HAL
open science

Étude du couplage entre toucher léger et posture

Fabien Vérité

To cite this version:

Fabien Vérité. Étude du couplage entre toucher léger et posture. Robotique [cs.RO]. Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 2016. Français. NNT : 2016PA066592 . tel-02401857

HAL Id: tel-02401857

https://theses.hal.science/tel-02401857v1

Submitted on 10 Dec 2019

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.

Université Pierre & Marie Curie

École Doctorale de Sciences Mécanique, Acoustique, Électronique et Robotique de Paris
Spécialité : Robotique

Thèse de Doctorat

présentée par

Fabien VÉRITÉ

Étude du couplage entre toucher léger et posture

JURY

M. Philippe Soueres	Directeur de recherches CNRS, LAAS	Rapporteur
M. Jean-Louis Vercher	Directeur de recherches CNRS, Université Aix-Marseille	Rapporteur
Mme Lena Ting	Professeur, Emory University and Georgia Institute of Technology	Examinateur
M. Vincent Hayward	Professeur, Université Pierre et Marie Curie	Examinateur
M. Guillaume Morel	Professeur, Université Pierre et Marie Curie	Directeur de thèse
M. Wael Bachta	Maître de conférences, Université Pierre et Marie Curie	Encadrant

Résumé

Parmi toutes les informations sensorielles que le système nerveux central doit intégrer afin d'établir la commande musculaire permettant d'assurer une position debout, nous nous sommes plus particulièrement intéressé à ce que Jeka, dans [Jeka and Lackner, 1994], nomme le "toucher léger". En effet, il a été montré que poser le doigt sur une surface fixe, même légèrement, fournissait au système nerveux central une information supplémentaire permettant d'améliorer le contrôle postural. De manière intéressante, lorsque la surface est mise en mouvement, un couplage apparait entre ces mouvements et le balancement postural.

Nous avons lors de nos travaux étudié comment cette information était intégrée au contrôle postural. En se basant sur les conclusions de cette étude, nous avons proposé une loi de commande en boucle fermée basée sur la modulation de la vitesse du doigt, qui permet de contrôler la position du centre de pression autour d'une consigne pré-définie. Nous avons de plus étudié les conditions expérimentales pouvant affecter les performances de cette boucle fermée (instruction, conscience des mouvements du doigt, ajout/retrait d'un sens (la vision), action de rejet volontaire du couplage). L'ensemble de nos études nous permet de proposer une explication exhaustive des mécanismes expliquant ce phénomène de couplage entre la posture et les mouvements du doigt.

La loi de commande en boucle fermée que nous proposons permet de guider le centre de pression autour d'une consigne pré-définie avec la particularité de ne nécessiter ni la coopération ni la concentration des sujets. Cette loi de commande présente donc un intérêt certain dans les domaines de l'assistance ou de la rééducation. Nous avons donc procédé à une étude préliminaire en milieu clinique démontrant le potentiel applicatif du travail que nous avons mené.

Remerciements

Je souhaite tout d'abord adresser mes plus vifs remerciements à l'ensemble des membres du jury ayant accepté d'évaluer le travail effectué durant cette thèse. Je tiens à remercier en particulier Monsieur Philippe Soueres et Monsieur Jean-Louis Vercher d'avoir accepté d'en être les rapporteurs. Je tiens à remercier Mme Lena Ting pour être venue d'aussi loin assister à ma soutenance. Enfin je tiens à remercier le président de ce jury M. Vincent Hayward d'avoir accepté d'être membre de mon jury et plus largement pour les discussions que nous avons pu avoir ensemble lors de ma thèse.

Je remercie Monsieur Guillaume Morel d'avoir accepté d'être mon directeur de thèse et pour sa disponibilité ainsi que ses précieuses recommandations au cours de cette thèse. Il serait facile pour moi de faire coïncider les moments clés lors desquels ma thèse avançait le plus avec les grandes réunions passées ensembles.

Un énorme merci, également, à tous les membres de l'ISIR et plus particulièrement ceux de l'équipe AGATHE. Lors de ma thèse, j'ai vécu comme une chance le fait de pouvoir échanger avec vous, notamment sur vos recherches tous plus passionnantes les unes que les autres. Je tiens à remercier plus particulièrement Agnès pour ses conseils précieux et Marie-Aude avec qui j'ai eu la chance d'être initié à l'enseignement (et on apprend mieux avec les meilleurs !).

Un énorme merci aux ingénieurs, on a rarement eu l'occasion de travailler réellement ensemble et on en a pourtant passé du temps ensemble (votre bureau était un endroit bien trop tentant pour faire mes pauses !). Je n'ai toutefois aucun mal à me rappeler de quelques coups de main qui m'ont fait gagner un temps incroyable. Je pense comme ça à David et à son astuce de code qui m'a évité de chronométrer chacun de mes essais pour savoir quand les arrêter. De Florian qui dédouble, en deux jours, une manip' que j'ai passé plusieurs semaines à réaliser. De Jean-Baptiste avec qui on en a percé/coupé/limé des pièces (pardon pour le temps de bobinage perdu) !

Ma thèse aurait été impossible sans tous les doctorants avec qui je l'ai partagée. Je tiens donc tout d'abord à remercier Simon, mon acolyte depuis le début même de nos stages de M2 et jusqu'à la presque fin (étant donné que tu as choisi de soutenir plus tôt...). Je ne saurai pas par où commencer si je devais énumérer toutes les raisons de te remercier mais je peux au moins te remercier pour ton soutien de chaque instant.
Je tiens aussi à remercier Ragou, la deuxième moitié de la team des Bachtounets, pour être une personne aussi géniale et inspirante mais aussi pour toutes ses longues journées passées dans la 'Bacht-cave', je trouve ce mot en écrivant et donc bien trop tard !
Thomas aussi, Thomas bien entendu, merci pour être Thomas tout simplement (mais merci aussi pour tous ces moments fabuleux passés à parler de statistiques ou encore de la fréquence parfaite à laquelle on devrait commander nos vibreurs respectifs !).
Par souci de concision, je vais écourter mes remerciements pour tous les autres mais ce n'est pour ça que je vous remercie moins. Merci donc aux anciens du J08 Vincent, Cécile et Juan. Merci aux nouveaux du J08 Tommaso (j'accorde grâce à toi et officiellement le jumelage entre Rome et Paris) et Lin. Merci à tous les doctorants du J09 : le marin d'eau douce et génialissime Hadi, le biologiste hipstero-motard Guillaume et le trop-vite-parti-du-labo Karim. Je remercie aussi mes collègues de l'ENS : Solenne, Sylvain et Thibaut. Je remercie de même la relève de l'équipe Agathe : Ninon et Lucas, je vous fais confiance pour la transmission des traditions ancestrales !

Je tiens à remercier tous mes amis pour leur soutien. Je vous remercie pour tous les moments passés ensembles mais aussi pour toutes les fois où vous m'avez entendu parler de ma thèse. Je ne m'épancherai pas plus pour éviter que cela soit retenu contre moi mais je me considère le plus chanceux de vous avoir à mes côtés. Merci donc à Adrien, Alexandre, Julien, Kamil, Jean-Benoit, Thibaut et Yoann. Mais aussi les trop éloignés Quentin et Nico.

La réalisation de cette thèse ne pouvait se faire qu'au travers d'expériences avec de nombreux participants. Je remercie donc chaleureusement les membres de la spécialité robotique de Polytech-Paris, le laboratoire du LIP6 ainsi que le centre pôle emploi Paris 15ème Brancion pour leur participation, leur intérêt et leur mobilisation. Je tiens par ailleurs à remercier Claire Kemlin pour sa gentillesse et pour sa patience et il en faut lorsqu'on travaille avec la manip' non finie d'un thésard et bon courage pour ta thèse qui commence.

Je tenais tout particulièrement à remercier mes parents et ma famille. Merci à mon grand frère Anthony pour tout, il me faudrait bien plus que ces quelques lignes pour pouvoir t'exprimer tous mes remerciements mais merci pour tous tes conseils et encouragements depuis le début. Merci à ma belle soeur Emmanuelle pour son soutien et son aide. Merci à ma grande soeur Sabrina pour ses encouragements et son soutien indéfec-

tible. Merci à ma 'petite' soeur Aurélie pour la fierté que je vois dans ses yeux lorsqu'elle parle de mes études. Merci à mes deux beaux-frères Emeric et Gaël pour tout le reste !

Je tiens aussi à remercier mes deux neveux, Robinson et Noé, mes deux petits bonshommes. Vous êtes géniaux et je vous demande de bien vouloir m'excuser si vous êtes en train de lire ses mots parce que vous avez fait l'erreur de me demander "tonton c'est quoi une thèse ?" et que mon moi du futur vous force à lire ce mémoire en réponse.

Enfin merci à Manelle pour avoir rendu la rédaction de ce mémoire moins pénible et pour m'avoir soutenu tout ce temps. Et j'espère que je te tiendrai au moins aussi bien ce rôle quand ce sera ton tour.

Pour finir, je tiens à remercier chaleureusement celui sans qui cette thèse aurait été impossible, c'est à dire mon encadrant Wael Bachta. Je te remercie pour tout, merci d'avoir eu l'idée d'un sujet aussi intéressant, merci de m'avoir fait confiance en me le confiant, merci d'avoir été aussi présent et disponible (je pense que la porte du J08 a vieilli trois fois plus vite pendant ces 4 ans), merci d'avoir partagé avec moi ta passion communicative pour la recherche. Merci donc, et je peux le dire officiellement maintenant au bout de 4 ans, je n'aurais pas pu rêver d'un meilleur encadrant.

Introduction

Afin de maintenir une station debout, le corps doit intégrer une multitude d'informations sensorielles et établir une commande musculaire permettant de stabiliser le centre de masse en fonction des perturbations intrinsèques et extrinsèques qu'il subit. Dans le domaine des études de l'intégration des informations sensorielles au contrôle postural, nous nous sommes plus particulièrement intéressés à ce qui est appelé, par Jeka dans [Jeka and Lackner, 1994], le « toucher léger ». L'auteur a en effet montré que les informations sensorielles prises par le simple fait de poser légèrement le doigt (effort normal$<$1N) sur une surface fixe permettait de diminuer significativement le balancement postural. Le même auteur a montré dans deux autres études ([Jeka et al., 1997, Jeka et al., 1998]) qu'un toucher léger sur une surface mobile entraînait la posture à la fréquence du déplacement de la surface.

Ces travaux de Jeka peuvent avoir des implications pratiques dans le domaine de l'assistance à l'équilibre postural, comme il le souligne lui même dans [Jeka, 1997]. En effet, les aides techniques les plus usuelles dans le cadre de l'équilibre et la déambulation sont la canne et le déambulateur. Ces aides ont la particularité d'être tenues par la main de l'utilisateur. On pourrait ainsi imaginer des dispositifs intégrés aux poignées de ces aides techniques et qui permettraient d'agir sur l'équilibre des utilisateurs. Par ailleurs, le fait de pouvoir influencer la posture en déplaçant le doigt pourrait être associé avantageusement à des exercices de rééducation.

Avant d'envisager ces applications, une bonne connaissance de l'intégration de l'information fournie par le toucher léger est nécessaire. Dans le travail présenté dans cette thèse, nous nous intéresserons ainsi au toucher léger et plus particulièrement au toucher léger sur une surface mobile. Nous proposons une explication de l'entrainement de la posture par les mouvements du doigt. Nous proposons par ailleurs une loi de commande en boucle fermée, basée sur cette explication, qui permet de contrôler la position du centre de pression autour d'une consigne pré-définie. Les facteurs permettant d'expliquer, ou d'influencer, les performances de notre boucle fermée sont également étudiés dans ce manuscrit.

Nous commencerons, dans le chapitre 1, par présenter un bref aperçu de divers aspects relevant du contrôle postural, avant de dresser un état de l'art du « toucher léger ». A la fin de ce chapitre, nous énoncerons clairement les contributions qu'apporte cette thèse.

Nous présenterons dans le chapitre 2 nos dispositifs expérimentaux, ainsi que notre protocole de référence, autour desquels s'articule la suite de notre travail. Dans ce même chapitre nous vérifierons, à l'aide d'une série d'expériences, que nos méthodes expérimentales permettent d'observer les résultats décrits dans la littérature.

Nous détaillerons, dans le chapitre 3, deux séries d'expériences nous permettant d'écarter un peu plus l'idée que la posture est entrainée mécaniquement par les efforts exercés par le dispositif sur le doigt. Nous montrerons que la meilleure explication au phénomène du « toucher léger » est un couplage sensoriel en vitesse.

Dans le chapitre 4, nous proposons une loi de commande en boucle fermée du centre de pression. Nous examinerons le réglage du gain de rétroaction de cette loi de commande. Plusieurs éléments pouvant influencer les performances du contrôle de la position du centre de pression seront également étudiés. Il s'agira notamment d'observer l'effet du niveau de naïveté des participants, et celui de l'instruction qui leur est donnée.

Dans le chapitre 5, nous essayerons de mieux comprendre le fonctionnement du couplage en vitesse entre les mouvements du doigt et ceux du centre de pression. Nous présenterons alors une série d'expériences tendant à prouver que l'écartement relatif entre le tronc et doigt, lors d'un toucher léger sur une surface mobile, est attribué au balancement postural. L'entrainement de la posture lors d'un toucher léger mobile peut alors s'expliquer par une résolution « erronée » d'une ambiguïté d'intégration sensorielle.

Enfin, dans le chapitre 6, nous présenterons des résultats préliminaires obtenus en milieu clinique. Ces résultats démontrent le potentiel applicatif du travail que nous avons mené.

Nous finirons par les conclusions que nous pouvons tirer de ces travaux ainsi que les perspectives de travaux futurs.

Table des matières

1 État de l'art et contributions **15**
1.1 Généralités 15
1.2 Caractérisation et quantification de l'équilibre postural 16
1.2.1 Centre de masse et centre de pression 16
1.2.2 La quantification de l'équilibre 18
1.3 Contrôle de l'équilibre postural 19
1.3.1 Boucles de commande et coordination 19
1.3.2 Entrées sensorielles 22
1.3.3 Intégration multi-sensorielle pour l'équilibre 28
1.4 Le toucher léger 30
1.4.1 Présentation du toucher léger 30
1.4.2 L'intégration des informations fournies par le toucher léger 34
1.4.3 Toucher léger sur une surface mobile 39
1.5 Contributions 44

2 Méthodes expérimentales **47**
2.1 Dispositif expérimentaux et protocole de référence 47
2.1.1 Dispositifs expérimentaux 48
2.1.2 Protocole expérimental de référence 51
2.1.3 Mesure et analyse des données expérimentales 51
2.1.4 Analyse statistique des résultats 53
2.2 Vérification de notre dispositif expérimental et de notre protocole 54
2.2.1 Protocole 54
2.2.2 Résultats 55
2.2.3 Discussion 59
2.3 Conclusion 60

3 Étude du couplage entre les mouvements du doigt et ceux du centre de pression 61
3.1 Étude du couplage pour un stimulus délivré à différentes hauteurs 62
3.1.1 Protocole 63
3.1.2 Résultats 65
3.1.3 Discussion 67
3.2 Étude du couplage en utilisant une boucle à effort nul 69
3.2.1 Protocole 70
3.2.2 Résultats 71
3.2.3 Discussion 74
3.3 Contrôle de la position du centre de pression en boucle ouverte 75
3.3.1 Protocole 75
3.3.2 Résultats 77
3.3.3 Discussion 78
3.4 Conclusion 79

4 Asservissement de la position du centre de pression en modulant la vitesse du doigt 81
4.1 Contrôle de la position du centre de pression en boucle fermée 82
4.1.1 Implémentation 82
4.1.2 Protocole 83
4.1.3 Résultats 83
4.1.4 Discussion 87
4.2 Étude du réglage du gain de rétroaction de la boucle fermée 88
4.2.1 Protocole 88
4.2.2 Résultats 89
4.2.3 Discussion 92
4.3 Effet de la répétition sur les performances de la boucle fermée 93
4.3.1 Protocole 93
4.3.2 Résultats 94
4.3.3 Discussion 96
4.4 Étude de l'influence de la conscience des mouvements du doigt 97
4.4.1 Protocole 97
4.4.2 Résultats 98
4.4.3 Discussion 100
4.5 Étude de l'influence de l'instruction donnée aux sujets 102
4.5.1 Protocole 102
4.5.2 Résultats 103
4.5.3 Discussion 104
4.6 Conclusion 105

5 Étude de l'intégration de l'information sensorielle expliquant le couplage en vitesse 107
5.1 Étude des seuils de détection consciente du déplacement du doigt 108
5.1.1 Protocole 108
5.1.2 Résultats 110
5.1.3 Discussion 110
5.2 Étude des mouvements du bras lors de la boucle fermée 112
5.2.1 Protocole 112
5.2.2 Résultats 113
5.2.3 Discussion 115
5.3 Étude de l'ajout d'un deuxième doigt 116
5.3.1 Protocole 116
5.3.2 Résultats 116
5.3.3 Discussion 117
5.4 Étude de l'influence d'une illusion kinesthésique lors d'un toucher léger sur une surface fixe 118
5.4.1 Protocole 119
5.4.2 Résultats 119
5.4.3 Discussion 124
5.5 Étude de l'influence d'une illusion kinesthésique sur les performances de la boucle fermée 126
5.5.1 Protocole 127
5.5.2 Résultats 127
5.5.3 Discussion 128
5.6 Conclusion 129

6 Étude du toucher léger avec des patients 133
6.1 Perspectives du toucher léger en tant que biofeedback 133
6.2 Étude de la boucle fermée sur des patients atteints de pathologies pouvant affecter l'équilibre 135
6.3 Étude du toucher léger dans le cas d'une paralysie du plexus brachial . . . 141
6.3.1 Protocole 142
6.3.2 Résultats 142
6.3.3 Discussion 145
6.4 Conclusion 146

7 Conclusion et perspectives 147

Bibliographie 149

Chapitre 1

État de l'art et contributions

Sommaire

1.1 Généralités **15**
1.2 Caractérisation et quantification de l'équilibre postural . . **16**
1.3 Contrôle de l'équilibre postural **19**
1.4 Le toucher léger **30**
1.5 Contributions **44**

Le travail de cette thèse porte sur l'étude de l'influence du toucher léger sur l'équilibre postural. Nous commencerons donc dans ce chapitre par présenter le contexte de cette étude. Pour cela, après une courte introduction présentant les enjeux liés à la compréhension du contrôle postural chez l'homme, nous commencerons par un aperçu de l'état actuel des connaissances à ce sujet avant de finir par une présentation de la notion de toucher léger.

1.1 Généralités

La verticalisation, chez l'homme, ne peut se faire qu'au prix de la création de schémas complexes d'activations musculaires permettant de lutter contre l'instabilité fondamentale qui caractérise le corps humain en position debout. En effet, la hauteur de notre centre de masse ainsi que la faible surface d'appui donnée par nos deux pieds, représentent un défi pour le maintien de cette posture. Ainsi le corps utilise toutes les entrées sensorielles permettant de décrire la position de tous ses segments et celles permettant de le situer dans l'espace.
Le maintien de la station debout qui requiert le contrôle d'un grand nombre de muscles, allant des jambes jusqu'aux muscles de la nuque en passant par ceux des hanches ou encore des bras, n'est pourtant pas une fin en soi. Ainsi ce contrôle, pourtant complexe, ne représente qu'un pré-requis nécessaire à l'accomplissement de tâches qui ne pourront être effectuées que si ce premier est parfaitement fonctionnel et ne représente pas une charge

cognitive trop importante ([Huang and Mercer, 2001, Woollacott and Shumway-Cook, 2002, Pellecchia, 2003]). Le contrôle postural peut ainsi être présenté comme ayant deux objectifs principaux ([Horak, 2006]), le premier étant ce que l'on appellera l'équilibre postural qui correspond à l'objectif de stabiliser le corps en fonction des contraintes et perturbations venant de l'extérieur mais aussi du corps lui même comme dans le cas de mouvements de grandes amplitudes de la partie supérieure du corps. Le deuxième objectif est l'orientation posturale qui a pour objectif le maintien d'une certaine orientation entre le corps et son environnement (la verticale gravitaire, la surface de support ou l'environnement visuel).

1.2 Caractérisation et quantification de l'équilibre postural

1.2.1 Centre de masse et centre de pression

Pour quantifier l'équilibre postural, il est couramment admis qu'il n'est pas forcément nécessaire d'observer l'ensemble des segments du corps. Puisque le contrôle postural peut être considéré comme l'objectif de stabiliser le centre de masse ([Horak, 2006]), l'unique mesure des variations de position de ce dernier permet d'avoir une image précise du balancement du corps.

Le centre de masse (CdM) ou centre de gravité est le point d'application de la résultante des forces de pesanteur qui s'exercent sur un corps. Chez l'homme il se situe donc à l'intersection des trois plans qui divisent le corps en deux parties de masse égale (voir figure 1.1a). En position debout et les bras le long du corps chez un adulte sain, le centre de masse se situe à l'intérieur du corps, quelques centimètres en avant de la 3ème lombaire dans la direction du nombril.

Afin de mesurer précisément la position du centre de masse au cours du temps, il est nécessaire de disposer d'un système de capture de mouvements pour connaître la position de tous les segments du corps. Il est par ailleurs nécessaire de connaître la masse et la localisation du centre de masse de chaque partie du corps ; ces informations peuvent être trouvées dans des tables anthropomorphiques ([Dempster and Gaughran, 1967, De Leva, 1996]). Les systèmes d'acquisition de mouvements sont particulièrement coûteux en argent et en temps de placement des marqueurs placés sur les différents membres. Il est toutefois à noter que des nouveaux systèmes de capture de mouvement moins chers et n'utilisant pas de marqueurs, comme la Microsoft Kinect, ont récemment prouvé leur efficacité dans la mesure du centre de masse ([Yeung et al., 2014]).

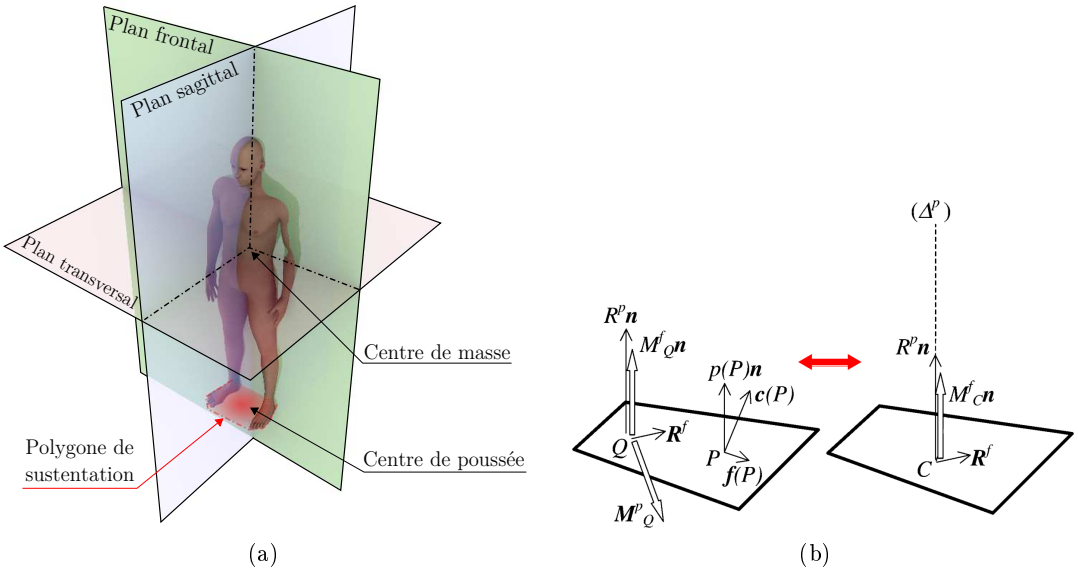


FIGURE 1.1 – (a) Position du centre de masse à l'intersection des trois plans qui divisent le corps en deux parties de masses égales (plan transversal, plan sagittal, plan frontal) et du centre de pression situé dans le polygone de sustentation / (b) [Sardain2004] Modélisation de la force surfacique normale locale $p(P)\mathbf{n}$ intégrée sur la surface de contact en une résultante R^p localisée en C (centre de pression)

Le corps en position debout subit les effets de la gravité ainsi que l'action du sol sur les pieds. Dans le cas d'une position debout sur une surface plane, la force surfacique qu'applique le sol sur les pieds peut être divisée en deux composantes : une composante normale au sol et une composante contenue dans le plan du sol. La force surfacique normale au plan, qu'exercent les pieds sur le sol, peut être modélisée par une force résultante (moment nul) en un point d'application nommé centre de pression (CdP) ([Sardain and Bessonnet, 2004])(voir figure 1.1b).

On a vu qu'il était compliqué et onéreux de procéder à une mesure du centre de masse, c'est pour cela que l'analyse de l'équilibre et/ou son diagnostic se font souvent à l'aide d'une plateforme de force ([Monsell et al., 1997,Horak et al., 1997,Duarte and Freitas, 2010]) qui présente les avantages d'être moins chère que les systèmes d'acquisition de mouvements et de ne pas nécessiter de préparation du sujet. En effet à partir des efforts mesurés par la plateforme de force en un point d'origine O $[R_x,R_y,R_z,M^x_O,M^y_O,M^z_O]$ (voir figure 1.2) et en sachant que le centre de pression est le point pour lequel l'action des pieds sur le sol est modélisable par une force résultante (moment nul), il est possible de calculer la position du centre de pression du sujet au cours du temps. Sardain ([Sardain and Bessonnet, 2004]) donne la relation suivante afin de trouver la position du centre de pression à partir des données de la plateforme de force (dans le cas où l'origine O de la plateforme est sur la surface de contact avec les pieds et où z est la verticale ascendante) :

$$\overrightarrow{OC} = \frac{M_O^x \cdot \overrightarrow{y} - M_O^y \cdot \overrightarrow{x}}{R_z}$$

De la même manière que pour les systèmes d'acquisition de mouvements, plusieurs systèmes grand public mesurant le centre de pression ont vu le jour comme la Wii Balance Board qui a prouvé son efficacité dans la mesure des variations de position du centre de pression ([Clark et al., 2010, Gil-Gómez et al., 2011, Bartlett et al., 2014, Chiarovano et al., 2015]).

Là où la position du centre de masse ne reflète que le balancement du corps, celle du centre de pression est liée aux mouvements du centre de masse et à l'action musculaire des pieds sur le sol ([Duarte and Freitas, 2010]). En supposant le balancement faible, il est possible de modéliser le corps et étudier son balancement sous la forme d'un pendule inverse autour des chevilles. Il a été montré dans [Benda et al., 1994] qu'il était alors possible d'obtenir une bonne approximation de la position du centre de masse en mesurant la position du centre de pression et en lui appliquant un filtre moyenneur avec une fenêtre de $2,5s$. Les auteurs montrent et insistent sur le fait que ces approximations ne restent valables que s'il est demandé au sujet de rester debout sans bouger et dans le cas d'un faible balancement dans l'axe antéro-postérieur.

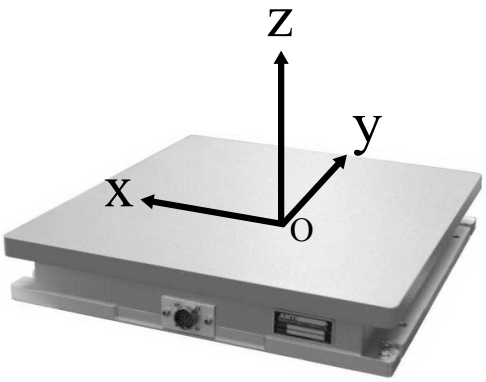


FIGURE 1.2 – Plateforme de force AMTI OR6-7 et repère du capteur

1.2.2 La quantification de l'équilibre

Lors d'une station debout, on admet que le corps est en équilibre si la projection du centre de masse reste dans ce que l'on appelle le polygone de sustentation [Armada et al., 2002]. Le polygone de sustentation est la surface délimitée par la position des pieds, surface des pieds comprise (en rouge sur la figure 1.1a).
Lorsque le centre de pression arrive aux limites du polygone de sustentation, l'équilibre ne peut plus être maintenu en gardant les pieds immobiles. Ainsi plus la base de support sera grande et plus il y a de chances que l'équilibre soit maintenu.

La méthode la plus utilisée afin de mesurer les effets d'un traitement, d'une pathologie ou de différentes conditions sur l'équilibre est de mesurer les variations de positions du centre de pression. Il est alors nécessaire de calculer des scores fiables servant à quantifier le balancement postural à partir de cette mesure. Baratto, dans [Baratto et al., 2002], a ainsi identifié à partir de 3 paramètres temporels et 5 paramètres fréquentiels fréquemment utilisés dans la littérature qu'il était plus discriminant et plus fiable d'utiliser la vitesse moyenne du centre de pression et la fréquence en dessous de laquelle 80% des composantes fréquentielles du balancement sont contenues. L'écart type et l'écart absolu moyen des variations de position du centre de pression, bien que la fiabilité de ces quantificateurs soit discutée [Lafond et al., 2004, Cornilleau-Pérès et al., 2005], restent parmi les critères les plus utilisés dans la littérature afin de confronter plusieurs conditions pouvant affecter l'équilibre ([Palmieri et al., 2002]).

1.3 Contrôle de l'équilibre postural

1.3.1 Boucles de commande et coordination

Horak ([Horak, 2006]) résume les objectifs du contrôle postural comme étant d'une part celui de l'alignement de la tête et du tronc vis à vis de la verticale gravitaire et de la surface support, et d'autre part celui de la stabilisation du centre de masse à la suite d'un déséquilibre causé par un mouvement volontaire ou une perturbation externe. La stratégie de ré-équilibration dépendra donc des caractéristiques de la perturbation potentielle, de l'attention portée à l'équilibre par le sujet, des objectifs du sujet (tâches supra-posturales) et de l'expérience/entraînement par rapport à la perturbation.

Dans le cas d'une station debout sur une surface stable, la seule perturbation extérieure est celle due à la gravité et aux forces inertielles. Dans cette situation le balancement postural peut s'expliquer ([Mergner, 2010]) par l'incapacité physiologique du corps à bloquer les articulations, par du bruit dans les mesures des entrées sensorielles et le traitement central permettant au corps de quantifier son balancement, par des irrégularités dans les performances des muscles luttant contre le déséquilibre et par les mouvements internes cardiaques ou de respiration. Les objectifs du contrôle postural ne sont pas alors d'annuler complètement le balancement mais plutôt d'augmenter la stabilité tout en réduisant l'activité motrice ([Kiemel et al., 2011]).

Il existe plusieurs théories proposant une explication du contrôle postural. Nous présentons ici une modélisation simplifiée, couramment admise ([Horak et al., 1997,Peterka, 2002, Maurer et al., 2006, Mergner, 2010, Antritter et al., 2014]), qui considère que dans le cas d'un faible déséquilibre trois boucles de rétroaction sont mises en œuvre :

1. On considère tout d'abord une boucle avec un retard quasi nul qui correspond à la

visco-élasticité naturelle des couples muscle-tendon permettant la flexion/extension des chevilles. Elle stabilise naturellement le corps par un effet de type ressort/amortisseur. Winter ([Winter, 1990, Winter et al., 1997, Winter et al., 2001]) ira même jusqu'à affirmer que cet effet à lui seul suffit à équilibrer le corps.
Cette affirmation est toutefois rejetée dans [Morasso and Schieppati, 1999, Morasso and Sanguineti, 2002]. Dans ces études, les auteurs modélisent le corps par un pendule inverse simple et un contrôle postural réalisé totalement par la visco-élasticité naturelle des couples muscle-tendon des chevilles. Ils montrent alors que la raideur maximale (connue par ailleurs) du couple muscle-tendon des chevilles ne correspond, au maximum, qu'à un quart de la raideur nécessaire pour assurer le contrôle postural.
En outre Loram et Lakie rejettent le fait que les muscles agissent uniquement à la manière de ressorts passifs dans [Loram and Lakie, 2002, Loram et al., 2005a, Loram et al., 2005b]. Ils mesurent lors d'une station debout la longueur du muscle soléaire et du tibialis anterior (deux muscles permettant respectivement l'extension et de la flexion du pied sur la jambe). Ils montrent alors que la longueur de ces muscles est essentiellement raccourcie dans le sens opposé au mouvement. Ces observations vont totalement à l'encontre d'un fonctionnement des muscles en tant que ressorts. Ces résultats impliquent l'existence d'une boucle réflexe et d'une commande basée sur les retours sensoriels.

2. la deuxième boucle qui présente un léger retard (identifié à $40 - 60ms$ dans [Antritter et al., 2014]) et qui correspond à ce que l'on qualifie de réflexe. Selon [Antritter et al., 2014] elle provient de la fusion de plusieurs informations sensorielles provenant des fuseaux neuro-musculaires et des récepteurs cutanés qui permet de mesurer la position et la vitesse angulaire des membres [Proske and Gandevia, 2012] qui sont alors disponibles au niveau de la moelle épinière [Bosco and Poppele, 1997]. Elle permettrait de lutter contre un étirement du muscle en lui envoyant une commande de contraction.

3. La troisième boucle qui est la boucle utilisant chacun des sens permettant de mesurer l'état postural et d'appréhender l'environnement. Cette boucle, par sa nécessité de passer par le cortex sensori-moteur afin de récupérer les informations traitées, présente un retard plus important. Elle est modélisée dans [Antritter et al., 2014] avec un retard de $100 - 300ms$. C'est cette boucle qui permettra au corps d'anticiper l'influence des mouvements du haut du corps mais aussi les perturbations liées à l'environnement. Elle permet par ailleurs une rétro-action sur les commandes motrices engagées.

Le rôle de ces trois boucles est bien résumé par un exemple que donne l'auteur de [Antritter et al., 2014] : dans le cas où l'on pousse rapidement le sujet, la première boucle passive permettra de réduire l'impact de cette perturbation en attendant que la boucle réflexe participe à la ré-équilibration et ensuite que la boucle la plus lente puisse identi-

fier et estimer cette perturbation et engager les commandes motrices en conséquence.

