sujet devra se placer dans ces postures types (le buste en avant, avant-gauche, avant-droite, arrière, arrière-gauche, arrière-droite, centre, centre-gauche, centre-droite) afin que le logiciel connaissent les cartes de pressions associées à chacune de ces postures.

## Phase 3 : expérimentation

Une expérimentation type de cette étude comporte plusieurs sessions identiques. Une session consiste, pour le sujet, à être assis sur un siège équipé de la nappe de pression. Equipé avec le matériel propre au retour sensoriel choisi, le sujet sera libre d'adopter la posture qu'il veut et d'en changer à sa guise tant qu'il ne perçoit aucun signal ; dans ce dernier cas il devra suivre la consigne posturale propre à ce signal (apprise lors d'un apprentissage préalable) jusqu'à sa disparition. Chaque expérimentation comporte un nombre de paramètres propres à déterminer avant le début de celle-ci :

- nature des sujets (sains ou pathologiques)
- le sujet regarde un film / le sujet est inactif
- nombre de sessions (consécutives si courtes, espacées de  $\frac{1}{2}$  journée à 1 semaine si longue)
- durée de chaque session (entre 5 minutes et 1 heure)
- types de retours sensoriels pour chaque session (retour visuel, auditif, électrotactile, vibrotactile, sur montre, sur téléphone portable ou pas de retour (condition contrôle))

## Éthique

Conformément à la déclaration d'Helsinki, cette étude fera l'objet d'une demande de validation auprès d'un comité d'éthique (le présent document) et un formulaire de consentement à signer sera remis aux volontaires.