Le contrôle postural fait apparaître des stratégies de coordination ([Horak, 2006, Ting, 2007]), ainsi dans le cas d'un faible balancement le mouvement se fait essentiellement autour des chevilles et le corps se comporte alors comme un "pendule inverse flexible". Dans le cas d'un déséquilibre plus important ou lorsque le sujet a besoin de bouger rapidement son centre de masse, des mouvements autour des hanches apparaissent. Ces deux modes de coordination sont étudiés par Bardy ([Bardy and Marin, 1999,Bardy, 2004]) qui montre que la taille de la surface de support, la hauteur du centre de masse et l'amplitude imposée des mouvements de la tête par une tâche de suivi font apparaître clairement deux modes de coordination. Le premier dans lequel les mouvements autour des chevilles et de la hanche sont quasiment en phase ($Dephasage \approx 20°$) et un autre où ils sont en anti-phase ($Dephasage \approx 180°$)(voir figure 1.3). Il a été ainsi montré que ces deux modes apparaissaient en fonction des conditions de l'expérience. Il a été montré ([Creath et al., 2005,Bardy et al., 2007]) que ces deux modes coexistaient au sein de chaque situation et étaient plus ou moins excités en fonction des entrées sensorielles disponibles, de la tâche supra-posturale ou de la perturbation.
Lorsque le déséquilibre devient trop important, il est nécessaire de faire un pas dans la direction du déséquilibre et/ou d'atteindre un support avec le membre supérieur afin de changer le polygone de sustentation et de maintenir l'équilibre . Il est à noter qu'au delà de la tâche et de l'importance du déséquilibre qui peuvent influencer les changements de mode, l'âge fait aussi apparaître ces changements de stratégie. En effet il a été montré dans [McIlroy and Maki, 1996,Maki et al., 2000] que les personnes âgées avaient plus tendance que les sujets jeunes à mettre en place une stratégie de hanche, de pas sur le côté ou d'utilisation du membre supérieur pour s'équilibrer (mouvement de balancier) ou pour se soutenir à l'aide d'un support externe.

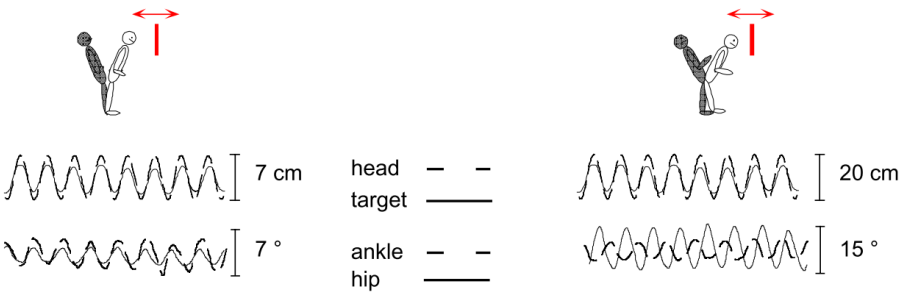


FIGURE 1.3 – [Bardy1999] Courbes montrant deux essais où les sujets doivent suivre avec leur tête une cible oscillant à $0,2Hz$ avec une amplitude de $7cm$ (à gauche sur la figure) et 20cm (à droite sur la figure) et faisant apparaitre les deux modes de coordination. En haut, la qualité du suivi de la consigne par la tête. En bas, les angles pris par les hanches et les chevilles au cours du temps.

1.3.2 Entrées sensorielles

Afin d'anticiper l'influence des mouvements du haut du corps mais aussi les perturbations liées à l'environnement, le système nerveux central a besoin d'informations sur l'orientation et la position du corps par rapport à la verticale gravitaire. Plusieurs entrées sensorielles permettent de réunir ces informations : la kinesthésie, l'oreille interne (ou récepteurs vestibulaires), la vision, ou encore les récepteurs tactiles sous les pieds (voir figure 1.4). Nous décrirons ici de manière sommaire le rôle et l'influence de ces entrées sensorielles.

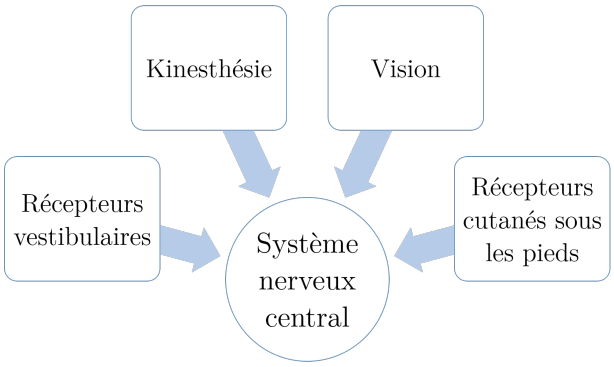
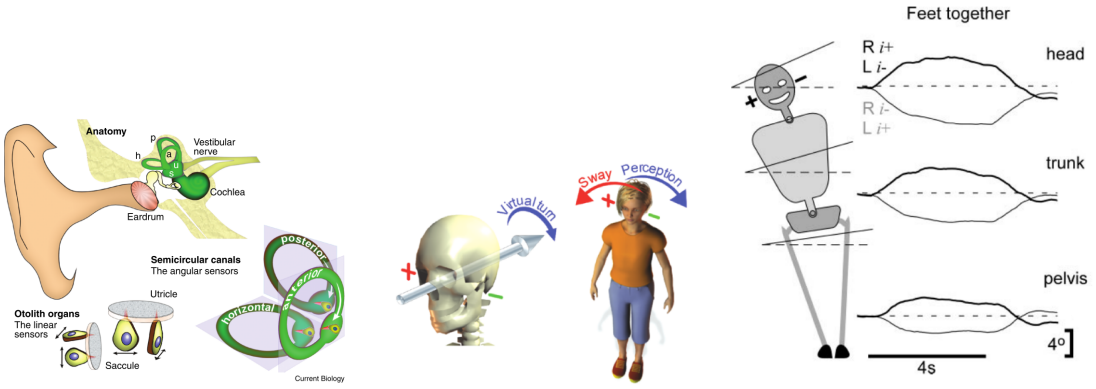


FIGURE 1.4 – Les entrées sensorielles liées au contrôle postural

1.3.2.a Les récepteurs vestibulaires :

Les récepteurs vestibulaires composent le système de perception du mouvement et de l'orientation de la tête par rapport à la verticale gravitaire ([Day and Fitzpatrick, 2005]). Contenus dans les oreilles internes, ils sont composés des trois canaux semi-circulaires, de la saccule et de l'utricule (voir figure 1.5a). Les mouvements de l'endolymphe, un liquide visqueux présent dans les canaux semi-circulaires, permettent de mesurer les accélérations angulaires de la tête. De la même façon les otholites contenus dans la saccule et l'utricule sont mis en mouvement par l'endolymphe et permettent alors de détecter les accélérations linéaires verticales (saccule) et horizontales (utricule) de la tête. En outre, la mesure de l'accélération linéaire permet d'estimer l'inclinaison statique de la tête vis à vis de la verticale gravitaire.
Le système vestibulaire est connu pour avoir un rôle important dans la représentation du corps dans l'espace et joue donc un rôle très important dans le contrôle postural. Le lien étroit qui relie cette entrée sensorielle à la posture est prouvée par la stimulation vestibulaire galvanique, qui, en venant perturber l'oreille interne par un courant de faible intensité, est connue depuis longtemps pour engager de fortes réactions posturales ([Dzendolet, 1963,Nashner and Wolfson, 1974,Day et al., 1997], revue dans [Fitzpatrick and Day, 2004])(voir figure 1.5b). Pour un stimulus de $0,5mA$ pendant $4s$, les angles pris par les différents segments du corps (basssin, tronc et tête) sont donnés sur la figure

1.5c, cela correspond à un déplacement de l'ordre du centimètre à la hauteur centre de masse. On sait de plus que la conscience et la connaissance du stimulus ne changent pas la réponse posturale ([Guerraz and Day, 2005]).



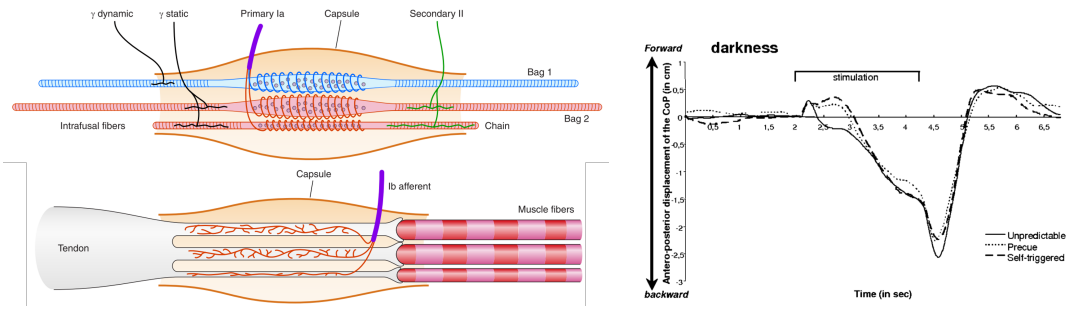
(a) (b) (c)

FIGURE 1.5 – (a)[Day2005] Anatomie des récepteurs vestibulaires / (b)[Day2005] Illustration de la stimulation galvanique et de son effet sur la posture / (c)[Day1997] Réponses posturales avec les pieds joints pour une stimulation galvanique de $0,5mA$ pendant $4s$. Les angles pris par la tête, le tronc et le bassin sont présentés dans les cas où l'anode est placée à l'oreille droite (courbes noires) ou l'oreille gauche (courbes grises). On observe que plus le segment étudié est haut dans le corps et plus l'angle est important puisque les angles pris par les membres inférieurs s'additionnent. Après une rapide montée, les angles pris par les différentes parties du corps se stabilisent autour d'une référence. Une fois le stimulus coupé, le corps retourne dans sa position initiale.

1.3.2.b La kinesthésie :

La kinesthésie correspond à la perception des vitesses et positions relatives des différents membres ([Proske and Gandevia, 2012]). Ainsi les fuseaux neuromusculaires parallèles aux fibres musculaires mesurent la longueur des muscles au cours du temps et leur vitesse d'allongement. Les récepteurs de Golgi situés à la jonction des tendons et des fibres musculaires mesurent la force exercée par le muscle mais renseignent aussi en partie sur la position des membres. Dans le cadre de l'équilibre postural en station debout, les fuseaux neuromusculaires et les récepteurs de Golgi des chevilles et des hanches sont particulièrement utilisés. Il a été montré ([Goodwin et al., 1972,Inglis and Frank, 1990]) qu'à l'aide de vibrations appliquées sur un tendon, on induit une illusion d'étirement de ce dernier. L'influence de la kinesthésie sur la posture peut être démontrée comme dans [Eklund, 1972,Fransson et al., 2004,Caudron et al., 2008], où l'application de ces vibrations au niveau des tendons d'Achille provoque une déstabilisation du sujet. De la même manière que pour les récepteurs vestibulaires, on sait de plus que la conscience et la connaissance du stimulus ne changent pas la réponse posturale ([Caudron et al.,

2008]), même si, contrairement à la première, la connaissance du stimulus peut retarder la réponse posturale de $500ms$ (voir figure 1.6b). Lors de ces expériences, Caudron [Caudron et al., 2008], montre qu'une vibration à $90Hz$ pendant $2,2s$ des tendons d'Achille de sujets ayant les yeux fermés peut entraîner un mouvement vers l'arrière du centre de pression de l'ordre de $2,5cm$.



(a) (b)

FIGURE 1.6 – (a) [Proske2012] Anatomie des fuseaux neuromusculaires (en haut) et des organes tendineux de Golgi (en bas) / (b) [Caudron2008] Illustration de la stimulation de la posture par une vibration à $90Hz$ pendant $2,2s$ des tendons d'Achille de sujets ayant les yeux fermés. On y voit que la vibration, dans ce cas, entraîne le centre de pression vers l'arrière sur une distance d'environ $2,5cm$ et ce quelque soit la conscience du stimulus par le sujet (aucune indication en trait continu, alerté avant le début de la stimulation en pointillés et déclenché par le sujet en tirets)

1.3.2.c La vision :

La vision joue un rôle dans le contrôle de la posture dans la mesure où elle permet la perception de la position et du mouvement du corps relativement à l'espace visuel qui l'entoure. Il est montré dans [Paulus et al., 1984] que fermer les yeux augmente le balancement postural d'environ 50%, et qu'il est possible (lorsqu'on demande aux sujets d'ouvrir les yeux) de graduellement augmenter la stabilisation en augmentant la fréquence d'un stroboscope illuminant la scène visuelle (de 1 à $32Hz$).
Il est par ailleurs possible d'observer directement l'influence de la vision sur le balancement postural en faisant osciller la scène visuelle autour du sujet ([Lee and Lishman, 1975, Lestienne et al., 1977, van Asten et al., 1988, Chiarovano et al., 2015]). Ainsi dans [Lestienne et al., 1977] un mouvement de la scène visuelle translatée autour des sujets à une vitesse de $55cm/s$ provoque un mouvement du centre de masse de $5cm$ (voir figure 1.7a). La vision, contrairement à la kinesthésie, est elle fortement dépendante de la connaissance du stimulus ([Guerraz et al., 2001]). Il est ainsi possible pour le sujet d'éliminer complètement l'effet déstabilisant d'un stimulus en ne connaissant que l'instant et non la direction de ce dernier (voir figure 1.7b). Cela met en évidence la capacité qu'a le corps de résoudre l'ambiguïté que représente cette entrée sensorielle, à savoir déduire si le corps est en train de bouger vis à vis de son environnement visuel ou si c'est

l'environnement qui est en mouvement.

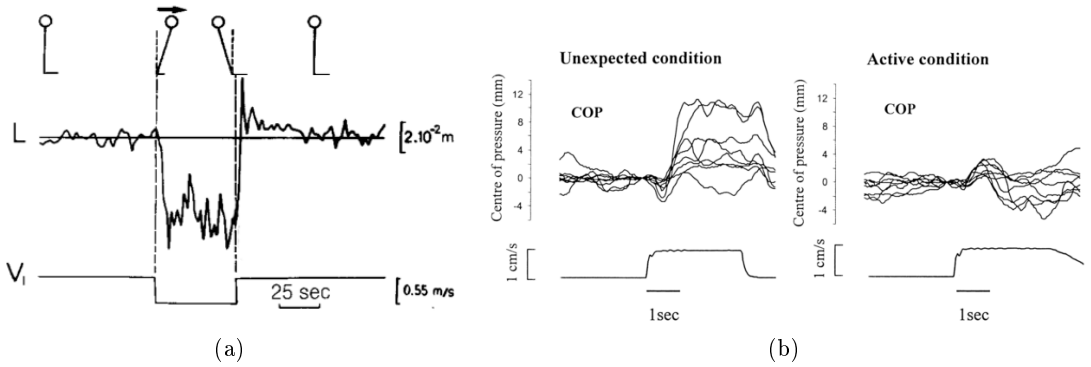


FIGURE 1.7 – (a) [Lestienne1977] Réponse du centre de masse (L) à un mouvement de la scène visuelle de $55cm/s$ (V_i) vers l'arrière. La variation de position du centre de masse atteint une valeur pour une vitesse donnée de la scène visuelle puis revient à sa valeur initiale lorsque la scène visuelle cesse son mouvement / (b) [Guerraz2001] Illustration de l'influence de la connaissance du stimulus visuel (vitesse constante à $1m/s$). Les courbes de réponse du centre de pression sont montrés pour l'ensemble des sujets en fonction de leur connaissance du stimulus (aucune indication à gauche et déclenché par le sujet à droite). On voit à la réponse du centre de pression que les sujets parviennent à réduire leur sensibilité au stimulus lorsqu'ils en maîtrisent le déclenchement.

1.3.2.d Les récepteurs cutanés sous les pieds :

Les récepteurs cutanés sous les pieds peuvent donnent des informations sur les efforts que ceux-ci appliquent sur le sol. Les mécanorécepteurs permettant cette mesure sont situés dans la peau, ils peuvent se diviser en deux groupes ([Vallbo and Johansson, 1984]), les récepteurs dits à adaptation lente et ceux dits à adaptation rapide. Les récepteurs à adaptation lente sont les récepteurs de Merkel qui sont sensibles à la pression et les récepteurs de Ruffini qui sont sensibles à l'étirement et au cisaillement. Les récepteurs à adaptation rapide sont les corpuscules de Meissner qui détectent les variations de contact léger des objets avec la peau et les corpuscules de Pacini qui détectent les changements brusques de pression. L'adaptation rapide de ces détecteurs en font des détecteurs de vitesse.

Dans [Morasso et al., 1999] et [Maurer et al., 2001], il est supposé que les récepteurs de Meissner et Ruffini de la plante des pieds permettent au corps d'estimer la position du centre de pression. Les corpuscules à adaptation rapide aideraient eux à comprendre la structure du sol et à détecter des variations de position relative entre le sol et le pied. En mesurant les efforts qu'appliquent les pieds sur le sol, ces récepteurs viennent alors en complément de l'oreille interne pour pouvoir estimer la verticale et ainsi permettre au corps de s'orienter vis-à-vis de celle-ci ([Maurer et al., 2006]).

L'importance de ces récepteurs pour la posture peut être observée au travers de pathologies comme le diabète [R W van Deursen, 1999] qui peut notamment réduire la sensibilité tactile dans les pieds et ainsi induire des déséquilibres. Il est aussi possible d'observer une déstabilisation dans le cas où une partie de la surface des pieds (le talon ou l'avant du pied) est stimulée par des vibrations à $100Hz$ ([Kavounoudias et al., 1998,Kavounoudias et al., 2001]) (voir figures 1.8a et 1.8b). En faisant vibrer une zone de pied pendant $3s$ les auteurs de [Kavounoudias et al., 1998] observent des déplacements du centre de pression de l'ordre de $2cm$. A l'inverse, il a été montré que l'ajout d'une vibration (bruit blanc) imperceptible sous le pied pouvait améliorer l'équilibre chez les personnes âgées ([Priplata et al., 2003,Lipsitz et al., 2015]) avec une diminution de l'écart type des variations de position du centre de pression de l'ordre de 10%. La vibration, en s'ajoutant au signal à détecter par un mécanisme nommé la résonance stochastique ([Wiesenfeld and Moss, 1995]), permet alors de détecter des variations de force jusque-là imperceptibles chez ces sujets dont la sensibilité tactile baisse.

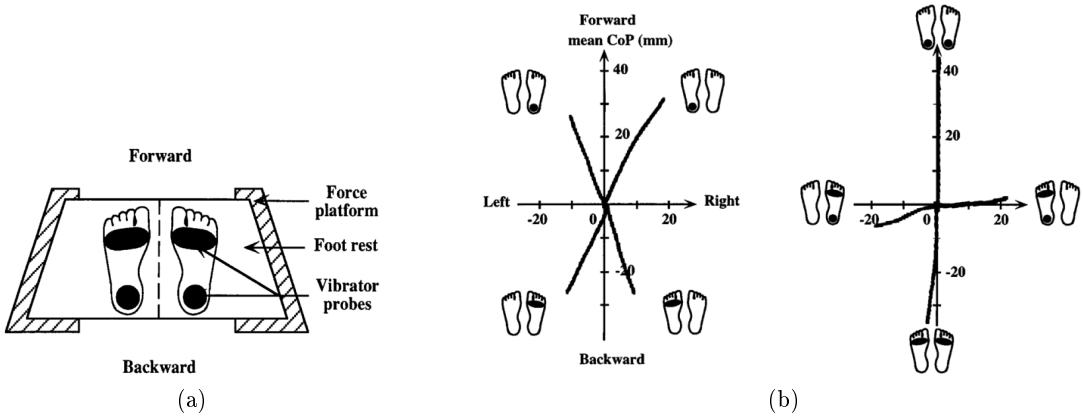
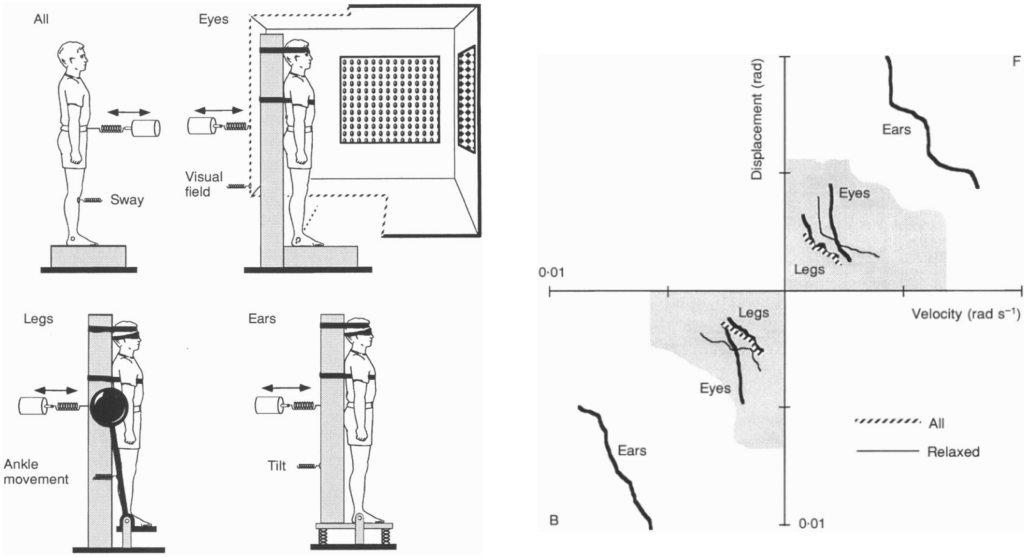


FIGURE 1.8 – [Kavounoudias1998] (a) Dispositif expérimental, les vibreurs sont placés au travers de trous prévus à cet effet dans le sol et afin de ne stimuler que la zone prévue du pied. Le stimulateur arrière est équipé d'un applicateur circulaire afin de stimuler le talon et le stimulateur avant est équipé d'une tête ellipsoïde afin de stimuler la peau au dessus de la région des cinq têtes métatarsiennes / (b) Réponses moyennes de la position du centre de pression durant les 3 premières secondes de l'enregistrement pour des stimuli activés un par un (figure de gauche) ou deux par deux (figure de droite)

1.3.2.e Seuils de détection

Dans [Fitzpatrick and McCloskey, 1994], les auteurs cherchent à mesurer les seuils de perception (dans le cas d'une perception consciente d'une perturbation) de ces différents sens pour la posture. Pour cela, les auteurs isolent les différents sens en ne permettant la détection du stimulus que par le ou les sens étudiés (voir figure 1.9a). Les auteurs montrent ainsi que la détection consciente du balancement dans le cas où tous les sens sont disponibles peut descendre jusqu'à $0,003rad$ à une vitesse de $0,001rad.s^{-1}$ et peut

encore descendre si la vitesse augmente. Le fait d'ouvrir ou fermer les yeux ne change pas ces seuils. Ces seuils correspondent en fait aux seuils de détection des mouvements au niveau des chevilles (kinesthésie) qui sont les plus bas. Lorsque la vitesse augmente, les seuils de détection par la vision descendent au niveau des seuils de détection de la cheville (voir figure 1.9b). Les seuils de détection vestibulaires sont eux plus importants, les auteurs soulignent le fait que ces seuils sont supérieurs aux mouvements observés lors d'une station debout non perturbée. Ces résultats laissent supposer une prédominance du retour kinesthésique au niveau des chevilles dans le cas d'une station debout non perturbée.



(a) (b)

FIGURE 1.9 – [Fitzpatrick1994] (a) Dispositif expérimental pour les 4 conditions (Toutes les entrées sensorielles sont disponibles (All), vision uniquement (Eyes), kinesthésie au niveau des chevilles uniquement (Legs) et vestibulaire uniquement (Ears). All : Le sujet est debout sur une surface stable, lorsque le sujet indique qu'ils se sent stable, le stimulus est appliqué à l'aide d'un servomoteur relié par un ressort à une ceinture placé autour du de la taille du sujet. Eyes : le sujet est immobilisé afin d'éviter la perception liée à l'oreille interne et à la kinesthésie autour des chevilles. La scène visuelle est mise en mouvement autour de l'axe de la cheville. Legs : le sujet est immobilisé et utilise ses pieds pour stabiliser une masse en rotation autour de l'axe de ses chevilles simulant son poids et la hauteur de son centre de masse. Le stimulus est appliquée à cette masse. Dans cette condition les yeux des sujets sont bandés pour éviter la détection liée à la vision. Ears : Les sujets sont immobilisés et installés sur une plateforme autorisant les mouvements autour de la cheville qui permet d'annuler les mouvements relatifs entre le sol et la cheville (annulant ainsi les entrées liées à la kinesthésie autour des chevilles). Dans cette condition les yeux des sujets sont bandés pour éviter la détection liée à la vision. / (b) Seuils de détection en déplacement (Displacement, axe des ordonnées) des différents sens pris indépendamment dans le cas d'un stimulus vers l'avant (F) et vers l'arrière (B) en fonction de la vitesse du stimulus (Velocitiy, axe des abscisses). La zone grisée représente les limites observées du balancement postural dans le cas d'une station debout avec tous les sens disponibles.

1.3.3 Intégration multi-sensorielle pour l'équilibre

L'ensemble des entrées sensorielles décrites dans la partie précédente est utilisé afin d'établir une commande musculaire permettant de stabiliser le corps. Afin de comprendre et modéliser l'intégration des différents sens, on considère le corps comme étant un système instable qui doit être stabilisé à l'aide des mesures provenant des différentes entrées sensorielles. Ainsi, après simplification, on peut assimiler le contrôle postural dans le plan sagittal, à la commande d'un pendule inverse à l'aide d'un correcteur proportionnel-dérivé pour le stabiliser comme dans [Johansson et al., 1988]. Les contraintes liées au temps d'acheminement des données sensorielles, le temps de traitement de ces informations et d'acheminement de la commande générée jusqu'aux muscles, ainsi que temps pour que l'action de la correction soit effective, peuvent être modélisés par un retard comme dans [Masani et al., 2006] (voir figure 1.10a). En outre, un couple aléatoire au niveau de la cheville peut être ajouté dans cette modélisation afin de simuler l'influence du bruit dans la mesure de l'état postural comme dans [Masani et al., 2006]. Ce modèle, bien que simple, décrit efficacement le contrôle postural dans le cadre d'une posture non perturbée sur un sol stable.

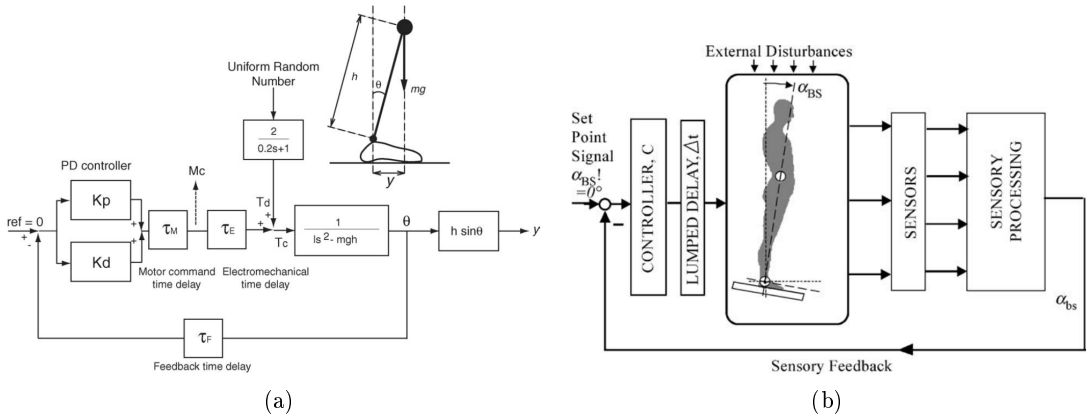


FIGURE 1.10 – (a)[Masani2006] Bouclage sensoriel pour le contrôle postural / (b) [Mergner2010] Bouclage sensoriel pour le contrôle postural

Si ces modèles simples suffisent à décrire les réponses posturales dans le cas d'une station debout non perturbée, des modèles plus complexes seront nécessaires pour pouvoir décrire des situations prenant en compte des perturbations extérieures, l'intention d'un mouvement et l'influence de tâche supra-posturales comme dans [Mergner, 2010]. On retrouve dans ces modèles plus complets la même structure que précédemment mais en considérant que le retour sensoriel est le siège de l'adaptabilité du système (le bloc "*sensory processing*" sur la figure 1.10b). Les auteurs s'aperçoivent que plus le modèle doit pouvoir décrire des réactions posturales variées et plus celui-ci nécessite d'augmenter le nombre de sens nécessaires à la posture. Ainsi dans [Peterka, 2000] et [Maurer

and Peterka, 2005] il est montré qu'en ne considérant que le retour proprioceptif, c'est à dire une boucle de mesure liée à la mesure de l'angle entre le corps et le pieds ainsi que la boucle passive liée à la proprioception, il est possible de modéliser précisément le balancement postural dans le cas d'une posture statique sans perturbations extérieures. Les auteurs de [Maurer et al., 2006] prennent l'exemple du contrôle postural dans le cas où la surface d'appui tourne autour de l'axe des chevilles. Dans cette situation, l'angle autour de la cheville donné par la kinesthésie n'est plus alors orienté par rapport à la verticale gravitaire et ne peut donc plus expliquer la totalité du contrôle postural. Les auteurs proposent alors une prise en compte de l'entrée vestibulaire (voir figure 1.11), qui complétée par l'entrée proprioceptive au niveau de la cheville permet d'expliquer le contrôle postural dans ce cas. De la même manière, des comportements observés dans le cas de pathologies vestibulaires impliquent l'intégration des informations tactiles sous les pieds qui permettent une estimation de la verticale gravitaire ([Maurer et al., 2001]) ; l'ajout d'une boucle de retour liée à la vision permet elle de modéliser l'impact connu de la vision sur l'équilibre et qui intervient dans le modèle pour réduire les seuils de détection du balancement et diminuer l'apport du retour vestibulaire connu pour être particulièrement bruitée ([Assländer et al., 2015]).

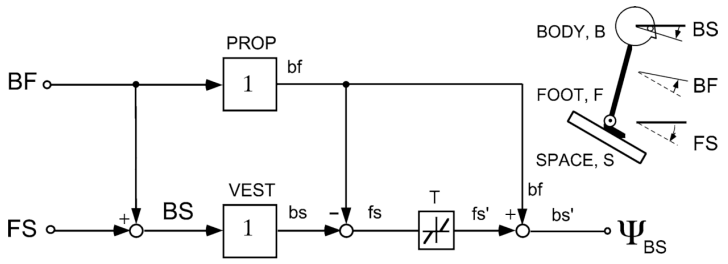


FIGURE 1.11 – [Maurer2006] Stratégie de repondération proprioception/vestibulaire. Le modèle calcule une estimation (ψ_{BS}) de l'angle pris par le corps dans l'espace (**BS**) à partir de l'angle entre le corps et les pieds estimé par la proprioception au niveau des chevilles (**bf**) et l'angle estimé par les entrées vestibulaires du corps dans l'espace (**bs**).
L'angle estimé par les entrées vestibulaires est considéré comme étant très bruité. Pour expliquer la manière dont le corps se sert de cette entrée lorsque la surface sous les pieds tourne mais lui préfère l'entrée proprioceptive lorsqu'elle ne tourne pas, les auteurs proposent cette méthode d'estimation.
Dans cette méthode l'angle estimé des pieds dans l'espace (**fs**=**bs**-**bf**) passe par un seuil réglé à une valeur légèrement plus grande que le bruit de l'entrée vestibulaire. Ainsi le corps dispose de cette information lorsque les pieds bougent dans l'espace et donc quand l'entrée proprioceptive ne donne plus directement l'angle du corps dans l'espace. Lorsque les pieds ne bougent pas (le cas le plus courant, **fs**=**0**), l'angle $\boldsymbol{\psi_{BS}}$ est alors directement égal à **bf**.

L'intégration de l'ensemble des sens dans un modèle du contrôle postural permet de modéliser la plupart des observations faites dans le cas de perturbations extérieures et/ou de sens altérés (contexte expérimental ou pathologies). Cependant ces modèles ne permettent pas de traduire l'interaction qui existe entre les entrées sensoriels. Ainsi Peterka

dans [Peterka, 2002] montre que la réponse posturale à une stimulation (mouvements de la scène visuelle et inclinaison de la surface support) dépend de l'amplitude de la stimulation, ce qui semble indiquer une non linéarité dans la réponse posturale qui n'est jusque-là pas prévisible par les modèles évoqués. L'auteur montre qu'il est possible d'expliquer cette non linéarité en pondérant l'importance des entrées sensorielles en fonction des situations. Ainsi lorsqu'un sens semble donner des informations incohérentes vis-à-vis des autres sens (comme dans le cas d'un mouvement de la scène visuelle), l'importance donnée à cette entrée sensorielle est diminuée afin de la reporter sur un sens qui semble plus cohérent. Cette question est reprise et traitée par [Maurer et al., 2006, Mergner, 2010] en proposant un modèle qui intègre une stratégie de repondération basée sur une comparaison de plusieurs variables mesurées par les différents capteurs (voir figure 1.11). Enfin il est à noter que ces approches ont pour point commun de ne prendre en compte qu'une modélisation en pendule inverse simple qui ne permet pas de faire apparaître les modes de coordination évoqués précédemment. Des résultats récents ([Hettich et al., 2014]) montrent que ces mêmes modèles d'intégration sensorielle, en utilisant une hypothèse de double pendule inverse, font effectivement apparaître ces modes de coordination.

1.4 Le toucher léger

La notion de toucher léger et tous les travaux qui s'y intéressent se basent sur l'observation du fait qu'il est plus simple de rester équilibré, notamment dans une situation inconfortable, lorsque l'on peut poser sa main (même légèrement) sur une surface stable. Pour pouvoir discerner la stabilisation mécanique de l'apport sensoriel apporté par un toucher sur une surface fixe, la notion de toucher léger a été introduite par Jeka dans [Jeka and Lackner, 1994] où un seuil maximal d'effort normal appliqué par la main de $1N$ a été imposé. Nous commencerons par présenter ici l'influence du toucher léger sur la posture et sur la marche avant de présenter l'état actuel des connaissances sur les mécanismes expliquant ce phénomène.

1.4.1 Présentation du toucher léger

La notion de toucher léger a été introduite afin de confirmer l'hypothèse que formulaient les auteurs de [Jeka and Lackner, 1994] à propos de l'utilisation d'une canne par les personnes âgées. Ils cherchaient à confirmer que l'utilisation d'une canne n'apporte pas uniquement un soutien mécanique et un troisième appui agrandissant le polygone de sustentation ; mais aussi des informations sensorielles supplémentaires sur l'état postural de l'utilisateur.

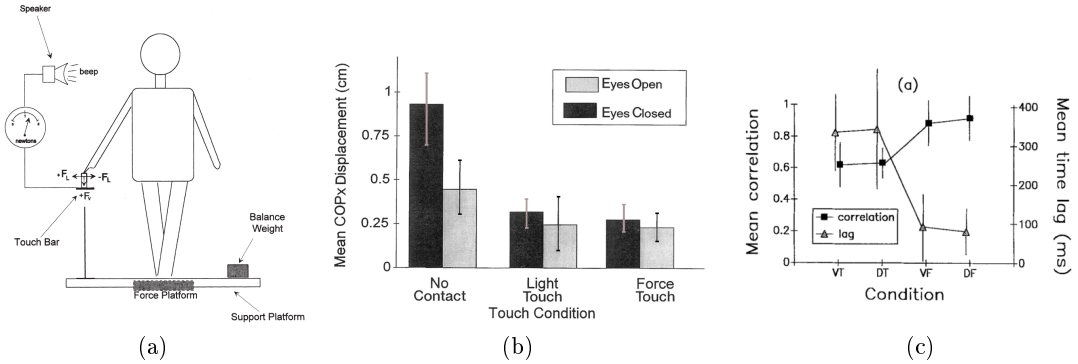
Pour cela, ils demandent à plusieurs sujets de s'installer debout sur une plateforme de force en position du tandem Romberg (les pieds l'un derrière l'autre, ce qui favorise le balancement dans l'axe médio-latéral) (voir figure 1.12a). Une barre fixe équipée d'un

capteur d'effort est placée dans l'axe médio-latéral. Les variations de position du centre de pression sont mesurées lors de différentes conditions. Il est demandé tour à tour au sujet de ne pas toucher, toucher légèrement la barre (effort normal $< 1N$, une sonnerie retentit si l'effort est dépassée) et la toucher sans instruction sur l'effort. Chacune ces conditions est testée en demandant au sujet de garder les yeux fermés ou ouverts.

Il en résulte que dans le cas où les sujets ont les yeux ouverts, l'amplitude moyenne des variations du centre de pression dans l'axe médio-latéral est divisée par environ 2 lors de l'apport du toucher léger par rapport à l'absence de toucher. Ce rapport vaut environ 3 dans le cas où les yeux sont fermés (figure 1.12b). On peut constater que l'apport du toucher léger est sensiblement le même que celui de la vision. En effet, sans toucher, l'amplitude moyenne des variations du centre de pression les yeux ouverts est elle aussi divisée par environ 2 par rapport à la même condition les yeux fermés.

De manière intéressante, l'application d'un effort plus grand n'a pas plus d'effet stabilisant qu'un toucher léger. Ainsi même si les efforts appliqués lors du toucher léger sont très faibles (en moyenne $0,4N$) et ne permettent donc pas un support mécanique, la diminution apportée au balancement postural correspond à celle apportée par un effort plus important (en moyenne $5N$ lorsqu'il n'y a aucune instruction sur l'effort).

Lors des deux cas de toucher "fort" ou léger, les corrélations entre les variations de positions du centre de pression dans l'axe médio-lattéral et les efforts dans le même axe sont importantes (respectivement $0,8$ et $0,6$ en moyenne, voir figure 1.12c). Les retards observés passent d'une moyenne de $300ms$ en toucher léger à une moyenne de $100ms$ dans le cas du toucher fort (voir figure 1.12c). Dans le cas du "toucher fort", la corrélation plus importante et le retard plus faible entre les variations de positions du centre de pression et les efforts semblent indiquer que les efforts sur le doigt agissent mécaniquement contre le balancement postural. À l'inverse, la corrélation moins importante et les retards plus grands dans le cas du toucher léger semblent indiquer un processus d'intégration sensorielle de cette information liée au balancement postural afin de créer une action anticipatrice permettant de lutter contre le déséquilibre.

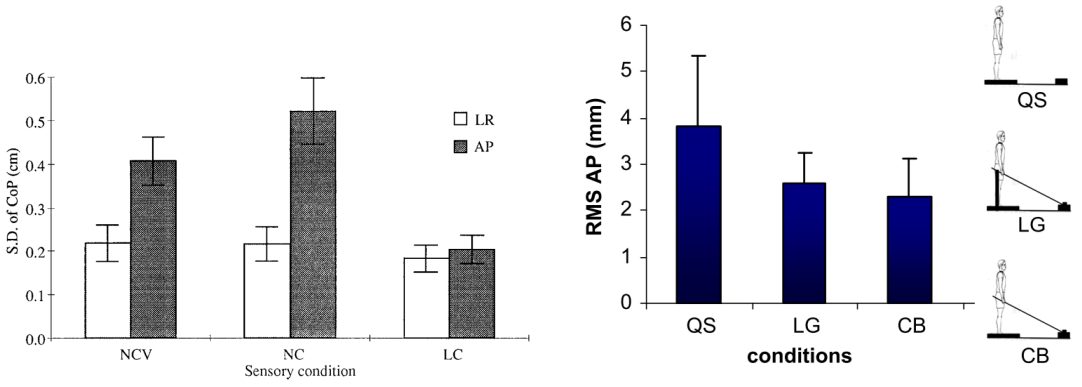


(a) (b) (c)

FIGURE 1.12 – [Jeka 94] (a) Dispositif expérimental / (b) Amplitude moyenne des variations du centre de pression dans l'axe antéro-postérieur pour tous les sujets dans chacune des conditions (yeux ouverts/ yeux fermés sans contact, avec toucher léger et avec toucher fort / (c) Corrélations et retards en fonction des conditions (V : yeux ouverts, D : yeux fermés, T : toucher léger et F : toucher fort)

Dans [Clapp and Wing, 1999] ces résultats sont vérifiés et étendus au balancement dans le plan antéro-postérieur avec les pieds parallèles et espacés de $12cm$ où le toucher léger se fait avec une surface fixe placée devant les sujets. Les auteurs observent alors que la diminution du balancement postural est principalement active dans l'axe favorisé de balancement (axe antéro-postérieur avec cette position des pieds) (voir figure 1.13a).

Cette notion de toucher léger a beaucoup été étudiée, notamment car elle peut aider à comprendre comment les personnes âgées ([Albertsen et al., 2010]) et/ou les non-voyants ([Jeka et al., 1996]) se servent de leur canne comme soutien et/ou comme outil pour s'orienter mais aussi pour mieux s'équilibrer. Dans [Albertsen et al., 2010], les auteurs montrent qu'il est possible d'observer des diminutions du balancement postural dans l'axe antéro-postérieur du même ordre de grandeur dans le cas où les sujets tiennent légèrement une canne fixée au deux extrémités (condition très proche de celle du toucher léger testée précédemment) et dans le cas où la canne n'est fixée que dans l'axe antéro-postérieur au niveau du sol (condition correspondant à une canne classique) (voir figure 1.13b). De la même manière dans [Dickstein, 2005], les auteurs montrent qu'un toucher léger des deux mains sur deux poignées stabilise plus qu'un toucher léger avec une seule main, introduisant ainsi le fait que cette information sensorielle supplémentaire jouerait un rôle dans l'assistance fournie par un déambulateur.



(a) (b)

FIGURE 1.13 – (a) [Clapp1999] Écart type des variations de position du centre de pression selon les deux axes horizontaux (LR : médio-latéral et AP : antéro-postérieur) en fonction des conditions (NCV : aucun contact avec les yeux ouverts, NC : aucun contact avec les yeux fermés et LC : toucher léger avec les yeux fermés) / (b) [Albertsen2010] Moyenne quadratique des variations de position du centre de pression dans l'axe antéro-postérieur en fonction des conditions (QS : aucun contact avec les yeux ouverts, LG : prise légère d'une canne fixée au deux extrémités et CB : prise légère d'une canne bloquée dans l'axe antéro-postérieur au niveau du sol, cette dernière condition est la plus proche de l'utilisation d'une canne).

Il a d'ailleurs été prouvé dans [Baccini et al., 2007] que la diminution du balancement postural apportée par le toucher léger était autant voire plus grande pour des personnes âgées que pour des personnes jeunes (*environ*10% de diminution supplémentaire), les auteurs supposent que les informations que peut procurer le toucher léger aideraient ainsi à contrebalancer la perte de sensibilité dans les membres inférieures due à l'âge (proprioception des chevilles et récepteurs tactiles sous les pieds). Par ailleurs il a été montré que l'influence du toucher léger sur la posture était présente dans le cas de plusieurs pathologies affectant l'équilibre ([Baldan et al., 2014] pour une revue).

Le toucher léger diminue donc le balancement postural lors d'une station debout non perturbée mais il permet aussi d'annuler ou du moins fortement diminuer les effets de perturbations externes ([Lackner, 2000, Dickstein et al., 2003, Johannsen et al., 2007, Hausbeck et al., 2009]). Dans [Lackner, 2000], la déstabilisation apportée lorsqu'une vibration est appliquée au niveau des tendons des muscles fibulaires long et court est ainsi fortement réduite. Dans [Hausbeck et al., 2009], le balancement postural, augmenté par la mise en mouvement de la scène visuelle, se trouve réduit de 45% par l'apport d'un toucher léger.

Par ailleurs, il est à noter que l'apport d'un toucher léger aide aussi lors de la marche où il peut permettre de diminuer la variation de la longueur de foulée ou encore améliorer la stabilité du centre de masse ([Dickstein and Laufer, 2004, Fung and Perez, 2011, Ko-

desh et al., 2015, Perez, 2010]).

1.4.2 L'intégration des informations fournies par le toucher léger

Si l'influence positive du toucher léger sur la stabilisation posturale n'est plus à prouver, il reste à expliquer comment ces informations au bout du doigt permettent au corps de diminuer son balancement. Pour mieux comprendre ce phénomène, il a tout d'abord été important de quantifier la stabilisation mécanique que peuvent apporter des efforts de l'ordre de grandeur de ceux du toucher léger $(0,4 - 1N)$ avant d'exclure complètement l'hypothèse d'une stabilisation mécanique. Cette exclusion a permis de prouver que l'apport du toucher léger se fait via les informations sensorielles supplémentaires liées au balancement postural et à leur intégration dans l'élaboration de la commande musculaire luttant contre le déséquilibre. Une fois cela posé, il a ensuite été nécessaire de comprendre quelles informations étaient prédominantes et comment elles étaient intégrées.

Nous commencerons donc par expliquer le rejet de l'hypothèse d'une stabilisation mécanique, pour ensuite nous intéresser aux principaux vecteurs de cette prise d'informations et comment ils peuvent être manipulés pour augmenter notre compréhension du phénomène. Nous finirons par une discussion sur les études considérant le toucher léger comme une tâche supra-posturale.

1.4.2.a Rejet de l'hypothèse d'une stabilisation mécanique

Dans [Holden et al., 1994], les auteurs expliquent que les efforts appliqués par le doigt peuvent être utilisés soit pour stabiliser mécaniquement la posture soit indirectement en fournissant des informations sensorielles au système nerveux central. Pour quantifier l'action que pourraient avoir ces efforts en "absorbant dynamiquement de l'énergie du balancement postural", les auteurs utilisent un modèle simplifié de pendule inverse pour comparer l'énergie du balancement postural à l'énergie que pourrait absorber les efforts du doigt sur la surface en toucher léger et en toucher fort. Les auteurs montrent que, dans le cas d'un toucher léger, les efforts sous le doigt pourraient au mieux contribuer à une diminution de 2% à 3% du balancement postural, ce qui est loin des 50% à 60% observés. Ces résultats impliquent que cette réduction du balancement ne peut être attribuée entièrement aux efforts appliqués sur le doigt. Il est donc nécessaire de prendre en compte l'intégration d'informations sensorielles supplémentaires liées au balancement postural par le toucher léger sur une surface fixe pour pouvoir expliquer cette réduction. De manière intéressante, les auteurs prouvent la même chose dans le cas d'un toucher fort (13% contre 77% observés). Ainsi même si les efforts sont susceptibles d'aider à la stabilisation posturale, ils n'expliquent qu'une faible partie de la diminution du balancement postural.

La stabilisation apportée par le toucher léger est donc due à une équilibration plus efficace du corps. Ainsi il a été observé dans [Jeka and Lackner, 1994], [Clapp and Wing, 1999] et [Jeka and Lackner, 1995] que les efforts sous le doigt, interprétés maintenant comme une image de la mesure du balancement par l'intermédiaire du doigt, sont corrélés et en avance par rapport aux variations de position du centre de pression ([Jeka and Lackner, 1994] : coefficient de corrélation r= $0,6$ avance = $350ms$, [Clapp and Wing, 1999] : coefficient de corrélation r= $0,41$ avance = $355ms$). Selon les auteurs, l'avance entre l'effort et le doigt semble indiquer l'intégration de cette nouvelle information au sein des mécanismes de contrôle postural et rejette d'autant l'hypothèse de l'apport mécanique seul. Il est intéressant de constater que lorsqu'aucune contrainte sur l'effort maximal n'est appliquée ([Jeka and Lackner, 1994]), la corrélation augmente (r= $0,8$) et l'avance diminue (avance = $70ms$) : les efforts contribuent alors mécaniquement de manière plus importante à contrer le balancement. En outre, dans [Jeka and Lackner, 1995], les auteurs montrent que l'activité musculaire dans les muscles péroniers est doublée entre les cas d'un toucher léger et d'un toucher "fort", ce qui va directement dans le sens d'une correction plus active plutôt qu'une stabilisation mécanique.

Des réductions du balancement postural ont aussi été observées dans le cas où les efforts transmis aux doigts sont très faibles comme dans [Backlund Wasling et al., 2005] où le "toucher léger" est fourni par l'intermédiaire d'un jet d'air comprimé ou dans [Lackner et al., 2001] où c'est par l'intermédiaire de filaments fins et flexibles. Même si les diminutions du balancement postural sont alors plus faibles que celle d'un toucher léger sur une surface rigide, elles prouvent que le système nerveux central est capable d'utiliser cette information sensorielle afin de stabiliser plus efficacement le corps. A l'inverse si l'information n'est pas pertinente par rapport à l'équilibre comme dans le cas où le toucher se fait sur une surface fixée sur le corps ([Reginella et al., 1999]) aucune diminution du balancement n'est observée.

Dans [Kouzaki and Masani, 2008], les auteurs montrent que l'apport du toucher léger est très fortement diminué lorsque les sujets subissent une ischémie afin d'enlever tout retour d'informations tactiles et kinesthésiques en dessous du bloc ischémique placé au niveau de la partie distale du haut du bras. Ils confirment ainsi que le support mécanique, qui est toujours présent lors de l'ischémie, ne suffit pas à expliquer la diminution du balancement postural apporté par un toucher léger.

Dans [Bolton et al., 2011], les auteurs stimulent le nerf médian et mesurent à l'aide d'une électroencéphalographie les potentiels évoqués somesthésiques durant trois conditions : sans toucher léger, toucher léger sur une surface fixe et toucher léger sur une surface liée au corps (attachée au poignet). Ainsi les auteurs ont montré qu'une des composantes des potentiels évoqués somesthésiques (P200) présente des pics d'amplitude

augmentés de 20% dans le cas où le toucher léger se fait sur une surface fixe par rapport à aucun toucher et de 19% dans le cas où le toucher léger se fait sur une surface fixe par rapport à la surface liée au corps. Cette augmentation pourrait, selon les auteurs, indiquer une modification de la représentation corticale des afférences du bout du doigt lorsque ces dernières sont pertinentes pour le contrôle postural.

1.4.2.b Une nouvelle référence spatiale pour mieux se positionner dans l'espace

Lorsque nous posons le doigt sur une surface, nous recevons plusieurs informations à propos de ce contact. Il a été montré dans la partie précédente que le corps se servait de ces informations pour mieux s'équilibrer. Jeka dans [Jeka, 1997], propose deux hypothèses sur la manière dont le corps utilise ces informations :

— Les efforts tangentiels que la surface applique sur le doigt peuvent donner une information sur le balancement postural. En effet, les informations données par la détection des efforts sous le doigt sont particulièrement fines : il a été prouvé que l'on pouvait discriminer des zones de stimulation espacées uniquement de $2mm$ au niveau du doigt contre 8 à $10mm$ sous les pieds.

— L'information tactile liée aux efforts normaux, associée à la connaissance de la position du doigt par rapport au tronc (qui est est donnée par les récepteurs kinesthésiques du bras), permettra l'ajout de cette nouvelle référence, apportée par la surface, dans le contrôle postural.

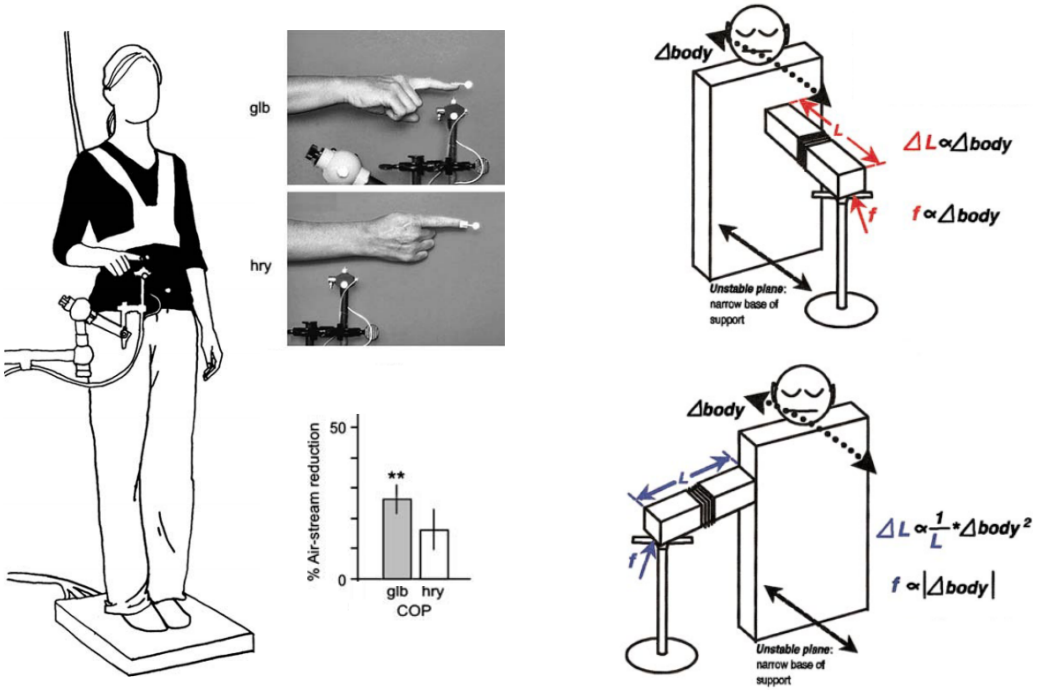
Plusieurs études ont tenté d'analyser ces deux composantes séparément. Ainsi dans [Backlund Wasling et al., 2005], les auteurs montrent qu'un jet d'air suffit à apporter une amélioration de l'équilibre de l'ordre de 25% lorsqu'il est appliqué sur de la peau glabre et 15% lorsque c'est sur une peau duveteuse (respectivement la pulpe du doigt et le poignet) (voir figure 1.14a). Les auteurs expliquent que dans cette situation les informations tactiles fines ne sont plus disponibles mais le simple ajout d'une nouvelle référence stable dans l'espace va permettre au corps de mieux s'équilibrer. On retrouve cette conclusion dans les résultats de [Lackner et al., 2001] où les filaments fins et flexibles sur lesquels les sujets posent leur doigt ne permettent pas un retour d'effort précis mais permettent tout de même de diminuer le balancement postural ($\sim 20\%$).

L'importance des informations tactiles fines a elle aussi été montrée dans plusieurs travaux. On sait par exemple qu'appliquer un stimulus vibrotactile juste en dessous du seuil de perception permet d'améliorer la perception des efforts, cette amélioration s'explique par le phénomène dit de résonance stochastique (voir 1.3.2.d). Lorsque ce même stimulus est appliqué au doigt dans une situation de toucher léger, on s'aperçoit que cela réduit les oscillations rapides du centre de pression ([Kimura et al., 2012]). De la même manière, dans [Magalhães and Kohn, 2011] les auteurs appliquent une vibration de plus en plus importante sur la surface du toucher léger et observent qu'il existe une

stimulation optimale pour laquelle la diminution du balancement postural par le toucher léger est la plus grande et intervient sur l'ensemble des composantes fréquentielles du balancement postural.

L'importance de ces deux informations a été montrée dans [Rabin and Bortolami, 1999] où les auteurs montrent que la diminution du balancement apportée par le toucher léger est maximale lorsque le point de contact est dans le plan de déstabilisation principale. Cette observation peut s'expliquer par une analyse géométrique des informations perçues (voir figure 1.14b). Lorsque le point de contact est dans le plan de déstabilisation principale, l'écartement entre le tronc et le doigt (évalué par la kinesthésie du bras) est directement proportionnel aux déplacements du corps. Les efforts de la surface sur le doigt (évalués par les récepteurs tactiles du doigt) sont eux aussi directement proportionnels aux mouvement du corps. Dans le cas où le contact est dans le plan perpendiculaire au plan de déstabilisation principale, les mouvements nécessaires du bras sont beaucoup plus faibles que ceux du tronc et les efforts ne donnent plus d'informations sur le sens du balancement du corps.

L'ajout de cette nouvelle référence spatiale entraîne des réactions posturales différentes, ainsi des auteurs ([Jeka, 1997]) suggèrent que cela amènerait un changement de stratégie, comme le fait de faire intervenir plus les muscles des hanches pour s'équilibrer. Dans cet esprit, [Franzén et al., 2011], a montré que l'apport d'un toucher léger dans le cas où on fait tourner la surface sur laquelle les sujets se tiennent vis à vis de celle du toucher léger entraîne une augmentation du tonus musculaire au niveau des hanches. Cela pourrait s'expliquer par le fait que l'ajout d'une référence spatiale plus haute entraînerait des corrections autour de cette dernière, ce qui aurait pour effet de faire plus intervenir les hanches.



(a) (b)

FIGURE 1.14 – (a) [BacklundWasling2005] Dispositif expérimental. Le jet d'air est appliqué soit à la pointe du doigt (glb) soit sur l'avant bras (hry), la réduction de l'amplitude des oscillations par rapport à une condition sans le jet d'air est présenté en % / (b) [rabin2012] Illustration de la quantité d'informations disponibles en fonction de la position du support

1.4.2.c Le toucher léger en tant que tâche supra-posturale

Sachant que dans la plupart des expériences sur ce thème les sujets doivent maintenir un contrôle actif de leur bras afin de ne pas le laisser se reposer entièrement sur la surface, les auteurs de [Riley et al., 1999] proposent une autre explication à la diminution du balancement postural. Ils pensent que la stabilisation serait due à l'influence de cette tâche supra-posturale de maintenir un toucher léger. Puisque cette tâche nécessite de stabiliser la position entre le doigt et le tronc, elle pourrait être à l'origine de la stabilisation observée (le contrôle postural ayant alors un objectif plus précis, celui de diminuer au maximum le balancement). Pour cela, les auteurs proposent un protocole lors duquel les participants sont placés devant un rideau avec le bras dominant plié à 90° de manière à maintenir l'avant bras et l'index parallèles au sol. Après plusieurs expériences sans contact, il est demandé à un premier groupe de sujets de s'avancer de manière à maintenir un contact avec le rideau en tentant de bouger le moins possible le doigt lors des expériences. Aux sujets du deuxième groupe, il est demandé de s'avancer en prétextant un problème de mesure afin d'amener leur index en contact avec le rideau sans que cela soit une instruction directe (il est précisé aux sujets s'inquiétant de ce contact vis-à-vis

du protocole qu'il n'est pas important). Les auteurs n'observent une diminution du balancement postural que dans le premier cas. Les auteurs concluent que la stabilisation apportée par le toucher léger est en partie due à la tâche supra-posturale de maintenir le doigt en toucher léger. De la même manière, il a été montré dans [Ustinova and Langenderfer, 2013], [VanderHill et al., 2014] et [Hausbeck et al., 2009] que le simple fait de tenir un objet avec une certaine force, avait un effet stabilisant sur la posture.

Si ces effets ne sont pas négligeables, ils ne peuvent cependant pas tenir compte de l'ensemble de l'amélioration apportée par un toucher léger. En effet dans [Krishnamoorthy et al., 2002], l'auteur montre que l'apport d'un toucher avec le doigt immobilisé, donc sans tâche supra-posturale de positionnement, était plus important que le toucher léger "classique", prouvant ainsi que l'apport de cette référence autour du point de contact entre le doigt et la surface était de première importance pour expliquer ce phénomène. Dans le même article, les auteurs montrent de la même façon qu'un toucher délivré passivement sous la forme d'un contact entre la nuque ou la tête des sujets et un support flexible lié au sol permettait de diminuer le balancement postural. Dans cette dernière condition, aucune action volontaire de la part du sujet n'est demandée et il n'existe donc pas de tâche supra-posturale pouvant expliquer la stabilisation.

1.4.3 Toucher léger sur une surface mobile

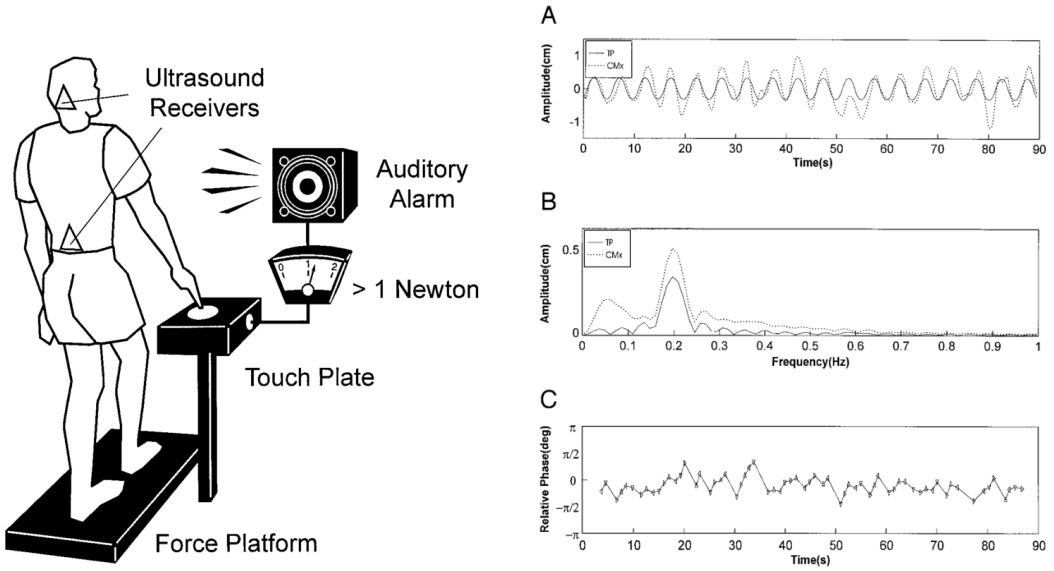
Il est largement admis que toucher légèrement une surface fixe diminue le balancement postural. Forts de ce constat, quelques travaux se sont intéressés à l'effet que pourrait produire le déplacement de la surface que les sujets touchent légèrement. Comme le toucher léger dune surface immobile semble ajouter une nouvelle référence spatiale, il est intéressant d'observer si cette référence subsiste dans le cas où la surface est mobile.

1.4.3.a Étude d'un toucher léger sur une surface mobile

Dans [Jeka et al., 1997,Jeka et al., 1998], les auteurs montrent qu'on retrouve dans le balancement postural d'un sujet, les composantes fréquentielles du déplacement imposé à la surface sur laquelle son doigt est posé (le dispositif expérimental de [Jeka et al., 1998] est présenté sur la figure 1.15a). Les auteurs de [Jeka et al., 1998] demandent à leurs sujets de se tenir debout les yeux fermés dans la position tandem Romberg (les pieds l'un derrière l'autre, favorisant le balancement dans l'axe médio-latéral) et de poser légèrement leur doigt (toucher léger $<$1 N) sur une surface mobile dont le mouvement est imposé selon l'axe médio-latéral. Les stimuli sont des sinusoïdes en position à différentes fréquences ($0,1$; $0,2$; $0,4$; $0,6$ et $0,8Hz$) avec un pic de vitesse gardé constant à $6,5mm.s^{-1}$ en diminuant l'amplitude des sinusoïdes lorsque la fréquence augmente

(respectivement 18 ; 9 ; 4, 5 et $3mm$).

Les résultats de cette étude montrent que, pour des fréquences allant de $0,1$ à $0,4Hz$, le balancement postural à la fréquence du stimulus est fortement cohérent avec les mouvements du doigt (Mean Square Coherence$>0,9$) et que la fréquence moyenne du balancement correspond à celle du stimulus. Pour les fréquences de stimulus$> 0,4Hz$ la cohérence est beaucoup moins importante et la fréquence moyenne du balancement ne correspond plus à celle du stimulus. Le gain entre l'amplitude de variation de la position du doigt et celle de la position du centre de pression vaut ~ 1 pour les fréquence $< 0,4Hz$ et ~ 2 pour les fréquences $> 0,4Hz$. Le déphasage quand à lui vaut en moyenne $20-30°$ à $0,1Hz$ et décroît quasiment linéairement jusqu'à $-130°$ à $0,8Hz$. Les résultats d'un sujet pour un stimulus à $0,2Hz$ sont donnés sur la figure 1.15b. On y voit que le centre de masse semble suivre le mouvement du doigt avec un retard quasi-nul et un gain unitaire.



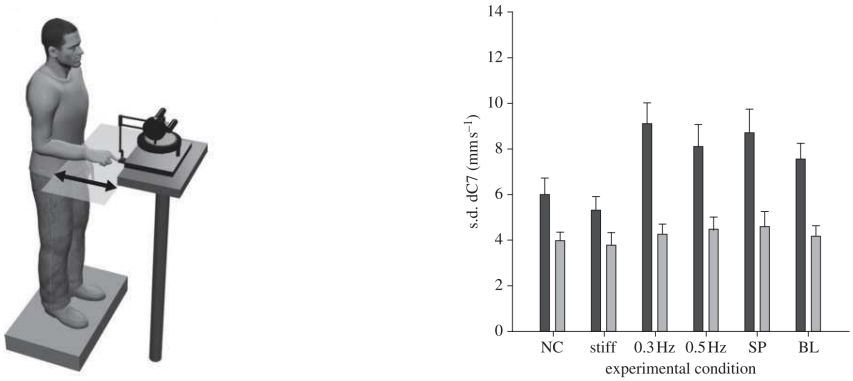
(a) (b)

FIGURE 1.15 – (a) [Jeka1998] Dispositif expérimental / (b) [Jeka1998] [A] Réponses temporelles du centre de masse (Cmx) dans l'axe du stimulus (TP) (médio-latéral) [B] Composantes fréquentielles de Cmx et TP [C] Phase entre Cmx et TP

Dans [Wing et al., 2011], les résultats précédents sont étendus au balancement antéro-postérieur. Les auteurs demandent à leurs sujets de s'installer avec les pieds parallèles, le stimulus est ici fourni par l'intermédiaire d'une interface haptique à laquelle l'index du sujet est attaché (voir figure 1.16a). Deux conditions permettent de quantifier le balancement dans le cas sans toucher léger (BL, le doigt est lié à l'interface haptique qui est laissée libre) et avec toucher léger (stiff). Plusieurs conditions sont testées lors desquelles le doigt est mis en mouvement (stimuli à $0,3Hz$; $0,5Hz$; somme de stimuli à $0,3Hz$ et

$0,5Hz$ (SP) et reproduction des mouvements du doigt d'un autre sujet ne bénéficiant pas de toucher léger (BL)).

Les auteurs montrent que lorsque le doigt est mis en mouvement, il existe un corrélation importante entre les mouvements du doigt et le balancement postural (pics de corrélation $>0,6$). Les auteurs évaluent le balancement de l'ensemble des sujets en calculant l'écart type de la vitesse du centre de masse pour chaque essai, les résultats moyennés sur l'ensemble des sujets sont présentés sur la figure 1.16b. On peut voir qu'en plus d'exciter des composantes du balancement postural, le stimulus, par son amplitude importante et par le fait que les sujets le suivent, entraîne une augmentation du balancement postural.



(a) (b)

FIGURE 1.16 – [Wing2011] (a) Dispositif expérimental / (b) Balancement (mesuré par l'écart type de la vitesse du centre de masse s.d. dC7) en fonction des conditions : NC (le dispositif auquel est relié le doigt est laissé libre) ; stiff (un effort de $1N$ empêche le dispositif de bouger de sa position initiale) ; $0,3Hz$ (stimulus sinusoïdal à $0,3Hz$) ; $0,5Hz$ (stimulus sinusoïdal à $0,5Hz$) ; SP (superposition de stimuli à $0,3$ et $0,5Hz$) ; et BL (rejeu du mouvement du dispositif dans le cas NC d'un autre sujet) dans l'axe antéro-postérieur (gris foncé) et dans l'axe médio-latéral (gris clair)

1.4.3.b Rejet de l'hypothèse d'un entraînement de la posture par les efforts sur le doigt

Dans [Jeka et al., 1997], les auteurs cherchent à montrer que le suivi de ces mouvements du doigt par le corps est le résultat de l'intégration d'une information sensorielle supplémentaire liée à la vitesse du doigt. Les auteurs comparent l'entraînement de la posture par les mouvements du doigt à l'illusion de la "moving room" dans le cas d'un stimulus visuel. Dans le cas de la "moving room", la réponse posturale correspond à une réduction du balancement par rapport à l'environnement visuel (qui est en mouvement) ; ce couplage est connu pour opérer en vitesse ([Schoner, 1991]).

Avant d'étudier le couplage entre le balancement postural et les mouvements du doigt, les auteurs de [Jeka et al., 1998] cherchent à repousser l'hypothèse d'un entraînement mécanique où les efforts sous le doigt seraient en fait responsables des mouvements du corps. L'hypothèse d'un entraînement mécanique stipule, en modélisant le corps par un pendule inverse, que les efforts du dispositif sur le doigt (même s'ils sont faibles) peuvent expliquer l'accélération du centre de masse. Cette hypothèse est notamment particulièrement probable pour des stimuli de basse fréquence. En effet les auteurs montrent que les efforts de la surface sur le doigt pourraient expliquer jusqu'à 72% de l'accélération angulaire du corps dans le cas d'un stimulus à $0,1Hz$ (chutant à 5% pour $0,8Hz$).
Ils repoussent par la suite cette possibilité en montrant que la cohérence entre les efforts et le balancement (Cohérence$\sim 0,68$) est plus faible que celle entre la position du doigt et le balancement ($> 0,9$ pour toutes les fréquences) alors que cette première devrait être plus grande et très proche de 1 si le suivi était mécanique.
De plus, lorsque la fréquence du stimulus augmente l'amplitude de l'accélération augmente aussi (puisque le pic de vitesse est maintenu constant dans le protocole en diminuant l'amplitude proportionnellement à l'augmentation de la fréquence du stimulus), ce qui devrait entraîner dans le cas d'un entraînement mécanique une augmentation du pic d'effort entre la surface et le doigt. Or l'amplitude des efforts entre le doigt et la surface ne varient pas en fonction de la fréquence.
Enfin, l'avance de phase observée à $0,1Hz$ montre que le balancement précède le mouvement du doigt, ce qui est totalement incompatible avec un entraînement mécanique qui imposerait un déphase nul ou négatif.

1.4.3.c Modélisation du système postural en réponse à ce stimulus

Dans [Jeka et al., 1997], les auteurs proposent de modéliser la réponse posturale à ce stimulus en considérant que le système de contrôle postural une fonction de transfert d'ordre 2 (caractérisée par un gain statique unitaire, une pulsation propre et un terme d'amortissement). Ils proposent alors de modéliser l'entrée du système comme étant un couplage en vitesse :

$$\ddot{x} + \alpha\dot{x} + \omega^2 x + \sqrt{Q}\zeta_t = c_v(\dot{d} - \dot{x}) \tag{1.1}$$

avec :

- x la position du centre de masse et d la position du doigt
- α et ω respectivement le coefficient d'amortissement et la pulsation propre du système de contrôle postural.
- $\sqrt{Q}\zeta_t$ un bruit traduisant le caractère aléatoire du système de contrôle postural

Les auteurs montrent que cette modélisation permet d'expliquer la diminution du balancement postural dans le cas d'un toucher sur une surface fixe. En effet, le terme $\dot{d}$

est alors nul et le terme $-c_v\dot{x}$ va alors directement ajouter de l'amortissement dans le système.
Dans [Jeka et al., 1998], les auteurs ajoutent un terme de couplage en position afin de modéliser les déphasages importants qu'ils observent pour des fréquences de stimulus supérieures à $0,4Hz$:

$$\ddot{x} + \alpha\dot{x} + \omega^2 x + \sqrt{Q}\zeta_t = c_v(\dot{d} - \dot{x}) + c_p d(t) \tag{1.2}$$

1.5 Contributions

Résumé de l'état de l'art

En résumé de notre état de l'art sur le toucher léger, une explication dominante de ce phénomène émerge. Celle-ci consiste à dire que les oscillations posturales sont détectées grâce aux efforts appliqués par la surface fixe sur la pulpe du doigt. Ces efforts permettent au système nerveux central de définir une référence spatiale supplémentaire. Les efforts sur le doigt permettraient par ailleurs une détection plus fine des oscillations du balancement postural.

Rabin dans son article de 2008 montre à juste titre qu'en plus des efforts appliqués au doigt, la kinesthésie du membre supérieur est primordiale pour une bonne intégration de cette nouvelle référence spatiale. Dans ce même article, il fait une observation particulièrement intéressante. En situation de toucher léger sur une surface fixe, faire vibrer le biceps (ce qui donne une illusion d'extension du coude) entraîne une lente dérive de la position du centre de pression vers le doigt. Les efforts de la surface sur le doigt résultent du balancement postural et/ou des mouvements du bras. Selon l'auteur, la seule manière de distinguer ces deux sources, et donc de résoudre cette ambiguïté, est une bonne perception de la position du bras. Lorsqu'une vibration est appliquée au biceps, le décodage de l'information tactile est erroné et provoque alors l'ajustement postural observé.

En ce qui concerne le toucher léger sur une surface mobile, peu d'études tentent d'expliquer le phénomène précisément. Les seules explications à notre connaissance sont celles fournies par Jeka dans ses articles de 1997 et 1998 où l'auteur s'intéresse à la nature de l'information prise lors d'un toucher léger sur une surface mobile. En 1997, Jeka, en faisant le parallèle avec la vision, émet l'hypothèse selon laquelle l'information d'intérêt serait la vitesse. Bien que judicieuse, cette hypothèse est démontrée en s'appuyant sur des outils d'analyse de systèmes linéaires à paramètres invariants, qui à notre sens ne sont pas adaptés à l'étude du contrôle postural. D'ailleurs, en continuant ses recherches avec la même démarche, Jeka postule en 1998 que le couplage existe aussi bien en vitesse qu'en position.

Notre hypothèse

Notre thèse est que le toucher léger donne une information d'immobilité (vitesse nulle) que ce soit lorsqu'il s'opère sur une surface fixe ou sur une surface mobile. Lors d'un toucher léger sur une surface mobile, l'entrainement de la posture est dû à une ambiguïté d'intégration sensorielle : le mouvement relatif entre le doigt et le torse est alors attribué aux oscillations posturales. Notre hypothèse est en total accord avec le parallèle que fait Jeka avec la vision. Elle est de plus compatible avec l'observation de Rabin, que

nous expliquons en adoptant une causalité différente. Rabin fait l'hypothèse, que suite à l'illusion d'extension, le participant fléchit son coude. Ce qui résulte en une dérive posturale vers le doigt. Nous suggérons ici que l'illusion d'extension, sentie comme une information d'écartement entre le torse le doigt, est attribuée à un déplacement du torse.

L'organisation de la suite du manuscrit

Afin de vérifier notre hypothèse, la suite du manuscrit est organisée de la façon suivante :

Dans le chapitre 2, notre méthodologie expérimentale est détaillée. Nous exposons le dispositif expérimental que nous allons utiliser, les différents scores qui permettrons d'analyser les résultats et l'approche statistique. Nous vérifions au travers d'une série d'expériences que notre méthodologie permet de retrouver les résultats de la littérature.

Dans le chapitre 3, nous exposons des résultats qui nous permettent de renforcer le rejet de l'hypothèse mécanique. Nos résultats écartent aussi raisonnablement l'hypothèse selon laquelle l'information d'intérêt soit la force tangentielle. Nous remettons aussi partiellement en cause le couplage en position entre le centre de pression et le doigt.

Dans le chapitre 4, nous écartons encore plus le couplage en position. Nous mettons en effet une commande en boucle fermée de la position du centre de pression en modulant la vitesse du doigt. Cette boucle fermée est stable et nous permet, de plus, de souligner que les positions du doigt et celle du centre de pression ne sont pas couplées. Cette boucle fermée qui pourrait avoir des retombées cliniques est ensuite étudiée en faisant varier divers facteurs : le gain, le temps, l'instruction et le niveau de conscience des participants.

Dans le chapitre 5, nous étudions ce que nous appelons l'ambiguïté d'intégration sensorielle, qui fait que l'écartement entre le torse et le doigt est attribué au balancement postural. Nous présentons d'abord les résultats d'une expérience montrant que le seuil de la perception consciente d'un déplacement du doigt est plus élevé en position debout qu'en position assise. La différence majeure entre les deux conditions est le balancement postural. Nous continuons en tentant de moduler l'intensité de l'information sensorielle, en demandant aux participants, de placer leur deuxième index soit sur une surface fixe soit sur la surface mobile. Le résultat est que le renforcement de l'information accroit les performances de la boucle fermée, alors que deux informations dissonantes les réduit. Rabin a illustré l'effet de la vibration du biceps sur la position du centre de pression dans le plan frontal. Nous avons reproduit son expérience pour montrer que le phénomène qu'il décrit est aussi observable dans le plan sagittal. Nous profitons de cette occasion

pour expliquer pourquoi nous émettons l'hypothèse que l'ambiguïté d'intégration sensorielle est responsable du déplacement du centre de pression. Nous couplons ensuite notre contrôle de la position du centre de pression en boucle fermée à la vibration du biceps pour appuyer davantage notre hypothèse.

Dans le dernier chapitre, nous présentons les résultats d'une première campagne de mesures en milieu clinique. Celle-ci est dédiée à l'évaluation la faisabilité de l'utilisation du contrôle du centre de pression en boucle fermée comme un biofeedback. Un protocole est mis en œuvre et testé avec des patients qui ont été atteint d'un Accident Vasculaire Cérébral (AVC) ou d'une Sclérose Latérale Amyotrophique (SLA). Finalement, nous présentons les résultats d'une étude effectuée avec un patient souffrant d'un trouble de la proprioception et du sens tactile au niveau des doigts et de la main droite.

Il est important de souligner à ce stade, que dans la suite du manuscrit, nos études porteront exclusivement sur le balancement dans l'axe antéro-postérieur. Les résultats de la littérature semblent indiquer que le couplage entre les mouvements du doigt et ceux du centre de pression sont plus importants dans l'axe médio-latéral en position tandem-Romberg (position qui a la particularité d'être très déstabilisante). En adressant l'axe antéro-postérieur et avec une position moins déstabilisante, nous émettons l'hypothèse que les observations que nous ferons peuvent être ainsi être étendues à l'axe médio-latéral. L'étude de l'axe médio-latéral fait toutefois partie des perspectives de travaux futurs que nous devrons mener.

Chapitre 2

Méthodes expérimentales

Sommaire

2.1 Dispositif expérimentaux et protocole de référence 47
2.2 Vérification de notre dispositif expérimental et de notre protocole 54
2.3 Conclusion 60

Comme nous l'avons exposé, les résultats de la littérature montrent qu'il existe une cohérence importante entre les mouvements du centre de pression et ceux de la surface mobile sur laquelle le toucher léger se fait. Dans ce chapitre, nous présenterons les méthodes expérimentales qui vont nous permettre d'étudier le couplage entre le mouvement du doigt et celui du centre de pression.

Nous commencerons par présenter les dispositifs expérimentaux que nous avons utilisés lors de toutes les expériences décrites dans la suite du manuscrit. Le protocole expérimental de référence sera ensuite détaillé. Les mesures et les scores que nous adopterons, ainsi que les méthodes statistiques seront également exposés [1].

Nous finirons par la présentation de l'étude préliminaire qui nous a permis de vérifier la validité de notre dispositif expérimental et de notre protocole. Ces derniers permettent en effet de retrouver les résultats de la littérature.

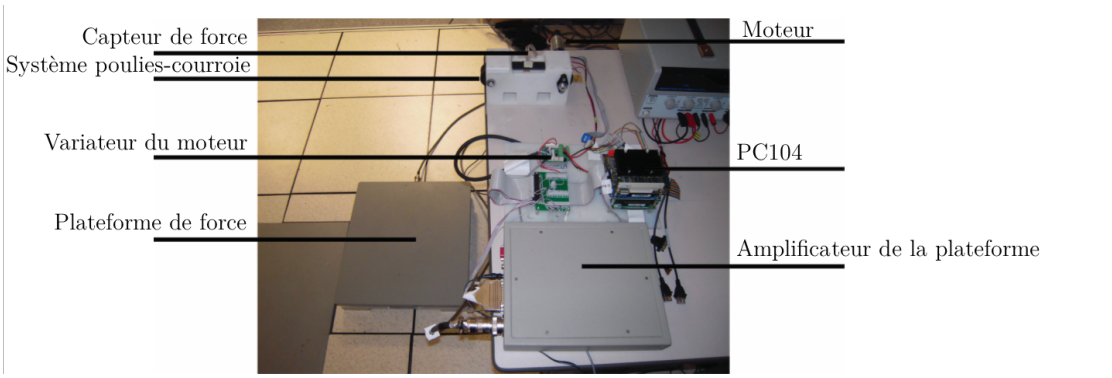
2.1 Dispositif expérimentaux et protocole de référence

Nous avons mis en place, au cours de notre travail, deux dispositifs expérimentaux permettant l'étude d'un toucher léger sur une surface mobile ainsi qu'un protocole expérimental de référence se basant sur ceux de l'état de l'art.

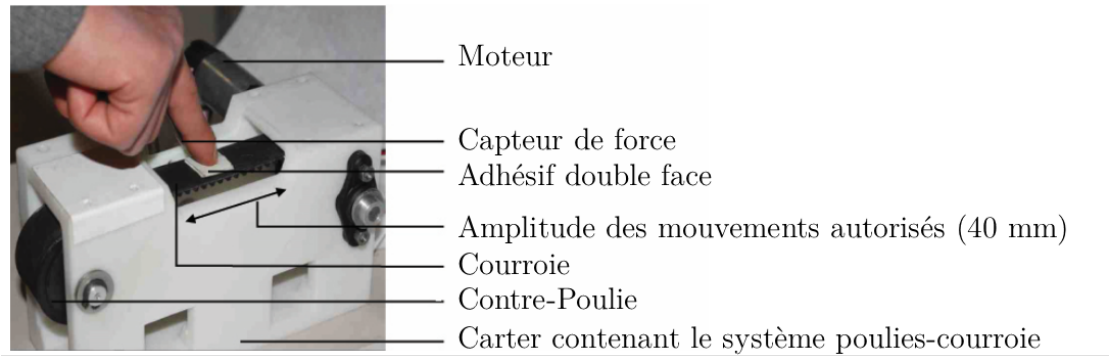
1. Le protocole de référence ainsi que la méthodologie est expliquée ici afin d'éviter les répétitions dans les séries d'expériences décrites dans la suite du manuscrit

2.1.1 Dispositifs expérimentaux

Afin d'étendre les observations faites par [Jeka et al., 1997, Jeka et al., 1998, Wing et al., 2011], nous avons conçu deux dispositifs expérimentaux permettant de mettre en mouvement le doigt dans une direction.
Le premier système est constitué d'un moteur à courant continu entraînant une courroie par l'intermédiaire d'une poulie motrice et d'une contre poulie (voir figure 2.1).
Un capteur de force de type F.S.R. (*Force Sensing Resistor*) est attaché à la courroie. Une pastille adhésive double face est posée au dessus du capteur. Les participants à l'expérience sont invités à poser leur doigt sur la pastille adhésive. Une alarme sonore retentit si la force appliquée sur le capteur dépasse $1N$. Le participant doit alors diminuer la force qu'il exerce sur le dispositif. La position angulaire du moteur, et par extension, le déplacement linéaire du doigt, est mesurée par un codeur incrémental. La résolution du codeur incrémental est de 2000 points par tour, en comptant le rapport de réduction (1/86) du réducteur équipant le moteur et le diamètre des poulies ($47.75mm$), la résolution pour la mesure de la position du doigt est ainsi $9.10^{-4}mm$.



(a)



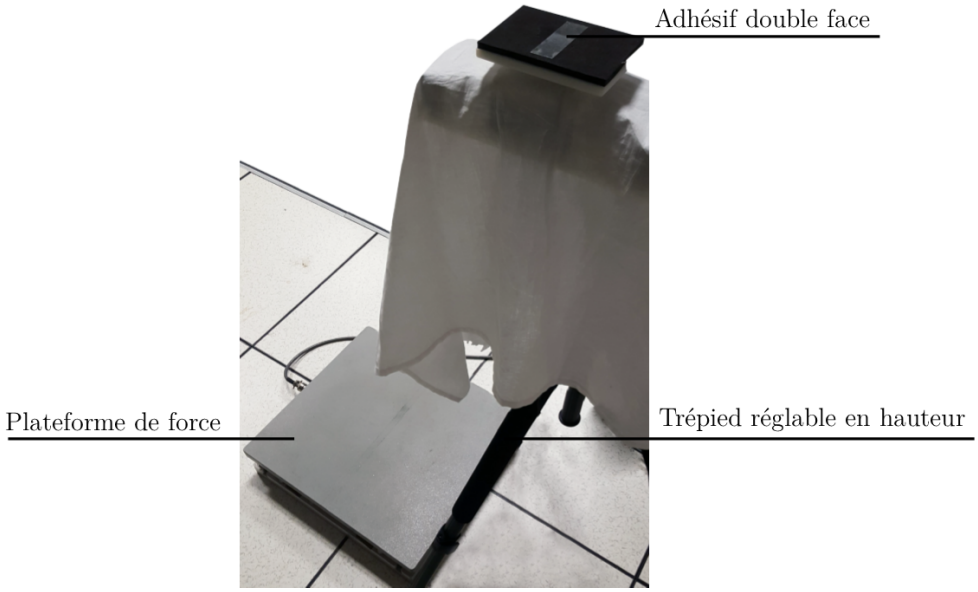
(b)

FIGURE 2.1 – Dispositif expérimental, la poulie motrice est ici masquée par le carter.

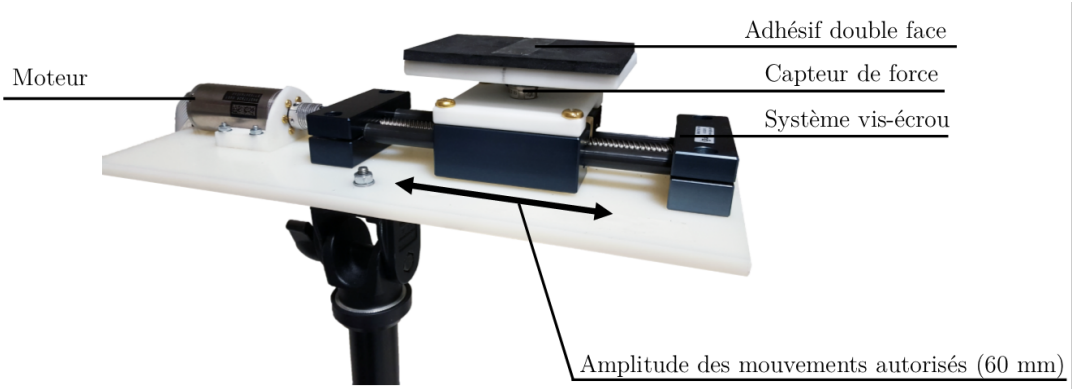
Dans le deuxième dispositif expérimental, le système permettant de mettre en mouvement le doigt a été repensé afin de pouvoir mettre en place une mesure précise et multidirectionnelle des efforts appliqués par le sujet. Pour cela nous avons utilisé un capteur d'effort (ATI nano17, $[0 - 17N]$, résolution de $3mN$) capable de mesurer les efforts appliqués par le sujet sur le dispositif dans toutes les directions. Une pastille d'adhésif double face est placée sur la plateforme fixée au capteur de force. Le dispositif est toujours mis en mouvement par un moteur à courant continu qui entraine directement (pas de réducteur) une table linéaire (IGUS) se basant sur le principe de la vis-écrou (pas de 12 mm par tour). Cette table linéaire a été choisie spécifiquement pour ses capacités à maintenir un niveau de bruit mécanique faible. Ce deuxième dispositif est montré dans la figure 2.2. La résolution du codeur incrémental équipant le moteur est de 4096 points par tour, ce qui, en comptant le rapport de la transmission vis-écrou donne une résolution pour la mesure de la position du dispositif de 3.10^{-3}mm.

La bande passante des deux dispositifs est compatible avec le contenu fréquentiel des mouvements qu'on souhaite imposer au doigt.

Le premier dispositif dispose d'un espace de travail de $+/-20mm$ et le deuxième dispositif de $+/-30mm$. Le choix de ces espaces de travail a été fait afin de minimiser l'effet d'une position inconfortable pour le sujet.



(a)



(b)

FIGURE 2.2 – Dispositif expérimental

Dans les deux cas, le centre de pression du participant est calculé à partir de la mesure d'une plateforme de force (AMTI BP400600-1000) connectée à son amplificateur (AMTI mini amp). L'enregistrement des mesures et l'élaboration de la commande du moteur sont réalisés à l'aide d'un PC104 et d'une carte entrée/sortie. Un variateur (Elmo SoloWhistle), reçoit une consigne du PC104 et assure l'asservissement en position ou en vitesse du moteur. L'élaboration de la commande et les mesures par le PC104 sont cadencées à $500Hz$ à l'aide du système d'exploitation temps réel Xenomai.

Enfin il est à noter que dans certaines séries d'expériences nous avons utilisé un dispositif de capture de mouvement (Codamotion) qui utilise trois caméras et des marqueurs actifs qui sont alors repérés dans l'espace. La mesure des positions de ces marqueurs est effectuée à $100Hz$.

2.1.2 Protocole expérimental de référence

L'ensemble des expériences qui seront présentées dans ce manuscrit se basent sur un protocole que nous appellerons dans la suite "protocole de référence". Pour ce protocole, les sujets inclus ne connaissent rien des conditions expérimentales (ils ne savent pas par exemple que l'expérience a trait à leur posture). Les sujets déclarent n'avoir pas consommé d'alcool ou de médicaments pendant les dernières 24 heures et ils n'ont aucune pathologie connue pouvant affecter l'équilibre.
Il est demandé aux sujets de se tenir debout sur la plateforme de force, les yeux fermés et avec pour instruction de tenir leur tête droite et de tenter de bouger le moins possible. La position des sujets est celle de la figure 2.3. Il leur est demandé de faire face au dispositif de manière à ce que l'axe du stimulus soit dans le plan sagittal. Ils gardent les pieds écartés de la largeur du bassin.
Il leur est ensuite demandé de poser l'index de leur main dominante (celle avec laquelle ils écrivent) sur le morceau d'adhésif double face placé sur le dispositif, ils placent leur autre bras le long du corps. Il leur est également indiqué de ne poser que légèrement le doigt (Effort$<1N$) sur la pastille adhésive double face du dispositif. Une sonnerie retentit lorsque cette limite d'effort est dépassée. Lors d'une phase préliminaire à l'expérience, les sujets se familiarisent pendant une trentaine de secondes à cette contrainte de toucher léger.
Enfin lors de toutes les expériences un bruit blanc est diffusé dans la pièce afin d'uniformiser l'ambiance sonore lors des essais, mais aussi pour masquer le bruit éventuel produit par le système motorisé lorsqu'il est mis en mouvement.

FIGURE 2.3 – Position demandée lors des expériences

2.1.3 Mesure et analyse des données expérimentales

Lors de ces expériences les données mesurées sont :

— la position du centre de pression qui est calculée à partir du torseur des efforts mesuré par la plateforme de force. La position du centre de pression dans l'axe

antéro-postérieur est notée p_{CdP}.

— la position du doigt qui est calculée à l'aide du codeur incrémental fixé à l'arbre du moteur est notée p_d. La vitesse du doigt sera notée v_d.

— les efforts appliqués par le doigt du sujet sur le dispositif dans toutes les directions (dans le cas du deuxième dispositif). Ces efforts seront notés F_n pour l'effort normal à la surface du dispositif et F_t pour l'effort tangentiel dans l'axe antéro-postérieur.

— les positions des différents marqueurs de capture de mouvement dans l'axe antéro-postérieur sont notées p_{doigt}, p_{main}, $p_{poignet}$, p_{coude}, p_{epaule}, p_{hanche} et $p_{cheville}$ (voir figure 2.4).

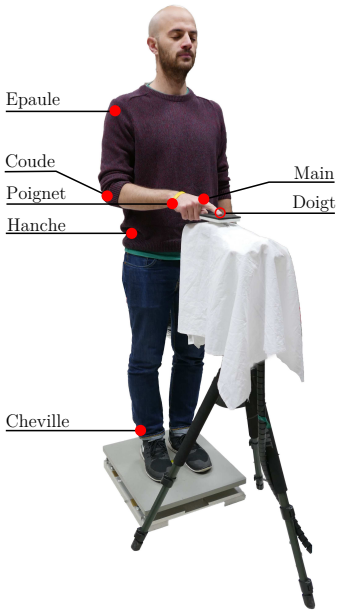


FIGURE 2.4 – Placement des marqueurs du système de capture de mouvement

A partir de ces mesures, et en fonction des expériences décrites, plusieurs types de score seront calculés :

— Afin de quantifier l'amplitude moyenne d'un signal (la position du centre de pression, l'effort ...), nous utiliserons l'écart absolu moyen :

$$EAM(x) = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} |x_i - \bar{x}| \text{ avec } \bar{x} \text{ la moyenne des valeurs.} \tag{2.1}$$

— Pour les stimuli sinusoïdaux, nous calculerons le gain entre le stimulus (p_d) et les variations de positions du centre de pression (p_{CdP}) dans l'axe du stimulus. Pour cela nous calculerons le rapport des pics, à la fréquence du stimulus, des transformées de Fourier discrètes de p_{CdP} et p_d.

— Pour les stimuli sinusoïdaux, nous calculerons également le décalage temporel (et par extension le déphasage). Le décalage temporel entre deux signaux est la valeur

pour laquelle pour laquelle l'inter-corrélation (*Cross correlation*) entre ces deux signaux est maximale. Le calcul de l'inter-corrélation est le suivant pour deux signaux x et y de taille N :

$$Crosscorr(n) = \frac{1}{N}\sum_{m=0}^{N} x(m)y(m-n) \tag{2.2}$$

On calcule alors la valeur de n pour laquelle Crosscorr(n) est maximale. Cette valeur est ensuite divisée par la fréquence d'échantillonnage ($500Hz$) afin d'obtenir le décalage temporel entre les deux signaux.

— Afin de quantifier la cohérence entre deux signaux (par exemple la position du doigt (p_d) et celle du centre de pression (p_{CdP})), nous calculerons la cohérence spectrale (*Magnitude Squared Coherence*) entre ces deux signaux pour les fréquences qui nous intéressent. Pour calculer la cohérence spectrale de deux signaux x et y à une fréquence f, nous utilisons la formule suivante :

$$MSC(x, y, f) = \frac{|G_{xy}(f))|^2}{G_{xx}(f)G_{yy}(f)} \tag{2.3}$$

avec $G_{xy}(f)$ l'inter-densité de puissance (*cross-spectral density*) entre les deux signaux, $G_{xx}(f)$ et $G_{yy}(f)$ l'auto-densité spectrale de puissance (*autospectral density*) des signaux x et y.

Lorsque deux signaux sont parfaitement cohérents, la MSC vaudra 1.

L'analyse des données mesurées ainsi que le calcul de ces scores ont été réalisés à l'aide du logiciel Matlab.

2.1.4 Analyse statistique des résultats

Dans la suite, plusieurs expériences sont présentées. Pour la plupart d'entre elles, plusieurs variations d'un facteur (condition) sont comparées. Nous souhaitons à chaque fois déterminer si la condition a un effet significatif sur les performances (évaluées à l'aide des scores présentés précédemment).

Pour chaque condition, la performance d'un sujet est évaluée lors de plusieurs essais. Nous avons vérifié en utilisant une ANOVA à mesures répétées qu'il n'y a pas de différences significatives entre les essais. Ainsi, nous avons été en mesure de considérer le score d'un sujet pour une condition comme étant la moyenne sur les différents essais.

Pour étudier l'influence de la condition, nous commençons par évaluer les principales conditions de l'application de l'ANOVA. Les résidus d'une régression linéaire sont calculés et leur normalité est vérifiée par un test de Shapiro-Wilk. Un test de Levene est ensuite appliqué pour étudier l'homogénéité des variances :

— En cas de respect de la normalité des résidus et de l'homogénéité des variances, nous appliquons une ANOVA à mesures répétées.
  Si une différence significative est observée, le test post-hoc de Tukey est utilisé afin d'observer une éventuelle différence statistiquement significative entre les différentes paires de conditions.
— Si les conditions d'application de l'ANOVA ne sont pas réunies, le test non-paramétrique de Friedman est utilisé.
  Si une différence statistiquement significative est observée, un test post-hoc de comparaisons multiples est utilisé afin de comparer les différentes paires de conditions.

Pour les tests ANOVA, on ne reportera la valeur de F que si une différence significative est observée. Dans le cas des tests non-paramétriques, on ne reportera que la valeur de p.

2.2 Vérification de notre dispositif expérimental et de notre protocole

Comme nous l'avons dit, les auteurs rapportent dans [Jeka et al., 1997, Jeka et al., 1998] et dans [Wing et al., 2011] que les variations de positions du centre de pression semblent suivre les déplacements imposés au doigt avec un gain constant pour des fréquences inférieures à $0,3Hz$. Nous avons mis en place un dispositif expérimental permettant l'étude d'un toucher léger sur une surface mobile. Dans un premier temps nous avons cherché à vérifier qu'il était possible avec notre dispositif et nos conditions expérimentales de retrouver les résultats de l'état de l'art.

2.2.1 Protocole

Afin de vérifier que notre dispositif permettait de retrouver les résultats de l'état de l'art nous avons demandé à 11 sujets ((10 hommes, 1 femme, âge moyen : $22,7$ (écart type=$3,6$))) de participer à l'expérience. Le protocole expérimental utilisé correspond au protocole de référence à l'exception de la position du bras opposé. Dans cette expérience il est demandé aux sujets de garder la main opposée au creux du bras dominant (position correspondant à celle demandée dans [Wing et al., 2011], voir figure 2.5).
Le dispositif expérimental utilisé est le premier (système poulies-courroie, voir figure 2.1).

FIGURE 2.5 – Position demandée lors des expériences

Lors de cette expérience, un stimulus a été présenté aux sujets. Ce stimulus est composé comme suit :

— Une sinusoïde d'amplitude crête à crête de $9mm$ à $0,1Hz$ pendant $40s$.
— Une sinusoïde d'amplitude crête à crête de $9mm$ à $0,2Hz$ pendant $20s$.
— Une sinusoïde d'amplitude crête à crête de $9mm$ à $0,3Hz$ pendant $15s$.

Afin de quantifier le suivi des mouvements du doigt par la posture, plusieurs scores sont calculés à partir de la mesure de la position du centre de pression (p_{CdP}) et celle du doigt (p_d). Il s'agit du gain, du déphasage et de la cohérence ($MSC(p_{CdP}, p_d, f)$) pour chacun des stimuli.
Avant l'analyse, p_{CdP} est recentré autour de 0 en lui soustrayant la valeur de sa moyenne durant l'essai.

2.2.2 Résultats

Les variations de position du centre de pression en réponse aux différents stimuli pour tous les sujets sont celles de la figure 2.6, 2.7 et2.8 pour respectivement les stimuli à $0,1$; $0,2$ et $0,3Hz$. On remarque que pour les trois stimuli (p_d) (en rouge sur la figure), la position du centre de pression dans l'axe antéro-postérieur (p_{CdP}) (en bleu sur la figure) présente une composante plus importante à la fréquence du stimulus.

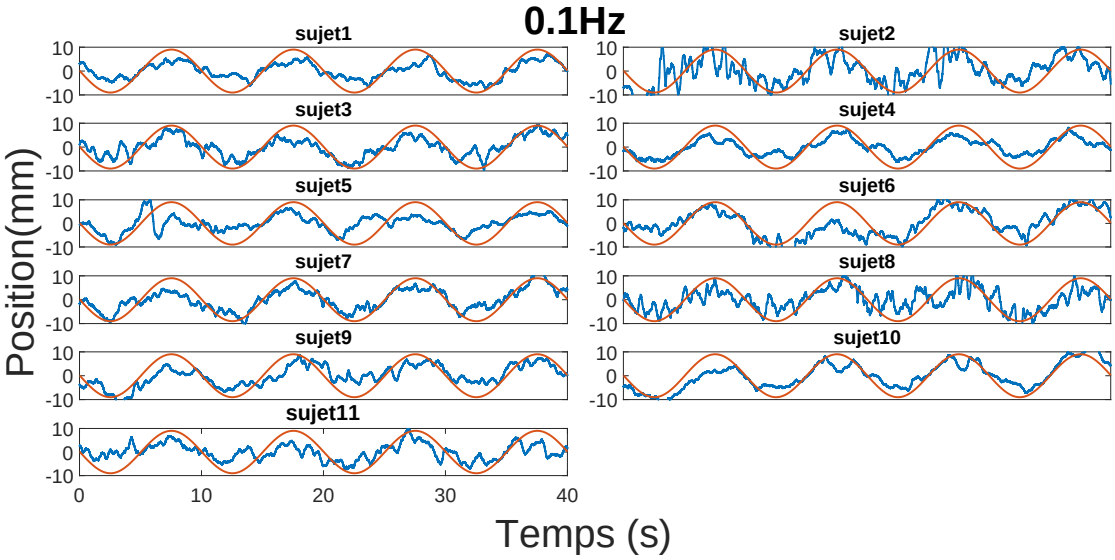


FIGURE 2.6 – Courbes temporelles du centre de pression (en bleu) et de la position du doigt (en rouge) lors du stimulus à $0,1Hz$

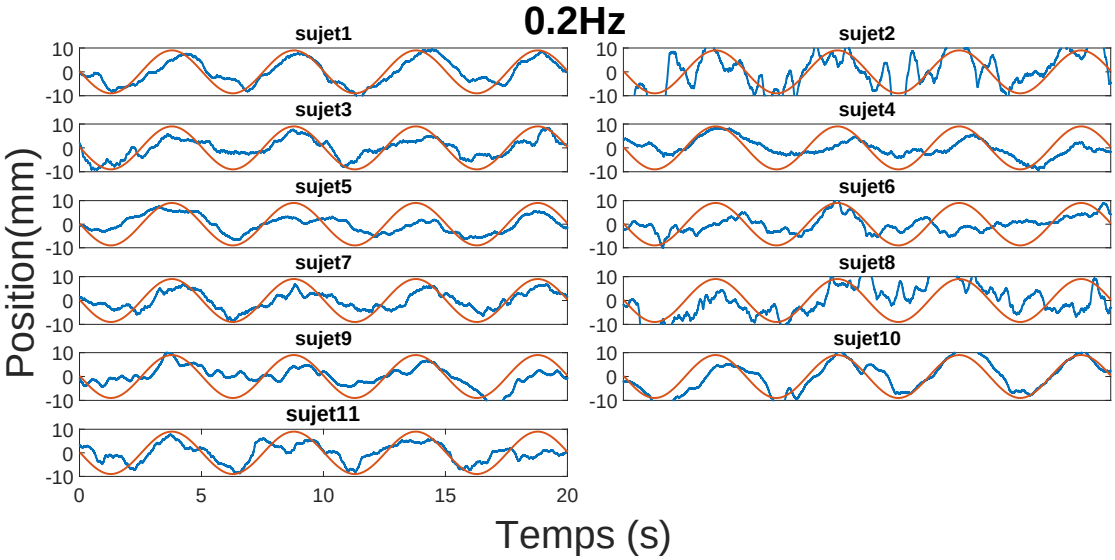


FIGURE 2.7 – Courbes temporelles du centre de pression (en bleu) et de la position du doigt (en rouge) lors du stimulus à $0,2Hz$

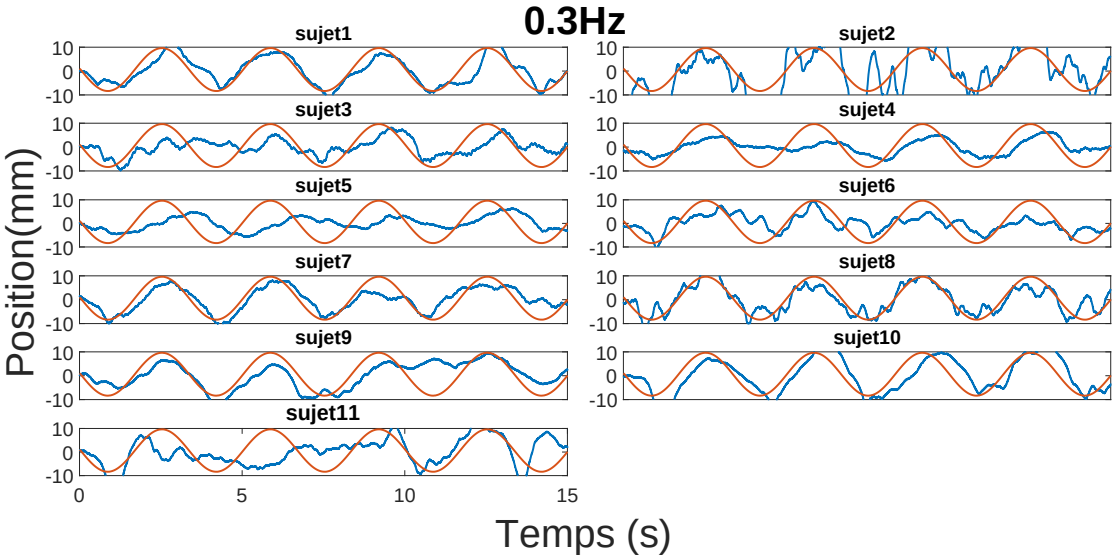


FIGURE 2.8 – Courbes temporelles du centre de pression (en bleu) et de la position du doigt (en rouge) lors du stimulus à $0,3Hz$

La moyenne de $MSC(p_{CdP}, p_d, f)$ sur l'ensemble des sujets est présentée sur la figure 2.9.[2] On voit que certains sujets ont présenté une faible cohérence avec le stimulus dans les cas à $0,2$ et $0,3Hz$. Malgré cela, la moyenne de la cohérence reste importante avec des valeurs proches de $0,8$:

— $0,1Hz$: $0,86$; Écart type=$0,09$
— $0,2Hz$: $0,73$; Écart type=$0,24$
— $0,3Hz$: $0,76$; Écart type=$0,2$

2. Dans la légende de cette figure, une explication exhaustive de la représentation des données est fournie. Par souci de simplification, ces détails seront omis dans la suite du manuscrit.

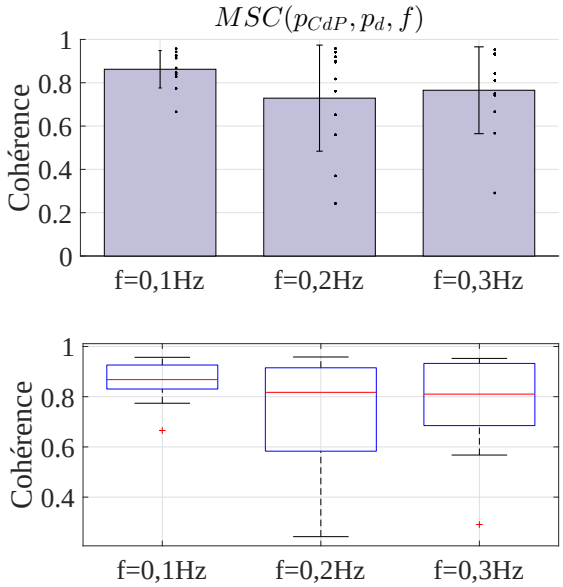


FIGURE 2.9 – Cohérence entre la position du centre de pression et celle du doigt à la fréquence du stimulus. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type des cohérences sur l'ensemble des sujets. Les points représentent les valeurs pour chaque sujet. En bas, le diagramme en boîte des cohérences sur l'ensemble des sujets. Les bords de la boîte donnent les valeurs du 1er (q1) et du 3ème quartile (q3), la barre dans la boîte indique la médiane ; les données représentées par une croix sont les "outliers" qui sont des valeurs plus grandes que $q3 + 1.5 * (q3 - q1)$ ou plus petite que $q1 - 1.5(q3 - q1)$; les moustaches indiquent les valeurs extremum des autres données.

Les gains et déphasages moyennés sur l'ensemble des sujets sont présentés respectivement sur les figures 2.10a et 2.10b. Le gain entre le stimulus et les variations de position du centre de pression dans l'axe du stimulus est sensiblement constant et autour d'une valeur moyenne valant $0,6$:

— $0,1Hz$: $0,55$; Écart type=$0,12$
— $0,2Hz$: $0,56$; Écart type=$0,23$
— $0,3Hz$: $0,64$; Écart type=$0,33$

Le déphasage quant à lui varie d'une valeur légèrement positive en moyenne pour un stimulus de $0,1Hz$ et décroit vers des valeurs négatives lorsque la fréquence du stimulus augmente à $0,2$ et $0,3Hz$:

— $0,1Hz$: $3,6°$; Écart type=$13,2°$
— $0,2Hz$: $-17,4°$; Écart type=$14,1°$
— $0,3Hz$: $-22,6°$; Écart type=$24,3°$

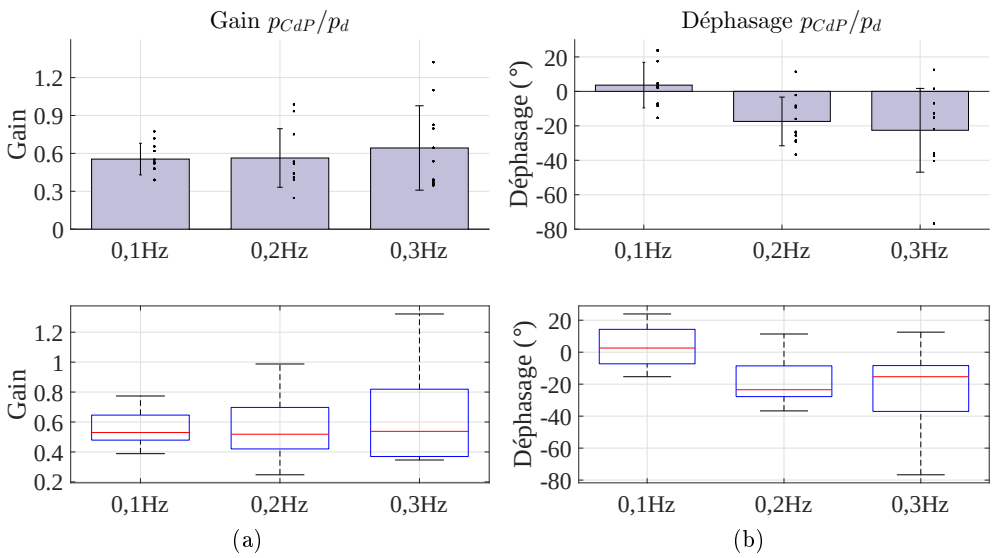


FIGURE 2.10 – Gain et déphasage entre la position du centre de pression et celle du doigt. En haut, les barres représentent les moyennes et les traits l'écart type des gains et déphasages sur l'ensemble des sujets. En bas, les diagramme en boîte des gains et déphasages sur l'ensemble des sujets.

2.2.3 Discussion

Les grandes valeurs de cohérence et les valeurs importantes de gain nous montrent que notre protocole ainsi que notre dispositif expérimental sont adéquats afin d'observer l'entraînement de la posture les mouvements du doigt.

Les valeurs observées de gain sont beaucoup plus faibles que celles notées par Jeka ($\sim [0,6 : 0,7]$ contre $\sim [1 : 2]$). Cela peut s'expliquer en partie par l'axe dans lequel le stimulus est appliqué et étudié. En effet, l'étude de Jeka adresse l'axe médio-lattéral alors que notre étude s'intéresse à l'axe antéro-postérieur. Par ailleurs, la position adoptée par nos sujets (les pieds écartés de la largeur du bassin) pour observer le balancement postural dans l'axe antéro-postérieur est moins déstabilisante que la position du tandem-Romberg choisie par Jeka pour étudier le balancement dans l'axe médio-lattéral.
Wing dans [Wing et al., 2011] étudie, comme nous, l'influence d'un déplacement du doigt sur le balancement postural dans l'axe antéro-postérieur. Même s'il ne donne pas expressément la valeur des gains pour les deux essais à $0,3$ et $0,5Hz$ qu'il a effectués, nous pouvons déduire des résultats qu'il retranscrit un gain valant $\sim 0,5$ à $0,3Hz$ et $\sim 0,4$ à $0,5Hz$. Ces valeurs se rapprochent fortement de nos résultats.

Nous observons dans nos résultats, tout comme dans [Jeka et al., 1997, Jeka et al., 1998], une avance de phase (déphasage positif) pour une fréquence de stimulus de $0,1Hz$ même si cela n'est pas vérifié pour l'ensemble des sujets. Nous n'observons pas une dé-

croissance linéaire du déphasage entre $0,2Hz$ et $0.3Hz$ contrairement aux résultats de la littérature ([Jeka et al., 1997, Jeka et al., 1998]). Cette absence de tendance peut s'expliquer par la grande variabilité dans la mesure du déphasage.

2.3 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons ainsi montré que notre protocole et notre dispositif permettent de retrouver les observations de la littérature. La position du centre de pression des sujets semble couplée aux mouvements du doigt. Cette observation est confirmée par une forte cohérence entre les deux signaux.

Chapitre 3

Étude du couplage entre les mouvements du doigt et ceux du centre de pression

Sommaire

3.1 Étude du couplage pour un stimulus délivré à différentes hauteurs 62
3.2 Étude du couplage en utilisant une boucle à effort nul . . . 69
3.3 Contrôle de la position du centre de pression en boucle ouverte 75
3.4 Conclusion 79

Dans la littérature, il est admis que le toucher léger fournit une information sensorielle supplémentaire. Lors d'un toucher léger sur une surface mobile, trois informations peuvent être prises par le système nerveux central : les efforts du dispositif sur le doigt, la position et la vitesse du doigt.

Même si l'hypothèse d'un entraînement mécanique de la posture (les forces tangentielles appliquées au doigt accélèrent le centre de masse) a été écartée dans [Jeka et al., 1998], nous commencerons dans ce chapitre par consolider ce résultat. Nous aborderons cela de deux manières.
Dans la première, nous faisons varier la hauteur à laquelle le stimulus est délivré. En modélisant le corps par un pendule inverse, un entraînement mécanique modifierait le gain entre le déplacement du doigt et celui du centre de pression. Nous montrerons que cette tendance n'apparait pas dans nos résultats.
Dans la seconde, nous mettrons en œuvre une boucle d'asservissement à effort nul : la vitesse du doigt est contrôlée de façon à minimiser l'effort tangentiel appliqué par le doigt sur le dispositif. Ce faisant, nous mettrons en évidence le fait que les efforts tangentiels n'entraînent pas mécaniquement la posture. Nous montrerons de plus, que ces derniers ne semblent pas participer à la prise d'information sensorielle pouvant expliquer le dé-

placement du centre de pression.

Ensuite, nous essaierons d'étendre les résultats obtenus pour des stimuli sinusoïdaux et des signaux non périodiques (dans le cas de la boucle à effort nul). Nous examinerons, en effet, si la position du centre de pression est couplée à la position du doigt quelque soit la trajectoire suivie par ce dernier. Nos résultats, et d'autres observations, nous permettront d'éloigner le fait que l'information sensorielle prise en compte soit la position du doigt.

3.1 Étude du couplage pour un stimulus délivré à différentes hauteurs

Les auteurs de [Jeka et al., 1998] ont proposé plusieurs arguments afin de repousser l'hypothèse d'un entraînement mécanique de la posture par les efforts appliqués sur le doigt : notamment la grande cohérence entre la position du centre de pression et celle du stimulus et l'avance de phase pour une fréquence du stimulus à $0,1Hz$. Même si notre expérience préliminaire, décrite dans le chapitre précédent, nous permet de retrouver ces éléments de justification, il nous semble important de proposer un protocole visant à consolider le rejet de cette hypothèse.

Nous proposons un protocole lors duquel un même stimulus (une sinusoïde de fréquence $0,2Hz$ et $9mm$ d'amplitude crête à crête) est présenté aux sujets mais à des hauteurs différentes.

En effet, dans l'hypothèse d'un entraînement mécanique et avec le corps étant modélisé par un pendule inverse, les efforts du dispositif sur le doigt sont responsables de l'accélération du centre de masse. Sous cette hypothèse, le bras considéré rigide, transmet au tronc les efforts appliqués au niveau du doigt afin de modifier la posture. Dans ce cas, si la hauteur du stimulus change, elle entraîne une variation de position d'une partie plus ou moins haute du corps (voir figure 3.1 pour une illustration de ces variations). En considérant que le corps se comporte comme un pendule inverse simple autour des chevilles, la variation de hauteur entraîne alors une modification du gain entre entre p_{CdP} et p_d (voir tableau 3.1).

Enfin, la dernière condition testée est un essai lors duquel la hauteur du stimulus est celle de référence, c'est à dire à hauteur du centre de masse. Cependant, il n'est plus demandé au sujet de garder le bras opposé au creux du bras dominant. L'objectif de cette expérience est d'observer si le fait de laisser plus de mobilité au bras dominant changerait le couplage entre p_{CdP} et p_d.

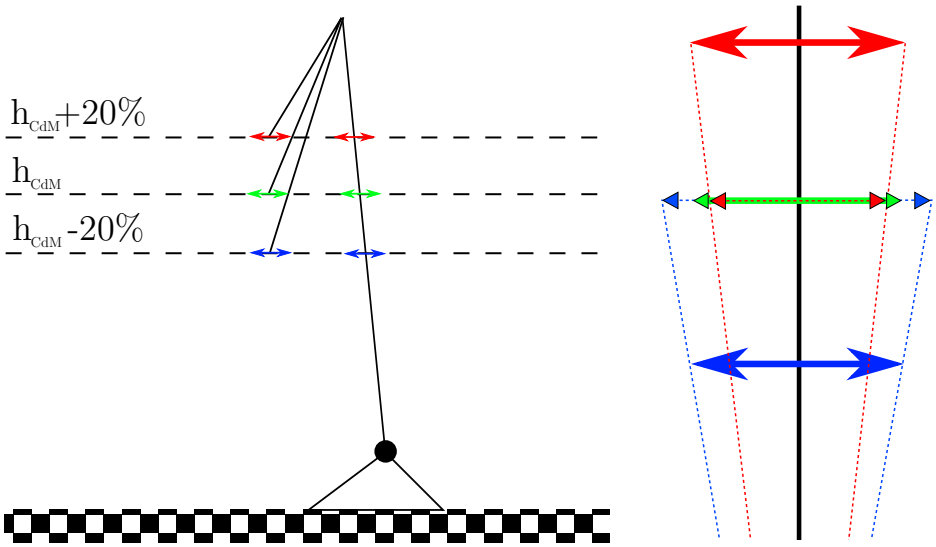


FIGURE 3.1 – Variation d'une partie plus ou moins haute du corps en fonction de la hauteur du stimulus (à gauche) et agrandissement des effets sur la variation ramenée au centre de masse dans un cas où le suivi serait purement mécanique.

TABLE 3.1 – Variation des gains en fonction de la hauteur

Haute	Hauteur du centre de masse +20%	Gain = 83%
Standard	Hauteur du centre de masse	Gain = 100%
Basse	Hauteur du centre de masse -20%	Gain = 125%

3.1.1 Protocole

Neuf sujets (6 hommes, 3 femmes, âge moyen : $22,6$ (écart type=9)) ont participé à cette étude. Le protocole expérimental utilisé correspond au protocole de référence décrit dans la section 2.1.2. Le dispositif expérimental utilisé est le deuxième (système vis-écrou, voir figure 2.2). Lors de cette expérience, les sujets sont équipés de marqueurs Codamotion comme indiqué dans le chapitre précédent.

Quatre conditions différentes ont été présentées aux sujets avec le même stimulus : une sinusoïde de fréquence $0,2Hz$ et d'amplitude crête à crête de $9mm$, pendant $40s$. Ce stimulus a été préféré aux autre stimuli de l'expérience précédente ($0,1$ et $0,3Hz$) puisqu'il est décrit dans [Jeka et al., 1998] comme étant le stimulus avec le déphasage le plus proche de 0. Or un entraînement mécanique impliquerait justement un déphasage nul. Il est tout de même à noter que nous n'avions pas observé un déphasage nulle lors de notre expérience décrite dans le chapitre précédent. L'amplitude du stimulus a été divisée de moitié par rapport à ceux de l'expérience précédente pour correspondre à

l'amplitude du stimulus utilisé dans [Jeka et al., 1998].

Les 4 conditions testées sont les suivantes :

— Les sujets sont dans la position de référence (à la seule différence que le bras opposé est au creux de celui de la main dominante). Le dispositif sur lequel le sujet pose son doigt est tour à tour placé à trois hauteurs différentes :
  — ***Haute*** : +20% de la hauteur du centre de masse (figure 3.2a).
  — ***Standard*** : hauteur du centre de masse (figure 3.2b).
  — ***Basse*** : −20% de la hauteur du centre de masse (figure 3.2c).

— ***StdR*** : le deuxième bras est relâché et maintenu le long de son corps par le sujet. La hauteur du dispositif est dans cette condition celle du centre de masse du sujet (figure 3.2d).

FIGURE 3.2 – (a) Haute / (b) Standard / (c) Basse / (d) StdR

Chacune de ces conditions fait l'objet de deux répétitions. Chacun des essais dure $40s$ pour une durée totale d'expérience de $45min$ en prenant en compte le temps de préparation.

Les données recueillies sont : p_{CdP}, p_d, p_{doigt}, p_{main}, $p_{poignet}$, p_{coude} et p_{epaule}). Les scores calculés sont les suivants :

— La cohérence spectrale à la fréquence du stimulus ($MSC(p_{CdP}, p_d, 0.2Hz)$).
— Le gain entre p_{CdP} et p_d.
— Le déphasage entre p_{CdP} et p_d.
— Les mouvements du bras sont quantifiés en calculant EAM($p_{doigt} - p_{epaule}$) et

l'amplitude crête à crête : CC($p_{doigt} - p_{epaule}$).

3.1.2 Résultats

Les variations de position du centre de pression d'un sujet type sont celles de la figure 3.3. On remarque que dans toutes les conditions, le balancement du sujet présente une composante plus importante à la fréquence du stimulus ($0,2Hz$). On remarque de plus que la hauteur du stimulus ou le fait d'avoir le bras opposé relâché le long du corps semble ne rien changer à la manière dont le sujet réagit au stimulus.

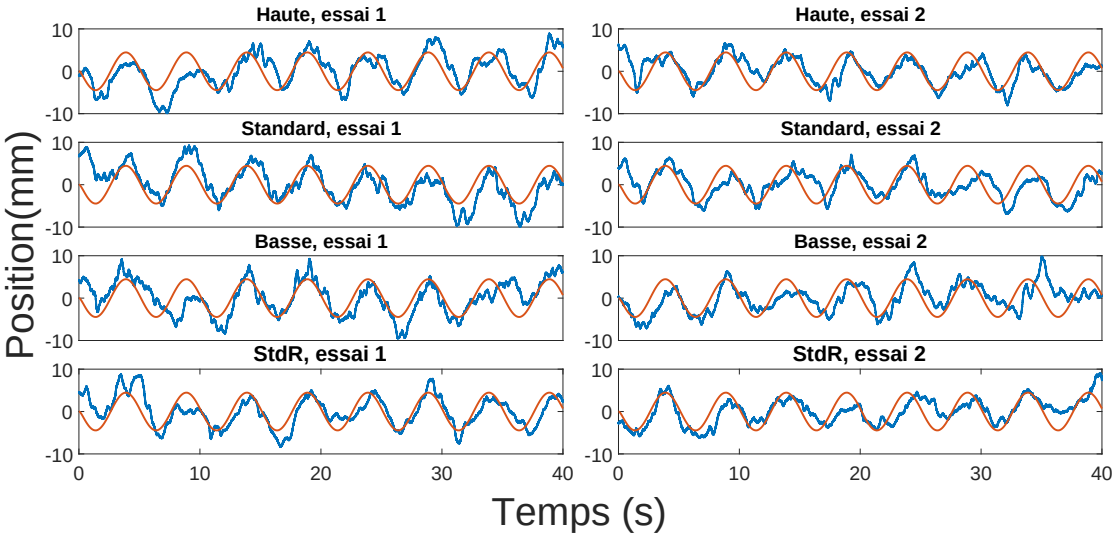


FIGURE 3.3 – Courbes temporelles, pour un sujet, de la position du centre de pression (en bleu) et de celle du doigt (en rouge) lors des différentes conditions

La moyenne de $MSC(p_{CdP}, p_d, 0,2Hz)$ sur l'ensemble des 9 sujets est donnée sur la figure 3.4. La cohérence varie peu entre les conditions et montre un lien fort entre p_{CdP} et p_d à $0,2Hz$ puisqu'elle varie autour d'une valeur moyenne de $0,8$:

- ***Haute*** : $0,87$; écart type=$0,08$
- ***Standard*** : $0,85$; écart type=$0,10$
- ***Basse*** : $0,88$; écart type=$0,09$
- ***StdR*** : $0,82$; écart type=$0,13$

Il n'existe pas de différence statistiquement significative ($p > 0,05$) entre les différentes conditions pour les valeurs calculées de cohérence.

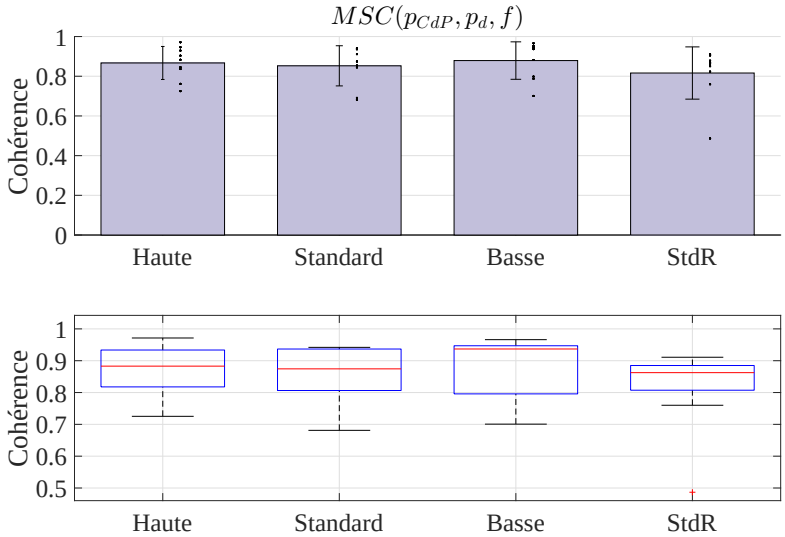


FIGURE 3.4 – Cohérence entre la position du centre de pression et celle du doigt à la fréquence des stimuli. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type des cohérences sur l'ensemble des sujets. En bas, le diagramme en boîte des cohérences sur l'ensemble des sujets.

Les valeurs moyennes de gain et de déphasage calculées sur tous les sujets sont données respectivement sur les figure 3.5a et 3.5b. Que ce soit pour les gains ou pour les déphasages, on ne remarque pas de différences statistiquement significatives entre les différentes conditions ($p > 0.05$).

Le gain moyen semble rester autour d'une valeur de $0,8$:

- ***Haute*** : $0,8$; écart type=$0,17$
- ***Standard*** : $0,77$; écart type=$0,13$
- ***Basse*** : $0,85$; écart type=$0,19$
- ***StdR*** : $0,79$; écart type=$0,19$

Le déphasage moyen entre le balancement et le stimulus est lui aussi sensiblement constant autour de $-10°$:

- ***Haute*** : $-12,1°$; écart type=$-11,2°$
- ***Standard*** : $-10,9°$; écart type=$-11,5°$
- ***Basse*** : $-11,9°$; écart type=$-12,5°$
- ***StdR*** : $-8,83°$; écart type=$-9,42°$

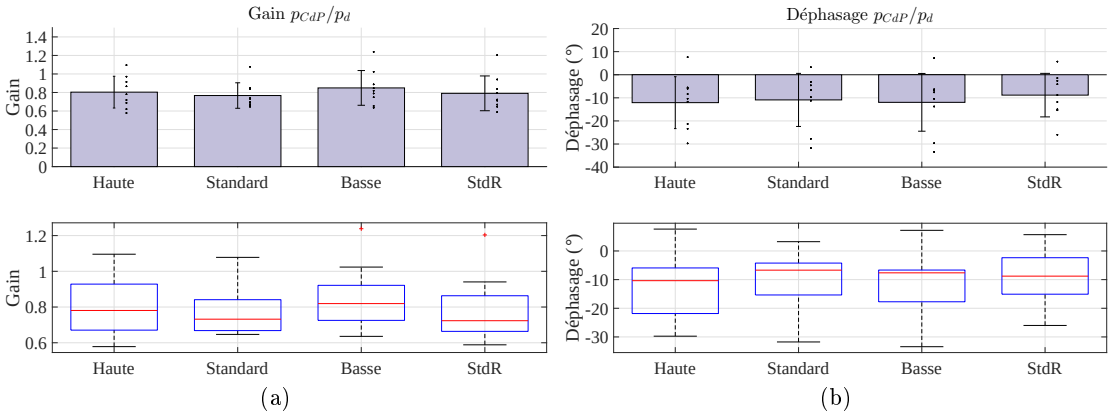


FIGURE 3.5 – Gain et déphasage entre la position du centre de pression et celle du doigt. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type des gains et déphasages sur l'ensemble des sujets. En bas, les diagrammes en boîte du gain et du déphasage sur l'ensemble des sujets.

Les moyennes de EAM($p_{doigt} - p_{epaule}$) et CC($p_{doigt} - p_{epaule}$) sont données respectivement sur les figures 3.6a et 3.6b. EAM($p_{doigt} - p_{epaule}$) est autour d'une valeur de $2,5mm$ et CC($p_{doigt} - p_{epaule}$) autour de $13mm$.
On n'observe aucune différence statistiquement significative pour ces paramètres en fonction des conditions ($p > 0,05$).

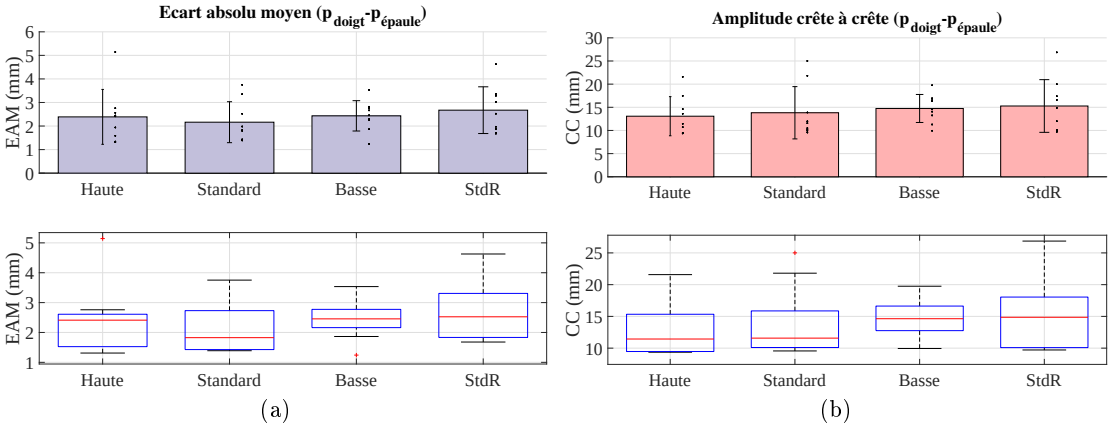


FIGURE 3.6 – Écart absolu moyen et amplitude crête à crête du mouvement relatif entre le doigt et l'épaule. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type de ces scores sur l'ensemble des sujets. En bas, les diagrammes en boîte de ces scores sur l'ensemble des sujets.

3.1.3 Discussion

Stimulus délivré à différentes hauteurs

Les gains et les déphasages calculés sur l'ensemble des sujets ne montrent pas de différences significatives entre les conditions où le stimulus était délivré à différentes hauteurs

vis-à-vis du centre masse. Si ces différences de hauteur auraient dû montrer une différence significative afin de pouvoir conclure à une hypothèse de suivi mécanique aux basses fréquences, il est pour autant impossible de conclure sur son rejet puisque la variabilité observée dans le calcul des gains sur l'ensemble des sujets est du même ordre de grandeur ($\approx 25\%$) que la différence de gain que nous aurions dû observer. Il est impossible de proposer une expérience complémentaire avec des différences de hauteur plus grandes puisque la plupart des sujets nous ont fait remarquer que la condition ***Basse*** était inconfortable. Ce manque de confort peut donc avoir entraîné une réaction différente lors de cette condition. Or cette condition aurait dû présenter des gains plus importants. Cela nous empêche d'autant plus de conclure au rejet de l'hypothèse d'un suivi mécanique à l'aide de cette observation sur les gains qui semblent constants entre ces trois conditions.

Bras opposé le long du corps / Main opposée au creux du bras dominant
Dans le cadre de cette expérience, lorsque le doigt est mis en mouvement, et étant donné que les pieds sont gardés immobiles, deux comportements peuvent apparaitre : soit le corps en entier suit le mouvement du doigt et le bras ne bouge pas ou peu, soit les mouvements du bras s'adaptent pour compenser ceux du doigt en gardant le tronc fixe. Le fait de demander aux sujets de garder la main opposée au creux du bras dominant pouvait selon nous avoir une incidence sur la mobilité possible du bras et ainsi favoriser la première possibilité. Si le suivi, par le corps en entier, des mouvements du doigt n'opère que dans la condition où la main opposée est au creux du bras dominant cela éloignerait d'autant l'hypothèse d'une prise d'information sensorielle et favoriserait celle d'un entraînement mécanique.

On n'observe pas de différence statistiquement significative, pour la cohérence, entre ces deux conditions (Standard et StdR). Le gain potentiel de mobilité du bras dominant ne semble donc pas empêcher le suivi du stimulus par la posture. Cette observation va dans le sens d'un suivi qui serait causé par la prise d'une information sensorielle supplémentaire. Par ailleurs, nous ne trouvons aucune différence statistiquement significative pour les mouvements du bras entre ces conditions (***Standard*** et ***StdR***).

Nous noterons tout de même que la mesure des mouvements du bras nous montre que celui ci ne reste pas immobile et présente des écarts absolus moyens de l'ordre de grandeur du stimulus (EAM($p_{doigt} - p_{epaule}$)$\sim 2,5mm$ et EAM(p_d)=$2,83mm$) et des amplitudes maximales plus importantes que celles du stimulus (CC($p_{doigt} - p_{epaule}$)$\sim 13mm$ et CC(p_d)=$9mm$). La mobilité du bras lors de ces essais écarte d'autant l'hypothèse du corps guidé rigidement par les efforts du dispositif sur le doigt.

Comparaison des valeurs de gain avec l'expérience du chapitre précédent
Nous observons lors de cette expérience que les gains mesurés sont en moyenne de l'ordre de $0,8$ contre $0,6$ dans l'expérience décrite dans le chapitre précédent. Nous pouvons expliquer cela par plusieurs raisons. Une première raison est la division par 2 de l'amplitude du stimulus par rapport à l'expérience du chapitre précédent. En effet, l'amplitude plus faible peut permettre de diminuer les effets d'une repondération entre les différentes sources d'informations sensorielles. De plus la répétition de l'essai, dont la durée a été doublée, nous permet d'avoir une mesure plus fiable.

Même si les mouvements observés du bras et la quasi-constance du gain entre p_{CdP} et p_d dans les différentes conditions tend à éloigner l'hypothèse d'un entraînement mécanique, la trop grande variabilité des mesures de gain nous empêche de conclure complètement. Il nous semble alors intéressant de proposer une expérience plus discriminante dans laquelle les efforts par le doigt sur le dispositif seront diminués tout en mettant ce dernier en mouvement.

3.2 Étude du couplage en utilisant une boucle à effort nul

Afin de pouvoir rejeter l'hypothèse d'un entraînement mécanique, il faudrait pouvoir mettre en mouvement le doigt sans pour autant créer de force de réaction sur ce dernier. Nous proposons ainsi une série d'expériences lors desquelles il sera présenté aux sujets ce que l'on appelle une boucle à effort nul.

Afin de réduire fortement les efforts du système sur le doigt tout en mettant ce dernier en mouvement, nous avons élaboré une commande de notre du dispositif basée sur les efforts mesurés. Pour cela nous avons mis en place une boucle à effort nul. Le schéma de commande est présenté sur la figure 3.7. La vitesse du dispositif est proportionnelle à la force tangentielle F_t appliquée par le doigt sur le dispositif dans l'axe antéro-postérieur. Cette force est préalablement filtrée à l'aide d'un filtre de Butterworth d'ordre 2 et de fréquence de coupure de $0,5Hz$ pour des raisons de compatibilité avec la bande passante de notre système.
Le gain ($K_{effortnul} = 225mm/s/N$) reliant la vitesse v_d à l'effort filtré ($\tilde{F_t}$) a été réglé de manière empirique avant cette série d'expériences. Le réglage de ce gain prend en compte deux contraintes. La première contrainte est de diminuer efficacement les efforts du dispositif sur le doigt et la deuxième est de ne pas entrainer des déplacements trop grands. En effet, nous avons restreint l'espace de travail dans lequel le doigt peut se déplacer à ($[-30mm : +30mm]$) afin d'éviter des déplacements trop importants du bras. Lorsque la position du doigt atteint les limites de l'espace de travail, la boucle à effort nul cesse

de fonctionner tant que l'effort de l'utilisateur ne change pas de sens. Ainsi, le gain de la boucle à effort nul a été réglé de manière à minimiser efficacement les efforts sur le doigt sans pour autant entraîner des vitesses importantes de ce dernier qui auraient tendance à l'emmener aux limites de l'espace de travail.

Ainsi et en simplifiant, la boucle à effort nul fonctionne comme suit : si l'utilisateur "pousse" le dispositif, celui-ci avancera afin de ne pas opposer de résistance à cet effort et inversement lorsque l'utilisateur "tire" sur le dispositif, ce dernier reculera. L'effet dans notre cas s'apparentera à une plateforme sur laquelle il est impossible de se soutenir dans l'axe antéro-postérieur.

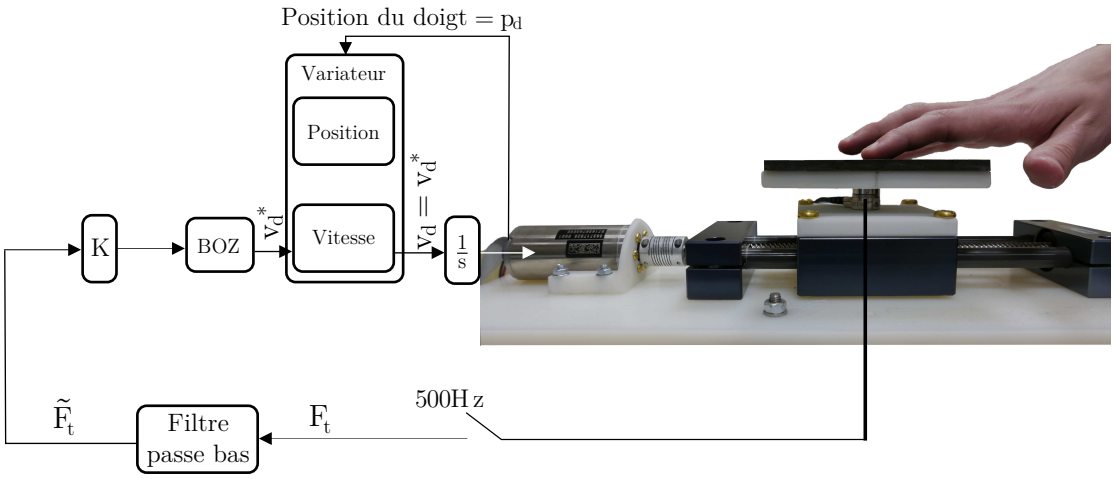


FIGURE 3.7 – Schéma bloc de la boucle à effort nul

3.2.1 Protocole

Treize sujets (9 hommes, 4 femmes, âge moyen : 32 (écart type=16, 6)) ont participé à cette étude. Le protocole expérimental utilisé correspond au protocole de référence décrit dans la section 2.1.2. Le dispositif expérimental utilisé est le deuxième (système vis-écrou, voir figure 2.2).
Lors de cette expérience trois conditions différentes ont été étudiées :

- Sans toucher léger (***ST***) : il est demandé aux sujets de garder les deux bras le long de leur corps (voir figure 2.3).
- Dans les deux autres conditions il est demandé aux sujets de poser leur doigt sur le dispositif.
  - Toucher léger (***TL***) : la surface sur laquelle le sujet pose son doigt restera fixe tout au long de l'essai.
  - Boucle à effort nul (***EFF$_{nul}$***) : la surface sur laquelle le sujet pose son doigt sera mise en mouvement selon la loi de commande à effort nul que nous venons d'exposer (voir figure 3.7).

Chacune de ces conditions fait l'objet de trois répétitions. Chacun des essais durent $1min$ pour une durée totale d'expérience de $30min$ en prenant en compte le temps de préparation.

Les données recueillies sont : p_{CdP}, p_d et F_t. Les scores calculés sont les suivants :

— EAM(p_{CdP}) pour chacune des conditions.

— Dans la condition utilisant la boucle à effort nul, nous calculons la cohérence spectrale ($MSC(p_{CdP}, p_d, f)$). Le score calculé est la moyenne des valeurs de cohérence spectrale pour les fréquences comprises entre 0 et $0,5Hz$ ($MSC(p_{CdP}, p_d, [0 : 0.5Hz])$).

— Nous quantifions F_t en calculant l'écart absolu moyen et la moyenne de ces derniers (EAM(F_t) et MOY(F_t)).

3.2.2 Résultats

Les variations de la position du centre de pression, lors des différentes conditions et essais, d'un sujet type sont celles de la figure 3.8. On peut remarquer sur ces courbes l'influence positive d'un toucher léger sur une surface fixe (deuxième ligne sur la figure 3.8) par rapport à aucun toucher (première ligne sur la figure 3.8). La dernière ligne présente les variations de position du centre de pression pour les essais de boucle à effort nul. On observe que l'apport bénéfique d'un toucher léger sur la posture semble disparaitre lorsque la surface de support est mise en mouvement.

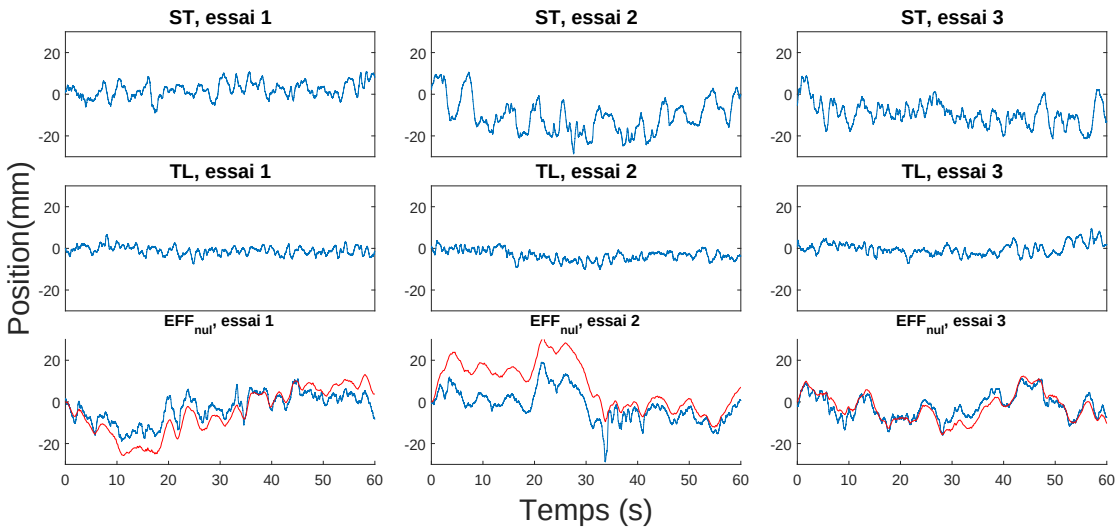


FIGURE 3.8 – Courbes temporelles, d'un sujet type, de la position du centre de pression (en bleu) et de celle du doigt (en rouge) (lors de la condition de boucle à effort nul)

Les moyennes de EAM(p_{CdP}) sur l'ensemble des sujets sont présentés sur la figure 3.9. Il existe une différence significative entre toutes les conditions ($p < 1e-9$).

— ***ST*** : $4,6mm$, écart type=$1,3mm$

— $\boldsymbol{TL}$: $2,3mm$, écart type=$0,8mm$
— $\boldsymbol{EFF_{nul}}$: $4,6mm$, écart type=$1,4mm$

On s'aperçoit que le toucher léger apporte effectivement une diminution du balancement postural dans le cas où la surface est fixe ($\boldsymbol{TL}$) par rapport à la condition sans toucher ($\boldsymbol{ST}$) mais que ce n'est pas le cas lorsqu'elle est mise en mouvement ($\boldsymbol{EFF_{nul}}$). Les seuls différences statistiquement significatives, deux à deux, sont celles entre les conditions $\boldsymbol{ST}$ et $\boldsymbol{TL}$ ($p < 1e-3$) ainsi que celles entre $\boldsymbol{EFF_{nul}}$ et $\boldsymbol{TL}$.

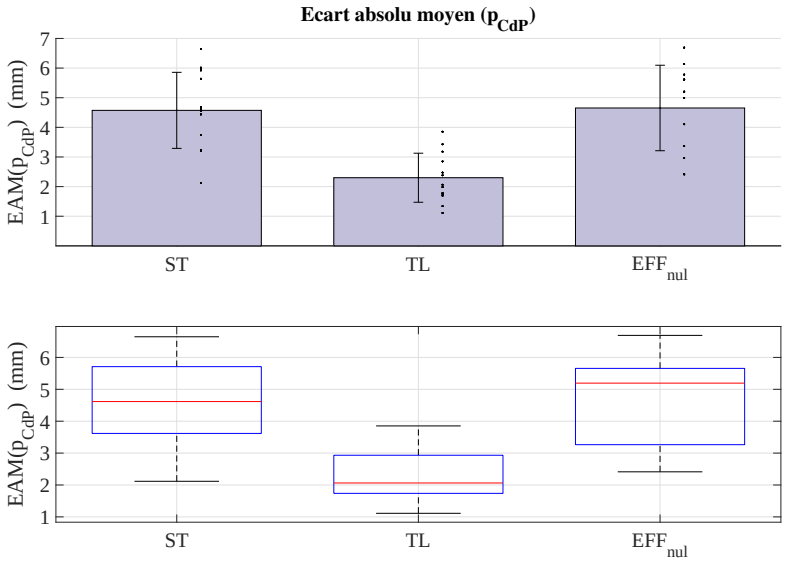


FIGURE 3.9 – Écart absolu moyen du centre de pression. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets.

Pour la condition utilisant la boucle à effort nul, la moyenne de $MSC(p_{CdP}, p_d, [0 : 0.5Hz])$ sur l'ensemble des sujets est présenté sur la figure 3.10. De manière intéressante le score calculé lors de la condition de bouclage à effort nul présente des valeurs importantes ($0,72$, écart type=$0,17$). Ce qui indique l'existence d'un couplage entre p_{CdP} et p_d.

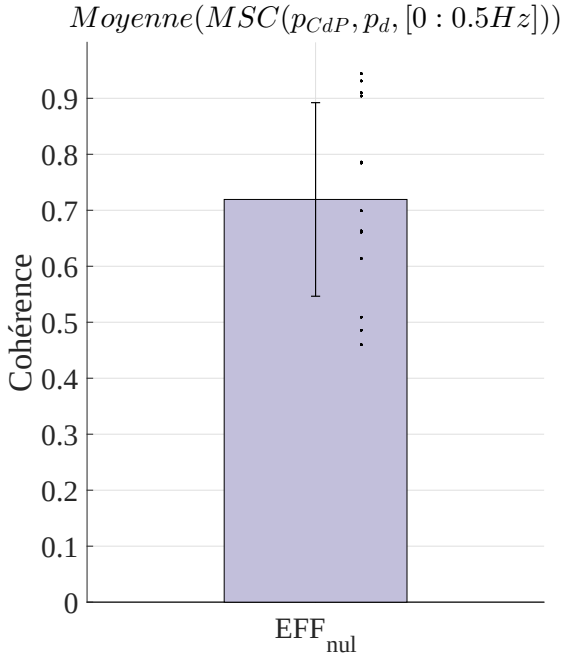


FIGURE 3.10 – Moyenne(cohérence[0-0,5 Hz]). La barre représente la moyenne et le trait représente l'écart type sur l'ensemble des sujets.

Afin de vérifier que les efforts appliqués sur le dispositif par le sujet sont effectivement réduits lors de la condition de boucle à effort nul, EAM(F_t) et MOY(F_t) ont été calculés pour les deux conditions impliquant un contact du doigt sur le dispositif. Ces scores moyennés sur l'ensemble des sujets sont présentés respectivement sur la figure 3.11a et 3.11b.

On observe pour ces deux scores une diminution de l'effort dans la condition $\boldsymbol{EFF_{nul}}$ par rapport à la condition $\boldsymbol{TL}$:

EAM(F_t) :

- $\boldsymbol{TL}$: $0,1N$, écart type=$0,05N$
- $\boldsymbol{EFF_{nul}}$: $0,05N$, écart type=$0,02N$

MOY(F_t) :

- $\boldsymbol{TL}$: $0,04N$, écart type=$0,04N$
- $\boldsymbol{EFF_{nul}}$: $0,009N$, écart type=$0,007N$

Ces différences sont statistiquement significatives pour l'écart absolu moyen ($p < 1e-5$) et la moyenne ($p < 3.6e-5$) des efforts tangentiels. Ces résultats montrent que la condition de bouclage à effort nul permet effectivement de réduire les efforts que le sujet applique au dispositif tout en créant du mouvement.

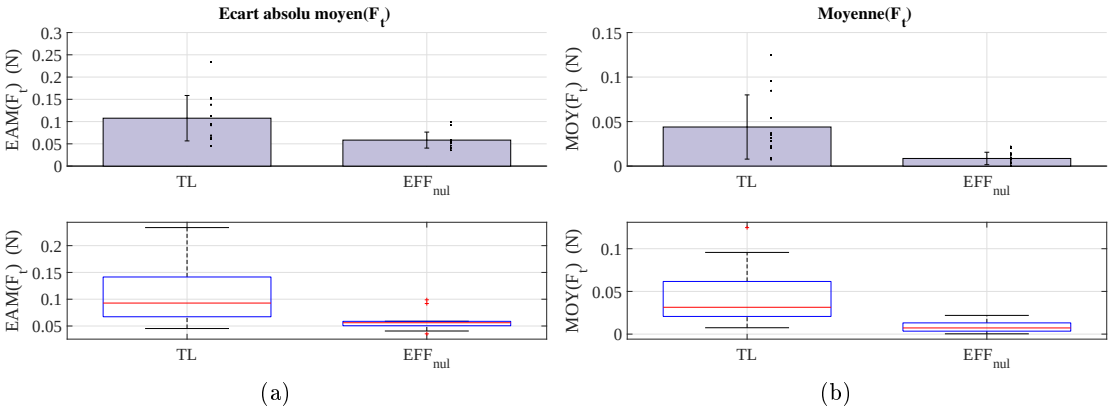


FIGURE 3.11 – Écart absolu moyen (a) et moyenne (b) des efforts tangentiels appliqués par le doigt sur le dispositif. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets.

3.2.3 Discussion

Nous avons, lors de cette expérience, comparé le balancement postural dans trois conditions différentes. Parmi ces conditions, les deux premières (pas de toucher et toucher léger sur une surface fixe) ont montré une différence significative dans l'écart absolu moyen des variations de positions du centre de pression dans l'axe antéro-postérieur, la diminution du balancement apportée par le toucher léger est de l'ordre de 50%. Ces résultats sont semblables à la diminution observée de 60% dans les mêmes conditions dans [Clapp and Wing, 1999].

Nous avons montré que la boucle à effort nul parvenait à diminuer significativement les efforts tangentiels que les sujets appliquent sur le système. De plus nous avons observé que le balancement postural était augmenté lors de la condition de boucle à effort nul par rapport à une condition de toucher léger sur une surface fixe. Enfin nous avons montré qu'il existait une cohérence importante entre les mouvements du doigt et ceux du centre de pression. Nous avons donc mis en place une expérience lors de laquelle le stimulus mettant en mouvement le doigt, le fait en diminuant les efforts que le dispositif applique sur le doigt. Malgré ces efforts très faibles, le fait que les sujets suivent le stimulus avec leur corps plutôt qu'avec le bras indique que les observations faites sur l'entraînement de la posture par un déplacement du doigt ne peuvent pas s'expliquer par un entraînement mécanique.

La prise d'information sensorielle lors d'un toucher léger sur une surface mobile peut se faire à l'aide de la force tangentielle transmise par le dispositif sur le doigt. Selon cette hypothèse, le doigt, lorsqu'il est déplacé vers l'avant, est soumis à une force, vers l'avant également, appliquée sur le doigt. Le système nerveux central pourrait interpréter cette

force comme résultante du fait que le tronc se déplace vers l'arrière et ainsi produire un ajustement postural vers l'avant. Lors d'un contrôle de la position du doigt indépendamment de la force, par exemple lors de l'essai avec une sinusoïde de $0.2Hz$ présentée dans la section 3.1, nous observons que EAM(F_t) : $0,13N$, écart type=$0,06N$ et MOY(F_t) : $0,56N$, écart type=$0,16N$. Lors de l'utilisation de la boucle à effort nul, la cohérence entre p_{CdP} et p_d demeure très élevée malgré une diminution drastique de EAM(F_t) et de MOY(F_t).
De plus, l'hypothèse d'un suivi basé sur la force ne tient pas si on considère le sens de transmission des forces. Ici, un mouvement du doigt vers l'avant résulte de l'application d'une force par le doigt vers l'avant, du fait de la boucle d'asservissement à effort nul mise en place. Donc, lorsque le doigt avance, la force appliquée par le sujet est vers l'avant (même si, en fait, par l'effet de la boucle, elle a tendance à s'annuler) et la force appliquée sur le doigt (égale et opposée) est vers l'arrière. Si l'hypothèse d'une prise d'information par les efforts tangentiels était valide, la force devrait engendrer un ajustement vers l'arrière. Mais le sujet suit le doigt et donc se penche en avant.
Nous pouvons donc raisonnablement penser que la force tangentielle n'est pas l'information sensorielle prise en compte lors d'un toucher léger sur une surface mobile.

3.3 Contrôle de la position du centre de pression en boucle ouverte

Les résultats présentés dans le chapitre précédent se limitent aux seuls mouvements périodiques et à un contenu fréquentiel ne dépassant pas les $0.3Hz$. Nous avons toutefois pu observé qu'il existait une cohérence importante entre les déplacements du doigt et ceux du centre de pression dans le cas de notre boucle à effort nul. Les déplacements du doigt au cours de cette condition sont des déplacements non périodiques.

Nous souhaitons savoir dans quelle mesure il est possible d'asservir précisément la position du centre de pression le long d'une trajectoire prédéfinie en contrôlant la position de la surface légèrement touchée par le doigt.

3.3.1 Protocole

Une expérience a été mise en place pour vérifier l'efficacité de cette méthode de contrôle. Onze sujets ont participé à cette expérience (10 hommes, 1 femme, âge moyen : $22,7$ (écart type=$3,6$)). Les sujets sont ceux de l'expérience décrite dans le chapitre précédent. L'ordre de présentation des essais a été randomisé. Les instructions données aux participants de cette étude sont celles décrites dans la section 2.1.2. Il est demandé aux

sujets de garder le bras opposé au creux du bras dominant [1]. Le dispositif utilisé est le premier dispositif (système poulies-courroie, voir figure 2.1).

L'objectif de cette étude est de contrôler la position du centre de pression des participants dans l'axe antéro-postérieur autour d'une consigne pré-définie.
Cette consigne est composée d'un plateau de $20s$ autour de la position initiale du sujet (calculée à partir de la moyenne de p_{CdP} pendant les 10 premières secondes), d'un échelon de $8mm$ vers l'avant à la 30ème seconde (cette position est maintenue pendant $60s$) puis une rampe de $-0.13mm/s$ pendant $60s$ ramenant la consigne jusqu'à la position initiale. Chaque participant a effectué un essai dans cette condition.
L'amplitude de $8mm$ a été choisie afin d'observer une transition nette dans la position du centre de pression. Nous avons montré dans la section précédente que EAM(p_{CdP}) vaut en moyenne $2.3mm$ dans le cas d'un toucher léger : la valeur choisie de $8mm$ permettra donc de pouvoir observer le changement de référence du centre de pression.

La position du doigt au cours du temps (notée p_d) est contrôlée de manière à suivre directement la trajectoire désirée du centre de pression (notée p^*_{CdP}). Comme montré dans la figure 3.12, la consigne est directement envoyée au variateur en passant par le convertisseur numérique/analogique représenté sur la figure par un bloqueur d'ordre 0 (BOZ). Le variateur est réglé de manière à contrôler la position du moteur. Pour des soucis de simplification, le coefficient de réduction du réducteur ainsi que la transformation du mouvement par le système poulie-courroie n'ont pas été indiqués sur le diagramme (rendant la position du moteur égale à la position du doigt) mais sont bien évidemment pris en compte dans l'élaboration de la commande.

1. Dans ce protocole il est demandé aux sujets de garder le bras opposé au creux du bras dominant contrairement à ce qui a été dit dans la conclusion de la section 3.1. Cela s'explique par la chronologie des essais, le protocole présenté ici a été mis en place avant celui nous permettant de conclure sur l'influence de la position du bras opposé.

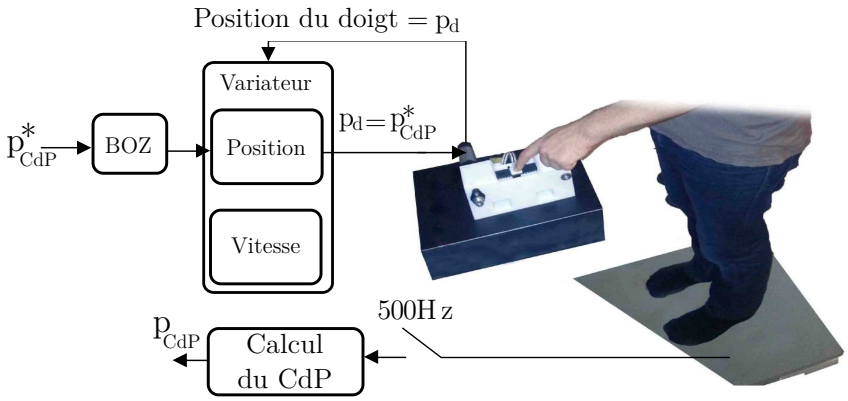


FIGURE 3.12 – Schéma bloc de la boucle ouverte

Les données recueillies sont p_{CdP} et p_d. Les scores calculés sont les suivants :

— Afin de quantifier la qualité du suivi de la consigne par le centre de pression, nous calculons la valeur absolue de l'erreur de suivi moyenne *i.e.* $|\bar{\varepsilon}| = \left|\frac{1}{N}\sum_N (p^* - p)\right|$. Ce score permet la compensation des erreurs positives et négatives (variations du centre de pression autour de la consigne). Autrement dit, l'oscillation posturale autour de la valeur de référence n'est pas pénalisante. Plus ce score est proche de 0 et plus le suivi de la consigne est bon. Ce score est calculée sur la période t=[10 : 150s].

— Afin de quantifier l'oscillation posturale causée par l'échelon, EAM(p_{CdP}) a été calculé sur trois périodes différentes :
  — T1 : Avant la transition, soit sur la période $[10 - 30s]$
  — T2 : Juste après la transition, soit sur la période $[30 - 50s]$
  — T3 : Après les effets potentiels de la transition, soit sur la période $[50 - 70s]$

3.3.2 Résultats

Les variations de position du centre de pression au cours du temps de tous les sujets sont représentées sur la figure 3.13. Ces réponses temporelles montrent que boucle ouverte ne permet pas de maintenir une position statique et semble inefficace dans le cas où la consigne comprend des variations brusques.

La moyenne de l'erreur $|\bar{\varepsilon}|$ sur l'ensemble des sujets vaut $4.8mm$ (écart type $=1.11mm$). L'erreur $|\bar{\varepsilon}|$ moyennée sur l'ensemble des sujets est présentée [2] sur la figure 4.3.

2. Ces résultats sont présentés sur une figure du chapitre suivant car les performances du suivi de la consigne pré-définie ($|\bar{\varepsilon}|$) seront comparées à la loi de commande en boucle fermée que nous expliquerons dans le chapitre suivant.

La moyenne de EAM(p_{CdP}) sur l'ensemble des sujets pour les trois périodes (T1, T2 et T3) est présentée sur la figure 4.4a. Nous remarquons un profil en cloche : les oscillations augmentent juste après l'échelon, puis reviennent à leur niveau initial.

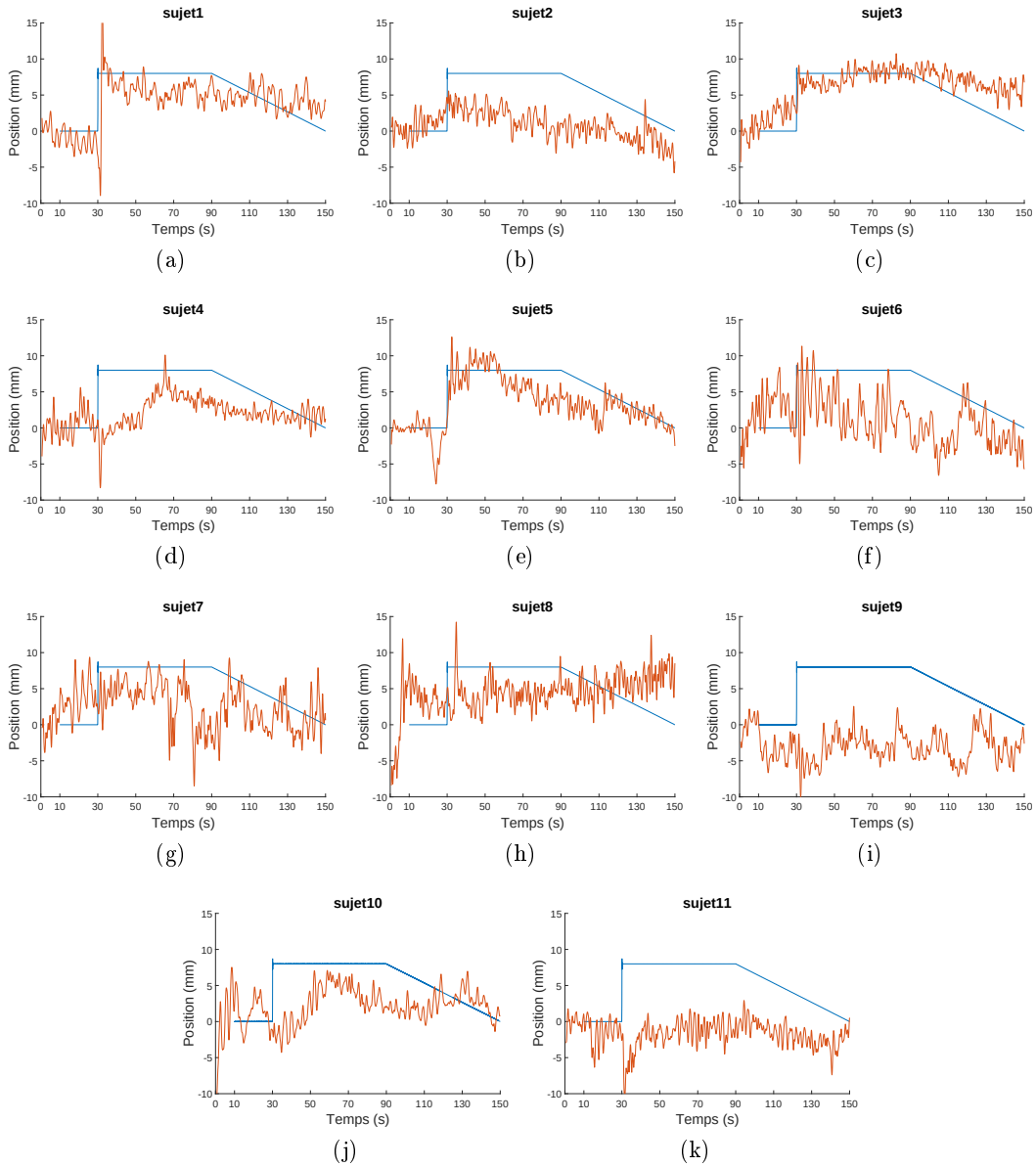


FIGURE 3.13 – Courbes temporelles de la position du centre de pression (en rouge) et de la consigne pré-définie p^*_{CdP} (en bleu)

3.3.3 Discussion

Nous avons montré, à l'aide de cette série d'expériences, que le suivi par le corps des mouvements du doigt n'opérait plus lorsque le doigt est maintenu immobile après

un déplacement. Cette observation va directement à l'encontre de l'idée selon laquelle la position du centre de pression et celle du doigt seraient couplées. Nous remarquons sur les réponses temporelles des différents sujets qu'il semble exister un couplage lorsque le doigt est en mouvement mais que ce dernier disparait lorsque le doigt est immobile. Lorsque le doigt est immobile, nous observons des réactions posturales différentes pour chaque sujet. Cette observation repousse l'hypothèse d'un couplage en position.

Nous pourrions attribuer cette absence de couplage en position à la transition trop brusque de notre échelon. Ce phénomène a toutefois été analysé dans une expérience non décrite ici mais expliquée dans [Verite et al., 2013]. Dans cette étude, nous avons étudié le suivi du centre de pression pour trois consignes pré-définies présentant des transitions plus ou moins brusques (échelon, rampe de $10s$ ou transition parabolique de $10s$). Aucune différence statistiquement significative n'avait alors été relevée entre les trois conditions. Ces observations nous permettent de déduire que la transition brusque n'est pas responsable de l'absence de couplage observée.

Comme nous le disions précédemment, si le centre de pression ne semble que peu suivre la consigne pré-définie lors des essais, on observe toutefois un entraînement lorsque le doigt est mis en mouvement. Cette observation va dans le sens de notre hypothèse : le doigt touchant le dispositif est interprété comme une référence d'immobilité (vitesse nulle). Lorsque le doigt est mis en mouvement le système nerveux central tente alors de diminuer la vitesse relative entre le tronc et le doigt. Le couplage entre les mouvements du doigt et le centre de pression semble alors être un couplage en vitesse.

3.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons exclu l'hypothèse d'un entrainement mécanique de la posture par les efforts tangentiels appliqués au doigt. Nous avons tout d'abord réalisé une expérience durant laquelle nous avons fait varier la hauteur d'application du stimuli. Nous observons non seulement que le gain entre la position du doigt et celle du centre de pression ne varie pas de manière significative, mais aussi que les mouvements du bras ne sont pas négligeables et excluent l'hypothèse d'un corps réagissant comme une entité rigide.

D'une façon plus intéressante, lorsqu'on met en mouvement le doigt tout en diminuant les efforts qu'applique le dispositif sur le doigt, la cohérence entre les mouvements du doigt et ceux du dispositif reste très importante.

En comparant le niveau de la force tangentielle lors d'essais en sinusoïdes à celui obtenu lors des essais lors avec la boucle à effort nul, nous nous apercevons que le niveau des efforts mis en jeu ne change pas la cohérence entre la position du doigt et celle du centre de pression.

Lorsqu'on compare les essais où le stimulus est sinusoïdal à ceux en boucle à effort nul, la cohérence reste du même ordre de grandeur alors que les efforts tangentiels sont fortement réduits dans le deuxième cas. Nous pouvons raisonnablement déduire que la force tangentielle n'est pas l'information sensorielle la plus importante permettant d'expliquer le couplage que nous étudions.

En attribuant une trajectoire pré-définie au doigt comportant une transition vers une nouvelle position fixe, nous avons montré que l'entraînement de la posture n'opérait pas efficacement lors de transitions brusques et qu'il ne semblait pas y avoir de lien direct entre le centre de pression et la position du doigt lorsque cette dernière est immobile. Ces observations nous permettent de considérer que le couplage entre la position du doigt et celle du centre de pression est faible. Nous proposons donc une hypothèse selon laquelle l'information prise par le toucher léger serait une information d'immobilité (vitesse nulle) et donc que le couplage entre le centre de pression et les mouvements du doigt serait un couplage en vitesse.

Afin de vérifier notre hypothèse, nous proposerons dans la suite une loi de commande en boucle fermée de la position du centre de pression. La sortie du correcteur sera donc la vitesse du doigt.

Chapitre 4

Asservissement de la position du centre de pression en modulant la vitesse du doigt

Sommaire

4.1 Contrôle de la position du centre de pression en boucle fermée 82
4.2 Étude du réglage du gain de rétroaction de la boucle fermée 88
4.3 Effet de la répétition sur les performances de la boucle fermée 93
4.4 Étude de l'influence de la conscience des mouvements du doigt 97
4.5 Étude de l'influence de l'instruction donnée aux sujets . . . 102
4.6 Conclusion 105

Dans ce chapitre, nous proposons une loi de commande en boucle fermée permettant de guider le centre de pression autour d'une consigne pré-définie en modulant la vitesse du doigt. Nous commencerons par vérifier que notre boucle fermée permet de guider précisément le centre de pression autour de d'une consigne pré-définie. Outre son intérêt intrinsèque, et les éléments de réponse qu'il pourrait apporter sur le couplage en vitesse que nous mettons en avant, ce type d'asservissement peut avoir, à long terme, des applications pratiques. En effet, la position du centre de pression étant une image de l'équilibre postural, nous pouvons imaginer notre système comme un dispositif de réhabilitation utilisé en routine clinique. Le principe de l'asservissement pourrait également être mis en œuvre sur un système plus intégré qui équiperait les poignées des aides techniques à la déambulation.

Après avoir évalué les performances de notre boucle fermée et les avoir comparées à celles observées en boucle ouverte dans la section 3.3, nous consoliderons notre argumen-

taire en faveur d'un couplage en vitesse. Nous présenterons ensuite les séries d'expériences qui nous ont permis de régler le gain de la boucle de rétro-action et d'étudier l'effet du nombre de répétitions sur les performances de notre boucle fermée. Cette dernière expérience met en évidence la possibilité pour le sujet de rejeter l'influence des mouvements du doigt sur la posture. Nous étudierons donc dans deux séries d'expériences supplémentaires l'effet du niveau de conscience des sujets et de l'instruction qui leur est donnée.

4.1 Contrôle de la position du centre de pression en boucle fermée

Nous souhaitons mettre en œuvre une commande en boucle fermée de la position du centre de pression. Cela suppose la synthèse d'un correcteur ayant comme entrée l'erreur entre les positions désirée et courante du centre du pression. La sortie du correcteur (la commande) sera quant à elle une vitesse. Le choix d'une sortie en vitesse s'explique par les observations faites lors du chapitre précédent. En effet, nous avons vu qu'il ne semble pas exister de couplage en position entre le doigt et le centre de pression.

4.1.1 Implémentation

La loi de commande en boucle fermée que nous proposons est ainsi implémentée :

$$v_d^* = K(p_{CdP}^* - \tilde{p}) - K' p_d \tag{4.1}$$

Avec :

- $\tilde{p}$ qui représente la valeur filtrée de p_{CdP}. Un filtre Butterworth d'ordre 2 et de fréquence de coupure de $0,3Hz$ est utilisé. On filtre à $0,3Hz$ afin de n'adresser que les oscillations lentes du centre de pression.
- K qui est le gain permettant d'ajuster la vitesse du doigt en fonction de l'erreur mesurée entre la position du centre de pression désirée (p_{CdP}^*) et la position du centre de pression filtrée ($\tilde{p}$).
- $-K' p_d$ qui est un terme "anti-drift". L'objectif de ce terme est de constamment ramener la position du doigt vers le centre de l'espace de travail autorisé ($+-20mm$). Ce type de terme est souvent utilisé dans les simulateurs de vol afin de ramener inconsciemment le pilote en position initiale tout en autorisant à nouveau la possibilité de mettre en mouvement le système. Afin de ne pas perturber la commande, ce gain est fixé à une valeur 16 fois plus petite que K. K ($1,94s^{-1}$) et K' ($0,12s^{-1}$) ont été réglés empiriquement dans des essais préliminaires à cette expérience.

On peut noter qu'en réécrivant l'équation précédente, on peut faire apparaître une consigne p_{CdP}^{**} correspondant à la consigne qui a été légèrement modifiée par le terme

"anti-drift" :

$$v_d^* = K(p_{CdP}^* - \tilde{p}) - K' p_d = K(p_{CdP}^{**} - \tilde{p}) \tag{4.2}$$

avec $p_{CdP}^{**} = p_{CdP}^* - \dfrac{K'}{K} p_d$.

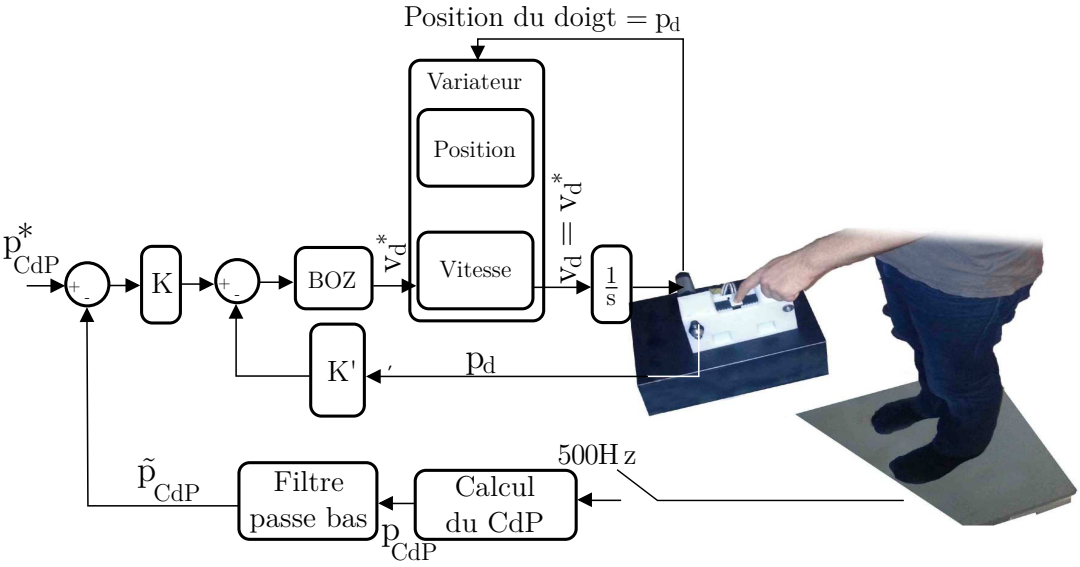


FIGURE 4.1 – Schéma bloc de la boucle fermée

Ainsi et en simplifiant, la boucle fermée fonctionne comme suit : si le centre de pression est en arrière par rapport à la consigne, le doigt sera mis en mouvement vers l'avant et inversement si le centre de pression est trop en avant, le doigt sera mis en mouvement vers l'arrière. En réglant la vitesse du doigt de cette façon, cela nous permet d'avoir une commande pour laquelle le doigt est mis en mouvement à une vitesse rapide quand le centre de pression est loin de la consigne et de moins en moins rapidement quand il s'en approche.

4.1.2 Protocole

Cette loi de commande autour de la consigne pré-définie est présenté aux mêmes sujets et dans la même session que l'expérience en boucle ouverte décrite dans la section 3.3 et celle du chapitre 2. L'ordre de présentation des essais a été randomisé. Les scores calculés dans le cas de la boucle fermée sont les mêmes que ceux de la boucle ouverte :

— $|\bar{\varepsilon}| = \left|\frac{1}{N}\sum_N (p^* - p)\right|$.

— EAM(p_{CdP}) sur les trois périodes (T1, T2 et T3)

4.1.3 Résultats

Les variations de position du centre de pression au cours du temps de tous les sujets sont représentées sur la figure 4.2. La boucle fermée pour la quasi-totalité des sujets

(l'ensemble des sujets sauf le sujet 5) ne semble pas présenter les défauts de la boucle ouverte puisqu'elle permet un maintien autour de la position statique et parvient à emmener le sujet autour de la consigne prédéfinie malgré la transition brusque.
On peut voir pour plusieurs sujets (notamment le sujet 5) que la position du doigt atteint parfois la valeur de $+20mm$ qui correspond à la limite imposée de l'espace de travail. Le fait que le doigt atteigne l'espace de travail est souvent l'image de la boucle fermée qui ne parvient pas à entrainer assez rapidement le centre de pression autour de la consigne pré-définie.

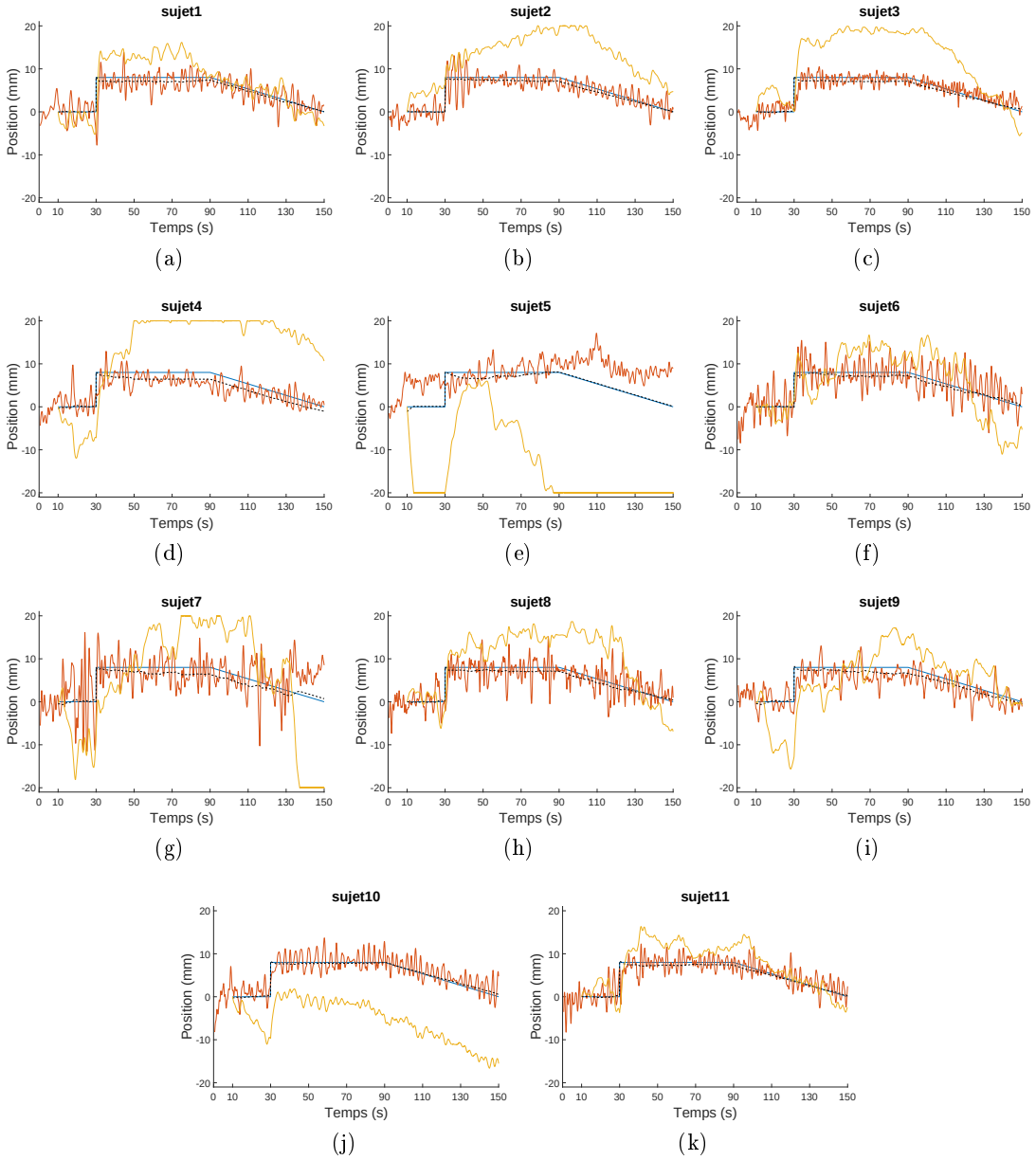


FIGURE 4.2 – Courbes temporelles de la position du centre de pression (en rouge), de la consigne p^*_{CdP} (en bleu), de la consigne modifiée p^{**}_{CdP} (pointillés noirs) et de la position du doigt (en orange).

La qualité du suivi est caractérisée à la fois par rapport à p^*_{CdP}, mais aussi par rapport à la consigne modifiée p^{**}_{CdP}. La moyenne de l'erreur $|\bar{\varepsilon}|$ sur l'ensemble des sujets est présentée sur la figure 4.3. La moyenne de l'erreur $|\bar{\varepsilon}|$ sur l'ensemble des sujets vaut :

- en boucle ouverte : $4.8mm$ (écart type $=1.11mm$)
- en boucle fermée
  - p^*_{CdP} : $1,05$ mm (écart type $=1,11mm$)
  - p^{**}_{CdP} : $0,61mm$ (écart type $=0,91mm$)

L'erreur de suivi en boucle fermée par rapport à p^{**}_{CdP} est évidemment plus faible que celle par rapport à p^{*}_{CdP}, nous calculons tout de même cette dernière afin de garder une comparaison parfaitement équitable vis à vis de la boucle ouverte. L'amélioration du suivi entre les conditions de boucle ouverte et de boucle fermée est vérifiée statistiquement à l'aide du test des rangs signés de Wilcoxon ($p = 0,013$ et $p = 0,003$ pour la différence entre boucle ouverte et boucle fermée en considérant dans le cas de la boucle fermée respectivement p^{*}_{CdP} et p^{**}_{CdP}).

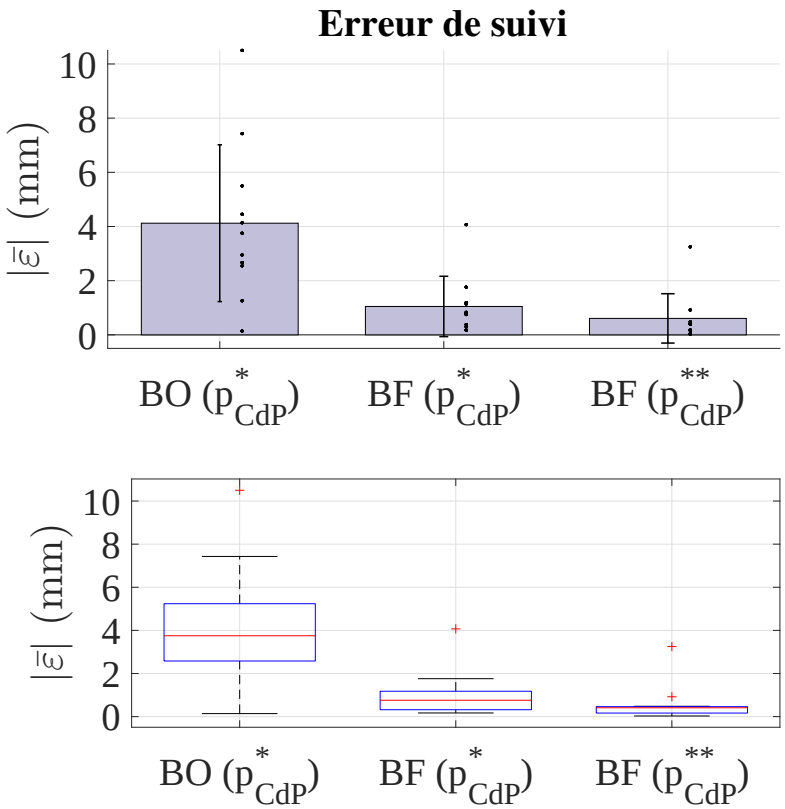
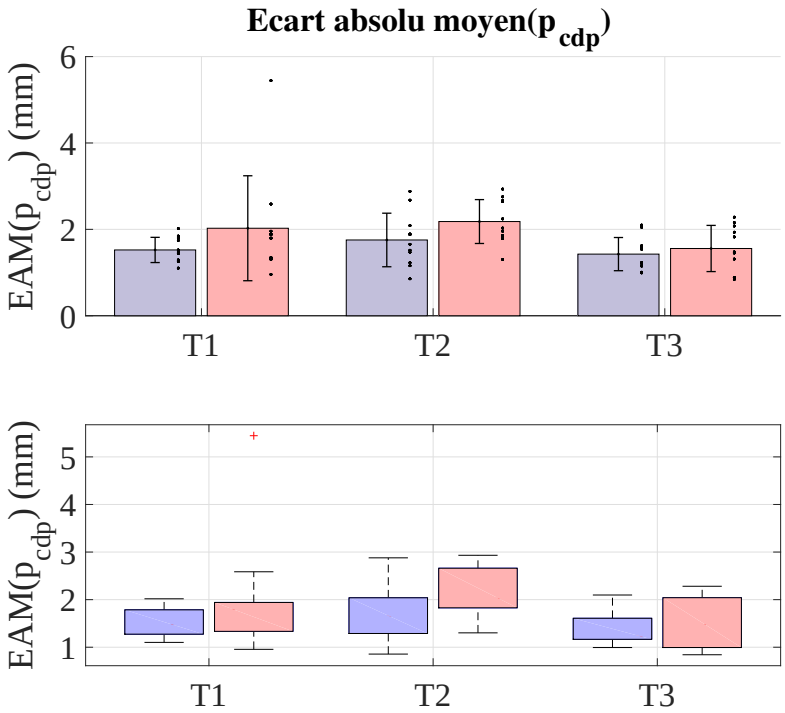


FIGURE 4.3 – Erreur de suivi de la consigne pré-définie par le centre de pression. Les résultats présentés sont les scores moyennés sur l'ensemble des sujets dans le cas de la boucle ouverte (BO) et boucle fermée (BF). Dans le cas de la boucle fermée les scores sont calculés par rapport à la consigne ($BF(p^{*}_{CdP})$) et la consigne modifiée ($BF(p^{**}_{CdP})$). En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets.

EAM(p_{CdP}) moyenné sur l'ensemble des sujets avant (T1), juste après (T2) et après (T3) la transition sont présentés sur la figure 4.4a. On peut remarquer, dans le cas de la boucle fermée aussi, une répartition en cloche autour de l'échelon. Cette répartition indique une déstabilisation provoquée par la transition brusque que représente l'échelon, mais on remarque aussi que le balancement diminue pour revenir à sa valeur initiale. On remarque que si le balancement semble du même ordre de grandeur entre les deux conditions pour la période T1 et la période T3, la période T2 elle semble présenter de plus

grandes oscillations dans le cas de la boucle fermée. Cette augmentation peut s'expliquer par le fait que les sujets ont effectivement suivi la transition brusque de la consigne.



(a)

FIGURE 4.4 – Écart absolu moyen du centre de pression sur les trois périodes (T1, T2 et T3). Les résultats présentés sont les scores moyennés sur l'ensemble des sujets dans le cas de la boucle ouverte (en bleu) et boucle fermée (en rouge). En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets.

4.1.4 Discussion

Nous avons montré que la boucle ouverte ne permettait pas un suivi efficace, par le centre de pression, d'une consigne comportant des variations brusques ainsi que le maintien de positions statiques. La loi de commande en boucle fermée que nous proposons dans cette expérience permet de contrôler efficacement la position du centre de pression au cours du temps autour d'une position statique et autour d'une consigne qui évolue dans le temps (même dans le cas de transitions brusques). Il est important de noter que le suivi de la consigne se fait sans pour autant nécessiter ni la coopération ni la concentration du sujet. En effet les sujets restent tout au long de l'expérience complètement naïfs vis à vis des conditions expérimentales. Aucun sujet n'a reporté avoir senti que l'on manipulait sa posture lors des essais.

Nous avons de plus montré que dans le cas de notre boucle fermée, le couplage se faisait uniquement en vitesse. On peut en effet voir sur la figure 4.2 que la position du

doigt est très différente de celle de la consigne au cours du temps.

Nous consolidons ainsi notre interprétation pour l'intégration de cette information sensorielle. Le couplage entre les informations fournies par le contact serait une information d'immobilité (vitesse nulle). Dans l'objectif de maintenir une vitesse relative nulle, par rapport à ce qui est interprété comme une référence immobile, le corps suit alors les mouvements du doigt lorsque ce dernier est mis en mouvement. Le couplage entre ces deux mouvements est alors un couplage en vitesse.

Nous avons montré lors de cette expérience qu'il était possible, par des mouvements imposés au doigt, de contrôler précisément le balancement des sujets. Si ce type de bouclage semble très intéressant afin de potentiellement aider au contrôle postural, il est toutefois nécessaire d'étudier plus en détail les paramètres de cette commande et notamment le réglage du gain de rétroaction de cette dernière.

4.2 Étude du réglage du gain de rétroaction de la boucle fermée

Nous avons montré dans la partie précédente qu'on pouvait influencer précisément la position du centre de pression d'un sujet en utilisant notre loi de commande en boucle fermée. Dans l'expérience décrite précédemment, le gain qui relie la vitesse du doigt à l'écart entre la position du centre de pression et la consigne a été réglé de manière empirique lors d'expériences préliminaires. Nous étudierons, dans cette partie, 5 gains de bouclage différents afin de vérifier et quantifier la qualité de notre choix.

4.2.1 Protocole

Quatorze sujets (7 hommes, 7 femmes, âge moyen : $26,8$ (écart type=$12,9$)) ont participé à cette étude. Les instructions données aux participants sont celles décrites dans la section 2.1.2. Le dispositif expérimental utilisé est le deuxième (système vis-écrou, voir figure 2.2).

Lors de cette expérience, nous avons simplifié la trajectoire de référence. Nous l'avons d'une part raccourcie et nous avons d'autre part enlevé l'échelon pour éviter les oscillations qui en résultent. Nous avons également enlevé le terme "anti-drift" afin d'uniformiser l'analyse des résultats. La trajectoire est la suivante :

— $[0 - 10s]$: Mesure de la position du centre de pression.
— $[10 - 20s]$: La consigne de la boucle fermée est de maintenir le sujet autour de la position moyenne calculée pendant les 10 premières secondes.
— $[20-30s]$: La consigne passe de 0 à $8mm$ en suivant une courbe de point d'inflexion

nulle ($p^*_{CdP}(t = 15s)$=$4mm$, $\frac{d^2p^*_{CdP}}{dt^2}(t = 15s)$=$0mm/s^2$).

— $[30 - 60s]$ La consigne de $8mm$ est maintenu pendant $30s$.

La durée totale de l'essai est $60s$. Cette trajectoire sera utilisée dans les séries d'expériences décrites ensuite où il y sera fait référence en tant que "consigne pré-définie de référence".

Le gain utilisé dans la section précédente est considéré comme le gain de référence (K_{ref}=$1,94s^{-1}$). On étudiera ainsi les performances de notre boucle fermée (en terme de qualité du suivi de la consigne pré-définie) en faisant varier le gain de la boucle de rétroaction (K) :

— gain de référence divisé par 8, $K = \frac{K_{ref}}{8}$=$0,243s^{-1}$

— gain de référence divisé par 4, $K = \frac{K_{ref}}{4}$=$0,485s^{-1}$

— gain de référence divisé par 2, $K = \frac{K_{ref}}{2}$=$0,97s^{-1}$

— gain de référence, $K = K_{ref}$=$1,94s^{-1}$

— gain de référence multiplié par 2, $K = 2 * K_{ref} = 3,88s^{-1}$

Chacune de ces conditions fait l'objet de deux répétitions et l'ordre de présentation des essais est randomisé pour une durée totale d'expérience, en comptant l'accueil et la préparation des participants, de $30min$.

Les données recueillies sont p_{CdP} et p_d. Les scores calculés sont les suivants :

— Afin de quantifier la qualité du suivi de la consigne par le centre de pression, nous calculons la valeur absolue de l'erreur de suivi moyenne *i.e.* $|\bar{\varepsilon}| = \left|\frac{1}{N}\sum_N(p^*_{CdP} - p)\right|$.

— Lorsque notre stratégie de commande en boucle fermée ne parvient pas à emmener la position du centre de pression autour de la consigne pré-définie, le doigt arrive inévitablement aux limites de l'espace de travail que nous avons fixé (lors de cette expérience $+ - 30mm$ autour de la position initiale du doigt), ce qui empêche alors la boucle fermée de fonctionner. Nous calculerons alors le temps passé en saturation (T_{sat}) lors de chacun de ces essais pour tous les sujets.

4.2.2 Résultats

Les variations de position du centre de pression au cours du temps d'un sujet sont celles de la figure 4.5. On peut voir qu'il existe chez ce sujet des valeur du gain ($K_{ref}/2$ et $K_{ref}/4$) pour lesquelles le suivi de la consigne est meilleur. Le suivi de la consigne par ce sujet se détériore dans le cas d'un gain trop important ($2.K_{ref}$) ou dans le cas d'un gain trop faible ($K_{ref}/8$).

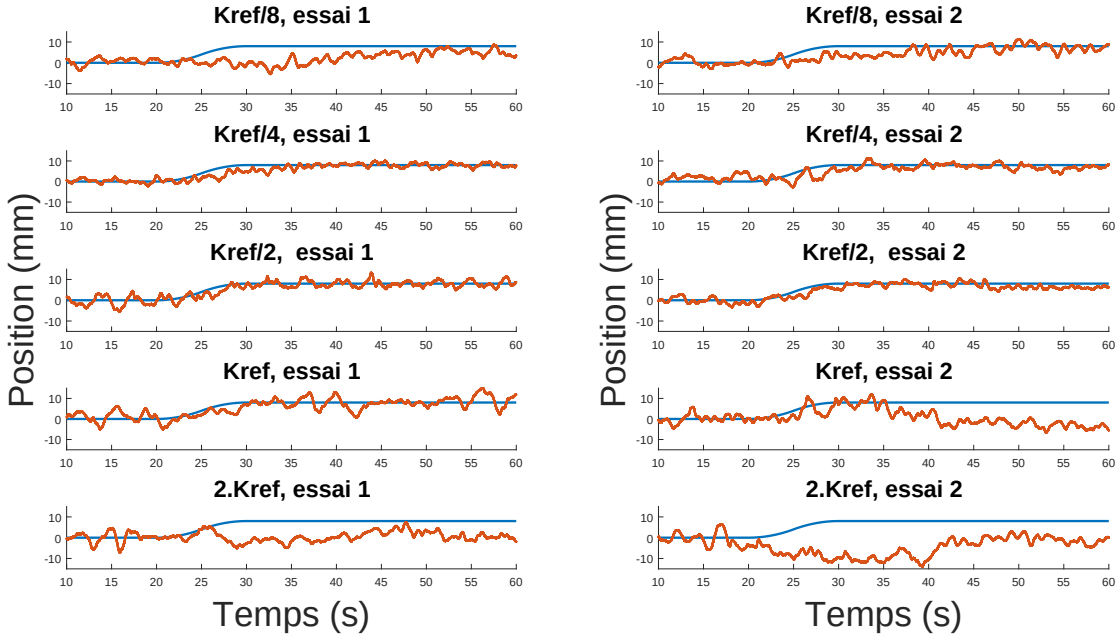


FIGURE 4.5 – Courbes temporelles, pour un sujet type, de la position du centre de pression (en rouge) et de la consigne pré-définie p^*_{CdP} (en bleu) pour les différents gains de la boucle de rétro-action

Les résultats sur l'erreur de suivi pour chaque sujets sont présentés sur la figure 4.6. On peut s'apercevoir, que sur l'ensemble des sujets, aucune tendance globale ne se dessine. Chaque sujet semble avoir un gain pour lequel le suivi est le meilleur. La variabilité importante entre les sujets empêche une tendance nette d'apparaitre (voir figure 4.7).

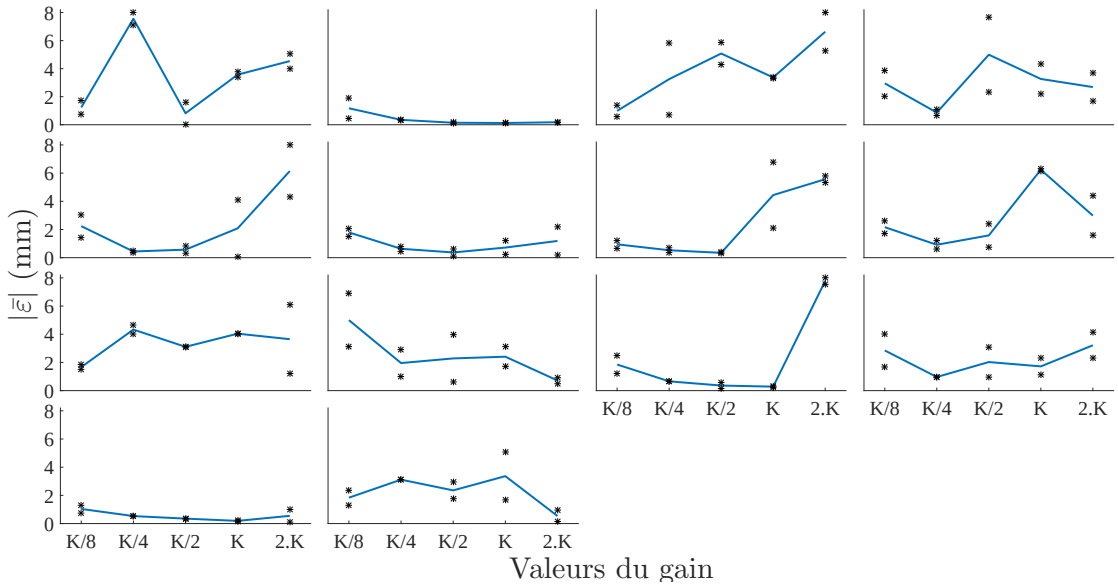


FIGURE 4.6 – Erreurs de suivi moyennées pour chaque sujet, pour les différentes valeurs du gain de la boucle de rétro-action.

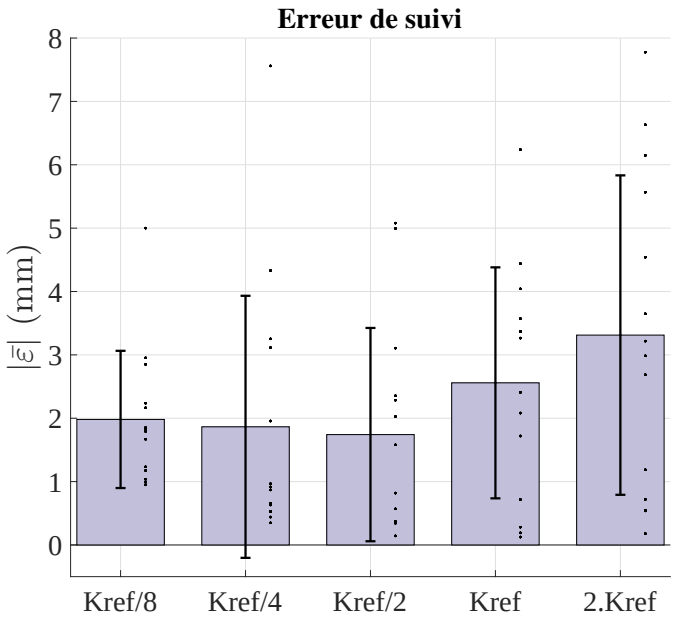


FIGURE 4.7 – Erreurs de suivi de la consigne pré-définie par le centre de pression. Les résultats présentés sont les scores moyennés sur l'ensemble des sujets en fonction de la valeur du gain de la boucle de rétro-action. Les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets.

Enfin les temps de saturation (T_sat)) moyennés sur l'ensemble des sujets et en fonction des conditions, sont représentés sur la figure 4.8. On y voit que plus le gain de la boucle retour est important et plus le temps de saturation augmente.

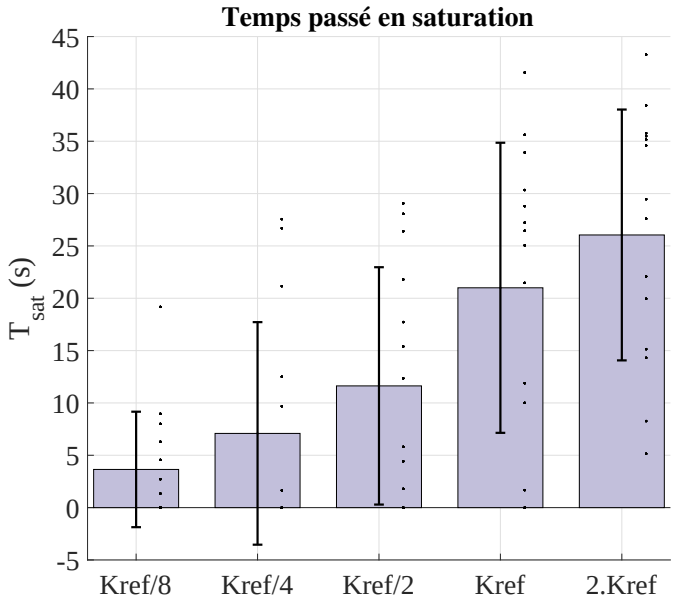


FIGURE 4.8 – Temps passé où le doigt a atteint les limites de l'espace de travail (et où la boucle fermée cesse donc de fonctionner). Les résultats présentés sont les scores moyennés sur l'ensemble des sujets en fonction de la valeur du gain de la boucle de rétro-action. Les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets.

4.2.3 Discussion

Nous avons étudié dans cette expérience, en fonction du gain de la boucle de rétro-action, les performances de notre loi de commande en boucle fermée en terme de précision de suivi d'une consigne pré-définie par la position du centre de pression . On peut s'apercevoir qu'il ne semble pas exister un gain pour lequel le suivi est le meilleur sur l'ensemble des sujets. Au lieu de cela, il semblerait que la valeur qui maximise la qualité du suivi est propre à chaque sujet.

Les valeurs extrêmes de gains choisis pour cette expérience ($2.K_{ref}$ et $K_{ref}/8$) semblent moins performantes en terme de suivi, cela peut s'expliquer par deux raisons opposées. Dans le cas du gain le plus fort, des vitesses plus importantes du doigt peuvent impliquer des grands déplacements et ainsi plus de chances d'arriver aux limites de l'espace de travail autorisé (une fois à la limite de l'espace de travail, plus aucun mouvement dans le même sens n'est autorisé, ce qui empêche le bon fonctionnement de notre boucle de retour). Ces résultats sont observables sur la figure 4.8. Dans le cas du gain le plus faible, le problème vient essentiellement de la boucle fermée (incluant l'humain) qui devient alors trop lente. On voit par exemple (figure 4.8) que le doigt n'atteint presque jamais les limites de l'espace de travail, ce qui est bien souvent la preuve d'un bon suivi mais qui indique dans le cas présent que la bande passante du système bouclé est trop faible pour offrir un bon suivi.

Malgré la variabilité inter-sujet nous pouvons observer que le gain choisi dans l'expérience précédente (*i.e.* K_{ref}) permet de bonnes performances de notre boucle fermée même si le gain $K_{ref}/2$ semble être plus approprié puisqu'il correspond au creux de la courbe moyennant les performances sur l'ensemble des sujets. C'est ce dernier que nous utiliserons dans les expériences décrites ensuite.

Nous avons donc ainsi pu tester différentes valeurs de gain pour notre boucle de retour et nous apercevoir qu'il n'existait pas un gain unique maximisant les performances de notre boucle sur l'ensemble des sujets. Il serait nécessaire à l'avenir de nous poser la question des facteurs qui affectent le suivi (intra et inter sujets) afin de comprendre ces différences, et ainsi ouvrir la voie à un réglage optimisé de notre boucle de retour.

Avant d'aller plus loin dans la compréhension de ce suivi, il est toutefois nécessaire d'observer l'influence du nombre de répétitions sur la qualité de suivi afin de pouvoir rejeter cette influence dans nos protocoles futurs.

4.3 Effet de la répétition sur les performances de la boucle fermée

Nous voulons, à l'aide de cette série d'expériences, étudier l'influence du nombre de répétitions sur la qualité du suivi de la consigne pré-définie à l'aide de notre boucle fermée. Par ailleurs, nous avons vu que même si globalement les sujets suivaient bien une consigne lors de la boucle fermée, certains essais échouent. La répétition des essais pourra permettre de reproduire et observer plus en détail ce phénomène.

4.3.1 Protocole

Quatorze sujets (10 hommes, 4 femmes, âge moyen : $21,6$ (écart type=$6,9$)) ont participé à l'expérience. Les instructions données aux participants sont celles décrites dans la section 2.1.2. Le dispositif expérimental utilisé est le deuxième (système vis-écrou, voir figure 2.2). Le gain utilisé pour la boucle de retour est $K = 0,97s^{-1}$. L'objectif de cette étude est d'étudier l'influence de la répétition des essais sur la qualité du suivi d'une consigne pré-définie.

Pour cela la loi de commande en boucle fermée, autour de la consigne pré-définie de référence décrite dans la partie précédente, est présentée 10 fois à chaque participant pour une durée totale d'expérience, en comptant l'accueil et la préparation des participants, de $30min$.

Les données recueillies sont p_{CdP} et p_d. Un unique score est calculé et correspond à la valeur absolue de l'erreur de suivi moyenne *i.e.* $|\bar{\varepsilon}| = \left|\frac{1}{N}\sum_N(p^*_{CdP} - p)\right|$.

4.3.2 Résultats

Les variations de position du centre de pression au cours du temps du sujet 6 sont celles de la figure 4.9. On peut s'apercevoir que les répétitions ne semblent pas avoir d'influence sur le suivi de la consigne par ce sujet. On s'aperçoit tout de même que même s'il semble suivre tout le temps la consigne, il ne l'a pas fait durant le 4ème et le 10ème essai.

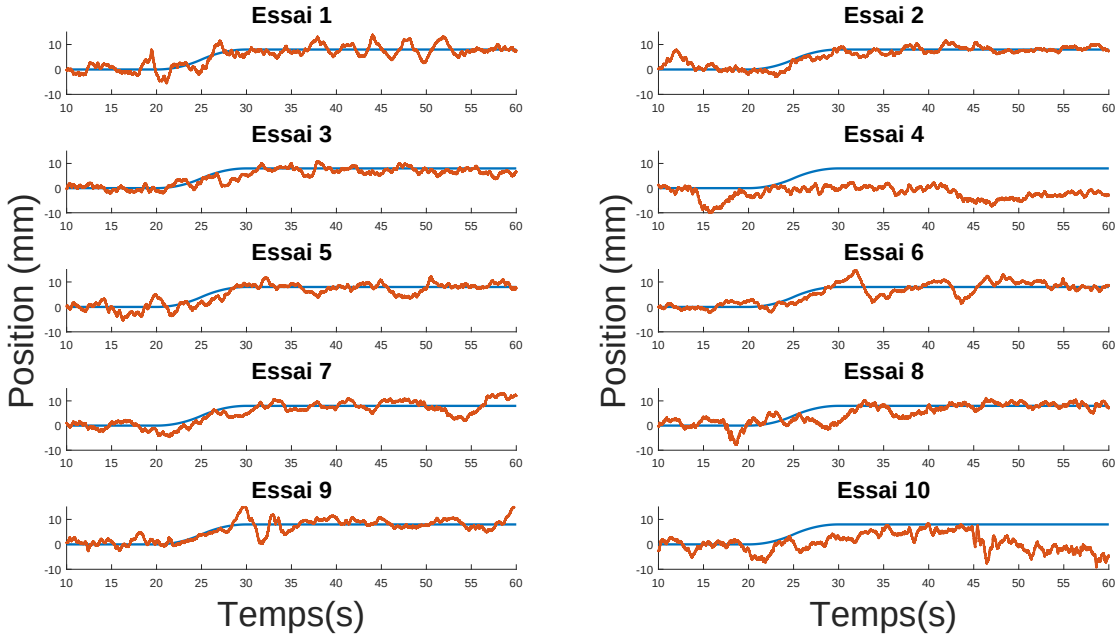


FIGURE 4.9 – Courbes temporelles, pour un sujet type, de la position du centre de pression (en rouge) et de la consigne pré-définie p^*_{CdP} (en bleu) lors de 10 essais

L'erreur de suivi de la consigne pour chacun des 10 essais de chaque sujet est présentée sur la figure 4.10. On peut voir que chez la plupart des sujets les performances ne semblent pas dépendre du nombre de répétitions et restent globalement constantes au cours des essais si on met de côté les quelques essais lors de leur expérience pour lesquels le suivi ne s'est pas fait. Chez les 4 sujets présentés en rouge sur la figure (sujet 1, 2, 3 et 7), une dépendance aux répétitions semble apparaître : à partir du 4ème ou 5ème essai ces derniers ne suivent plus la consigne.

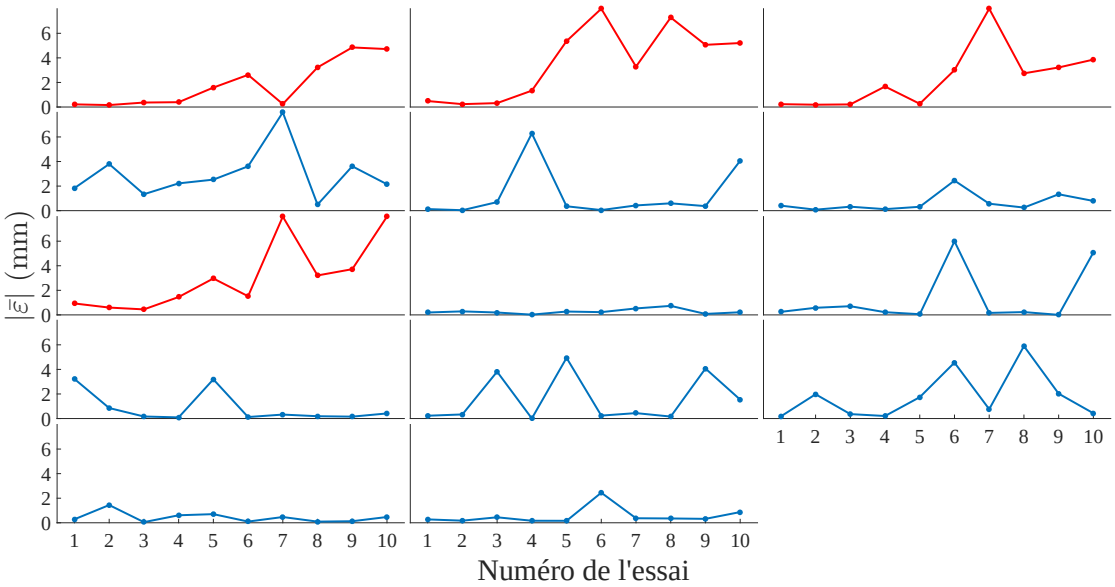


FIGURE 4.10 – Erreurs de suivi pour chaque essai de chacun des sujets. Les sujets représentés en rouge sont ceux présentant une dépendance des performances du suivi vis à vis du nombre de répétitions. Les sujets sont numérotés de manière croissante de gauche à droite et de haut en bas.

Il semble ainsi qu'il y ait deux groupes distincts de sujets, ceux qui présentent un changement dans la qualité du suivi à partir du quatrième essai et les autres. Les résultats moyennés sur ces deux groupes sont présentés sur la figure 4.11. En bleu sur la figure on vérifie effectivement que le groupe de 10 sujets ne présente pas d'effets liés au nombre de répétitions. En rouge sur la courbe, le groupe de 4 sujets semble effectivement suivre pendant les 4 premiers essais avant que les performances ne soient fortement détériorées sur les 6 derniers essais.

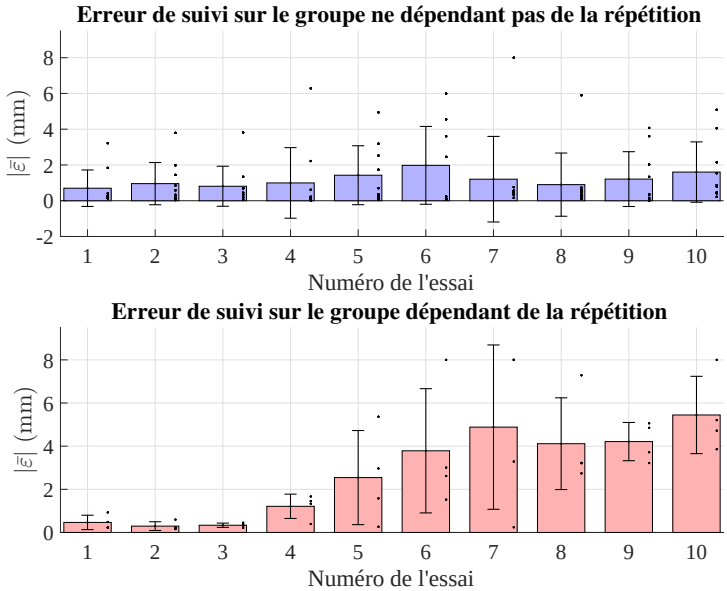


FIGURE 4.11 – Erreurs de suivi moyennées sur les deux groupes de sujets. Au dessus et en bleu, les participants pour qui le nombre de répétitions ne semble pas avoir d'effets sur le suivi de la consigne. En rouge et en bas, les 4 participants présentant un effet lié au nombre de répétitions. Les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets de chaque groupe.

4.3.3 Discussion

Chez la plupart des sujets (10 sujets sur 14) qui ont participé à cette étude, il ne semble y avoir aucune influence du nombre de répétitions sur les performances de la boucle fermée que l'on propose. Cependant, chez 4 participants, une influence nette du nombre de répétitions est visible. Plutôt qu'une diminution des performances de suivi au long des essais, on observe qu'il existe un moment à partir duquel les performances semblent être réduites très fortement. Ces observations pourraient correspondre avec les impressions de ces sujets, recueillies après l'expérience. Trois des quatre sujets ont noté, qu'à partir d'un certain moment, ils étaient certains que leur doigt bougeait et que ce mouvement entrainait leur posture. En se référant à l'instruction de tenter de bouger le moins possible, ils tentaient alors de diminuer activement l'influence des mouvements de leur doigt sur leur posture.

Parmi les 10 sujets pour lesquels la performance en boucle fermée ne varie pas au cours des essais, 6 ont reporté qu'ils sentaient que leur doigt bougeait et parvenaient pour la plupart à identifier que le doigt bougeait d'avant en arrière. De manière intéressante, ces sujets n'ont pas senti que leur posture était entrainé par ces mouvements du doigt. Le fait de savoir que leur doigt était mis en mouvement ne change pas les performances de la boucle fermée. Ainsi la conscience, du stimulus et de son influence sur la posture, pourrait avoir un impact sur les performances de notre boucle fermée.

Nous avons ainsi montré que la qualité du suivi de la consigne dans le cas d'une commande en boucle fermée ne dépendait pas du nombre de répétitions pour la plupart des sujets. Cependant, chez certains d'entre eux une influence est visible et pourrait s'expliquer par un rejet conscient et actif, de la part des sujets, du suivi des mouvements du doigt par la posture. Il sera donc important à l'avenir de veiller à randomiser au maximum l'ordre des conditions que l'on souhaite tester et de continuer à maintenir les sujets aussi naïfs que possible vis-à-vis des conditions expérimentales tout au long des expériences.

4.4 Étude de l'influence de la conscience des mouvements du doigt

Nous avons remarqué, dans la section précédente, que chez certains participants, le suivi de la consigne n'opérait plus après plusieurs essais. De manière intéressante, les performances qui se dégradent semblent correspondre avec une remarque faite par ces participants qui ont compris que les mouvements du doigt avaient tendance à entrainer leur posture. Nous chercherons donc dans ce chapitre à comprendre comment l'évolution de la naïveté des sujets par rapports aux conditions expérimentales peut influencer les performances de notre stratégie de commande en boucle fermée. Sachant que des actions volontaires de la part des participants peuvent influer sur les performances, nous verrons aussi si des différences dans l'instruction qui leur est donnée peuvent avoir des incidences sur le suivi de la consigne pré-définie.

4.4.1 Protocole

17 sujets (10 hommes, 7 femmes, âge moyen : $27,6$ (écart type=$13,9$)) ont participé à cette étude. Les instructions données aux participants sont celles décrites dans la section 2.1.2. Le dispositif expérimental utilisé est le deuxième (système vis-écrou, voir figure 2.2). Le gain utilisé pour la boucle de retour est $K = 0,97s^{-1}$.
Lors de cette expérience quatre conditions ont été présentées aux sujets avec le même stimulus : la stratégie en boucle fermée expliquée précédemment a été utilisée autour de la consigne pré-définie de référence (Section 4.2).

Les conditions diffèrent entre elles de part la conscience des objectifs de l'expérience par les sujets. L'ordre dans lequel les conditions sont présentées aux sujets n'a pas pu être randomisé puisque certaines conditions exigent de faire évoluer la connaissance du contexte expérimental. Ainsi lors d'une première phase, les sujets sont encore naïfs vis-à-vis du contexte expérimental, deux conditions sont randomisées et répétées trois fois chacune :

— ***YF*** : les sujets ont les yeux fermés.

— ***YO*** : les sujets ont les yeux ouverts et regardent droit devant eux de manière à ne pas pouvoir voir les mouvements de leur doigt.

Après ces deux conditions, les sujets sont informés que leur doigt est mis en mouvement d'avant en arrière lors des expériences. Il leur est aussi demandé de regarder leur index pendant les expériences suivantes, ce qui leur permet d'observer les mouvements de ce dernier au cours des essais. Pour les aider à repérer des mouvements qui sont parfois très faibles, deux diodes leurs indiquent le sens dans lequel le doigt est mis en mouvement lorsque c'est le cas (voir figure 4.12).

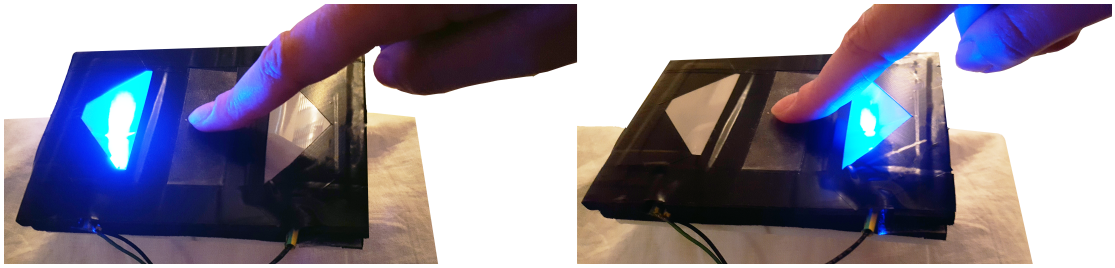


FIGURE 4.12 – Les diodes électroluminescentes placées sur la plateforme mobile s'allument en fonction du sens du mouvement (vers l'avant figure de gauche et vers l'arrière figure de droite)

Les deux dernières conditions sont les suivantes :

— $\boldsymbol{YO_{doigt}}$: les sujets ont les yeux ouverts et regardent leur doigt.

— ***RA*** : lors d'une dernière condition, les sujets sont informés qu'ils ont tendance à suivre les mouvements du doigt en se balançant d'avant en arrière. Après ces explications, il leur est demandé de rejeter activement ce suivi. Lors de cette condition, les sujets ont toujours le regard porté sur leur index afin de pouvoir observer les mouvements du dispositif et les diodes sont toujours présentes pour les aider dans cette tâche.

Ces deux conditions sont elles aussi répétées trois fois. La durée totale d'expérience, en comptant l'accueil et la préparation des participants, est de $30min$.

Les données recueillies sont p_{CdP} et p_d. Un unique score est calculé et correspond à la valeur absolue de l'erreur de suivi moyenne *i.e.* $|\bar{\varepsilon}| = \left|\frac{1}{N}\sum_N (p^*_{CdP} - p)\right|$.

4.4.2 Résultats

Les réponses temporelles d'un sujet sont présentées sur la figure 4.13. On peut voir que ce sujet semble suivre la consigne avec les yeux fermés, les yeux ouverts et dans le cas où il sait que son doigt est susceptible d'être mis en mouvement et comment il l'est au cours du temps. Lorsqu'on lui demande de ne plus suivre les mouvements du doigt avec son corps, il y parvient efficacement dans deux des trois essais.

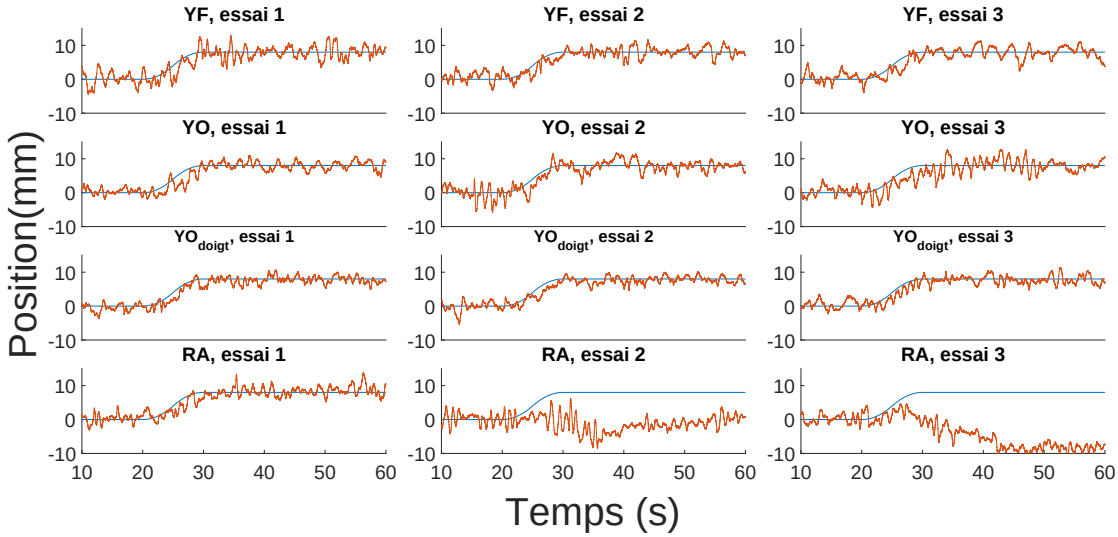


FIGURE 4.13 – Courbes temporelles, pour un sujet type, de la position du centre de pression (en rouge) et de la consigne pré-définie p^*_{CdP} (en bleu) en fonction des conditions

L'erreur $|\bar{\varepsilon}|$ moyennée sur l'ensemble des sujets en fonction des conditions est présentée sur la figure 4.14. L'erreur moyennée, en fonction des conditions vaut :

— $\boldsymbol{YF}$: $1,14mm$, écart type=$1,45mm$
— $\boldsymbol{YO}$: $1,64mm$, écart type=$1,80mm$
— $\boldsymbol{YO_{doigt}}$: $2,40mm$, écart type=$2,22mm$
— $\boldsymbol{RA}$: $4,39mm$, écart type=$1,94mm$

On peut voir que l'erreur $|\bar{\varepsilon}|$ moyennée sur l'ensemble des sujets est légèrement plus grande pour $\boldsymbol{YO}$ que pour $\boldsymbol{YF}$, cette différence n'est cependant pas statiquement significative ($p > 0,05$).

La condition $\boldsymbol{YO_{doigt}}$ présente des erreurs de suivi plus importantes que pour les conditions précédentes. Seule la différence entre $\boldsymbol{YO_{doigt}}$ et $\boldsymbol{YF}$ est statistiquement significative ($p < 0,05$).

Enfin, pour la dernière condition ($\boldsymbol{RA}$), les erreurs de suivi sont encore plus importantes. Il existe des différences statistiquement significatives entre la dernière condition et chacune des autres conditions :

— $\boldsymbol{RA/YF}$: p<0.001
— $\boldsymbol{RA/YO}$: p<0.001
— $\boldsymbol{RA/YO_{doigt}}$: p<0.001

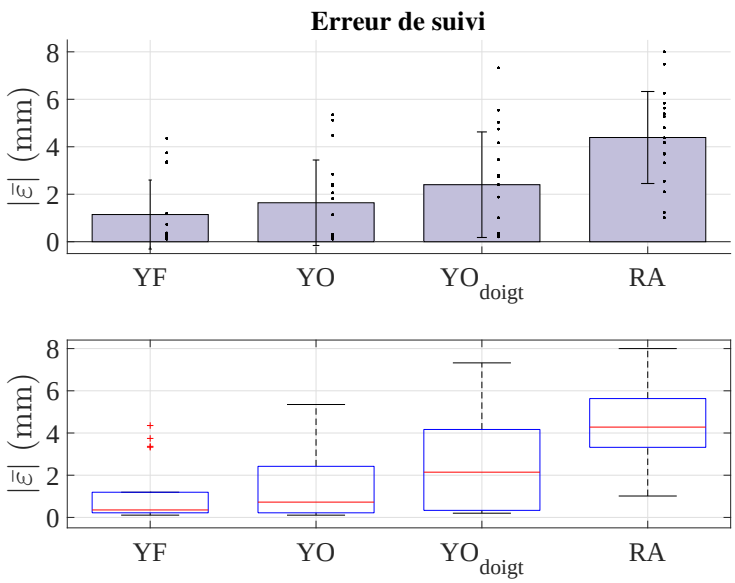


FIGURE 4.14 – Erreurs de suivi de la consigne pré-définie par le centre de pression. Les résultats présentés sont les résultats moyennés sur l'ensemble des sujets en fonction des conditions. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets.

4.4.3 Discussion

Yeux fermés, yeux ouverts

La première observation que l'on peut faire concerne la première partie de notre protocole dans laquelle nous pouvons comparer les performances entre les conditions yeux ouverts et yeux fermés. Nous avons montré qu'il n'y avait aucune différence statistiquement significative entre ces deux conditions malgré une tendance à un suivi moins bon dans le cas où les yeux sont ouverts. Dans [Jeka et al., 2000], les auteurs montrent que les gains entre la position du centre de masse et la position du doigt, à différentes fréquences, diminuent lorsque les yeux sont ouverts. Ces résultats peuvent s'expliquer par la repondération sensorielle ; la vision lorsqu'elle est disponible donne une information supplémentaire permettant de compenser l'effet du mouvement du doigt. Dans notre cas une tendance existe entre les deux conditions mais la différence n'est pas statistiquement significative. Cela peut s'expliquer par le fait que notre boucle fermée permet, en prenant en compte dans le mouvement du doigt, la position du centre de pression vis-à-vis de la consigne, de s'adapter à cette diminution de la cohérence entre p_{CdP} et p_d. La tendance à un suivi moins bon laisse supposer qu'il serait sans doute nécessaire d'adapter le gain de la boucle de rétroaction en fonction des entrées sensorielles disponibles par ailleurs.

Conscience des mouvements du dispositif

La deuxième observation est à propos des différences de performance de suivi en fonction

de la naïveté du sujet vis à vis des conditions expérimentales, notamment à propos de la conscience des mouvements du doigt. Jeka dans [Jeka, 1997] précise qu'un de ses participants a compris que la surface bougeait au cours du temps et note qu'il présente un couplage moins important (comparé à celui des autres participants à l'étude) entre les mouvements du doigt et ceux de son centre de masse ; les auteurs font la même observation avec un participant de leur expérience suivante ([Jeka et al., 1998]). Ils attribuent cette chute du couplage à une "flexibilité cognitive permettant la suppression active d'une entrée sensorielle n'étant plus considérée comme une référence somatosensorielle fixe". Au cours des expériences décrites dans le chapitre précédent, il nous était impossible de relever l'évolution de la naïveté des participants à propos des mouvements du doigt dans la mesure où poser la question revient à leur indiquer qu'il peut éventuellement être mis en mouvement.

Dans la troisième condition ($\boldsymbol{YO_{doigt}}$), les sujets sont informés du mouvement du doigt mais il ne leur est donné aucune indication à propos de son influence sur la posture et aucune instruction sur le comportement à avoir vis à vis de ce mouvement. Nous pouvons observer sur la figure 4.14 que la condition $\boldsymbol{YO_{doigt}}$ semble présenter des erreurs de suivi plus importantes que dans les cas où la naïveté des sujets est préservée vis à vis des mouvements du doigt ($\boldsymbol{YO}$ et $\boldsymbol{YF}$). L'erreur de suivi reste cependant relativement faible et montre que le suivi de la consigne pré-définie continue à opérer pour la plupart des sujets. Ces résultats montrent que la connaissance du fait que le doigt peut bouger ne change pas les performances de notre boucle fermée. Le couplage plus faible dans cette situation, observé par Jeka dans [Jeka, 1997,Jeka et al., 1998], est ici compensé par notre loi de commande en boucle fermée.

Rejet volontaire des effets sur la posture des mouvements du doigt

Nos résultats montrent que la connaissance des mouvements du doigt entraine deux comportement possibles de la part des sujets : continuer à suivre les mouvements du doigt avec leur corps en entier ou rejeter activement cet effet si le lien avec la posture est compris par le sujet. Dans la dernière condition, on peut voir que les sujets parviennent globalement à rejeter efficacement ce suivi. Si la connaissance des mouvements est associée à la connaissance des effets sur la posture, les sujets peuvent alors choisir de rejeter activement et ainsi altérer le suivi de la consigne pré-définie.

A noter que si certains sujets ne parviennent pas à rejeter efficacement le suivi de la consigne, cela peut s'expliquer par le fonctionnement de notre boucle fermée et la consigne pré-définie. En effet, si les sujets ont malgré eux suivi la consigne lors de la phase de montée, il n'y aura alors que peu de mouvements du doigt et en s'opposant au suivi de ces mouvements ils ne feront que rester plus encore autour de la consigne pré-définie.

Nous avons donc montré qu'il était possible pour les sujets de rejeter l'entrainement

de la posture par un mouvement du doigt lorsqu'ils sont conscients de cet effet et s'ils décident de le faire activement. Ces résultats peuvent être mis en parallèle de ceux observés pour des perturbations posturales apportées par des stimulations des autres sens. Ainsi, ce retour somato-sensoriel au niveau du doigt semble pouvoir être rejeté comme peut l'être l'influence de perturbations visuelles comme dans [Guerraz et al., 2001] où les auteurs montrent que la connaissance du stimilus (un mouvement de la scène visuelle à 1m/s dans l'axe médio-lattéral) et/ou l'activation de ce dernier par les sujets permet d'inhiber fortement le balancement postural induit par ce stimulus. A l'inverse les résultats de [Guerraz and Day, 2005] (dans le cas d'une stimulation galvanique (oreille interne)) et [Caudron et al., 2008] (dans le cas de vibrations des tendons d'Achille (kinesthésie au niveau des chevilles)), montrent que les réactions posturales à ces deux types de stimulus ne sont pas dépendantes de la connaissance du stimulus ou de l'attention portée sur celui-ci par les sujets.

Nous avons montré à l'aide de cette expérience que notre boucle fermée permettait de réduire les effets de re-pondération apportés par le fait d'ouvrir les yeux (montrés dans [Jeka et al., 2000]) et/ou de savoir que le doigt est mis en mouvement (montrés dans [Jeka, 1997,Jeka et al., 1998]). Nous avons par ailleurs montré qu'une connaissance totale des conditions expérimentales peut changer les résultats en fonction de la décision que prendra le sujet.

4.5 Étude de l'influence de l'instruction donnée aux sujets

La décision prise par les sujets peut, dans les faits, être influencée par les instructions données lors de la réalisation de l'expérience. En effet, l'instruction donnée dans le protocole de référence, qui est de tenter de bouger le moins possible, pourrait être interprétée de deux manières différentes. L'instruction de bouger le moins possible peut ainsi faire référence aux mouvements du bras (ce qui favoriserait le couplage entre p_{CdP} et p_d), ou donner une consigne stricte sur les oscillations posturales qui seraient alors activement compensées par le sujet (ce qui nuirait au couplage).
Nous proposons donc cette série d'expériences dans laquelle nous étudierons l'effet de différentes instructions sur les performances de notre boucle fermée.

4.5.1 Protocole

Nous avons demandé à douze sujets (6 hommes, 6 femmes, âge moyen : $22,9$ (écart type=$2,6$)) de participer à cette étude. Les instructions données aux participants sont celles décrites dans la section 2.1.2. Le dispositif expérimental utilisé est le deuxième (système vis-écrou, voir figure 2.2). Le gain utilisé pour la boucle de retour est $K = 0,97s^{-1}$. Lors de cette expérience trois conditions ont été présentées aux sujets avec le même sti-

mulus : la stratégie en boucle fermée expliquée précédemment a été utilisée autour de la consigne pré-définie de référence (Section 4.2).

Les essais diffèrent entre eux de part l'instruction donnée aux sujets. Les instructions étant croissantes en importance donnée au contrôle postural actif de la part des sujets, il est impossible dans ce cas de les randomiser. Les différentes conditions, en fonction de l'instruction, sont les suivantes :

1. ***Aucune*** : la seule instruction est celle de l'effort appliqué par le doigt sur le dispositif (toucher léger).
2. ***Référence*** : l'instruction est maintenant celle de tenter de bouger le moins possible, cette instruction correspond à l'instruction que l'on donne lors des autres séries d'expérience que nous avons menées.
3. ***Actif*** : enfin la dernière instruction est celle qui demande le plus de concentration portée au contrôle postural. Il est demandé de se concentrer sur le balancement postural et de le diminuer activement au maximum. Cette condition expérimentale correspond à l'instruction donnée dans [Reynolds, 2010] afin de tester l'influence d'un contrôle conscient et actif de la posture. Dans [Reynolds, 2010], les auteurs montrent qu'il est possible, avec cette instruction, de réduire le balancement postural.

Chacune de ces conditions est répétée trois fois pour une durée totale d'expérience, en comptant l'accueil et la préparation des participants, de $30min$.

Les données recueillies sont p_{CdP} et p_d. Un unique score est calculé et correspond à la valeur absolue de l'erreur de suivi moyenne *i.e.* $|\bar{\varepsilon}| = \left|\frac{1}{N}\sum_N (p^*_{CdP} - p)\right|$.

4.5.2 Résultats

L'erreur $|\bar{\varepsilon}|$ moyennée sur l'ensemble des sujets en fonction des conditions est présentée sur la figure 4.15. La moyenne de l'erreur vaut pour les différentes conditions :

— ***Aucune*** : $1,08mm$, écart type=$1,37mm$
— ***Référence*** : $1,45mm$, écart type=$1,81mm$
— ***Actif*** : $1,96mm$, écart type=$2,47mm$

L'erreur de suivi est ainsi la meilleure dans les premiers essais où il n'y a aucune instruction sur le contrôle postural, cette erreur est légèrement plus importante dans le cas où l'instruction est de bouger le moins possible, enfin l'erreur est la plus grande dans le cas où l'instruction est de diminuer activement au maximum le balancement postural. Il n'existe cependant aucune différence statistiquement significative entre les conditions ($p > 0,05$).

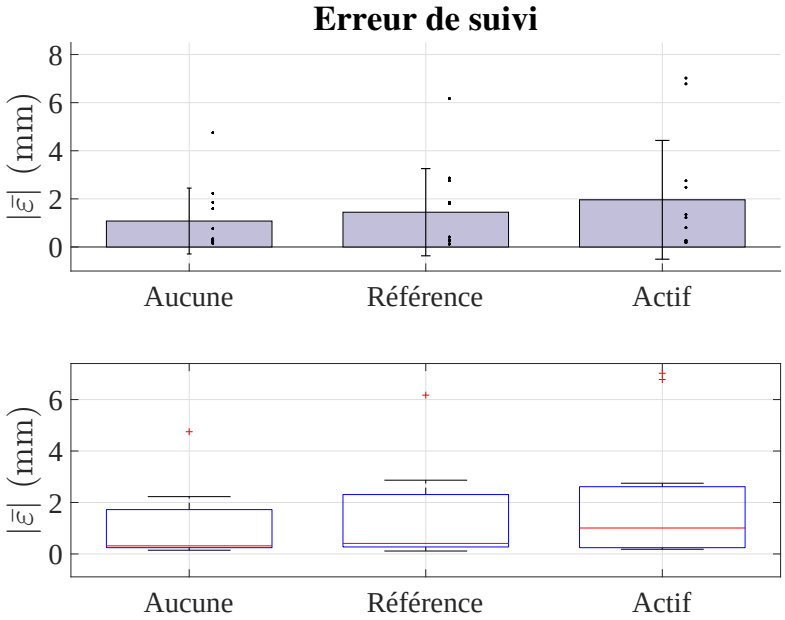


FIGURE 4.15 – Erreurs de suivi de la consigne pré-définie par le centre de pression. Les résultats présentés sont les résultats moyennés sur l'ensemble des sujets en fonction des conditions. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets.

4.5.3 Discussion

On a fait varier lors de ces expériences l'instruction donnée aux sujets afin de quantifier son influence sur le suivi de la consigne pré-définie. On a vu que l'effet de l'instruction ne semble pas significatif sur les scores de suivi. On peut déduire de ces observations que l'instruction que l'on donne dans l'ensemble des autres protocoles (essayer de bouger le moins possible) semble être un choix raisonnable.

Les auteurs de [Reynolds, 2010] montrent qu'en se concentrant et en corrigeant activement le balancement postural, on peut parvenir à réduire ce dernier. Dans l'expérience que nous avons mis en place, on aurait pu s'attendre à ce que la concentration sur leur balancement fasse que les sujets rejettent alors l'influence des mouvements du doigt sur la posture. Nous avons montré que ce n'était pas le cas et que cette condition n'entrainait pas un suivi de la consigne pré-définie significativement différent de celui observé pour les autres instructions données aux sujets.

On observe cependant sur nos résultats une tendance à un suivi moins bon au fur et à mesure que l'instruction donne de l'importance au contrôle postural actif de la part des sujets. Plutôt qu'à l'influence de l'instruction on pourrait penser que cette tendance s'explique par les effets de la conscience sur le suivi. En effet, de la même manière que dans la section 4.3, deux sujets ont affirmé avoir senti que leur doigt était mis en mou-

vement et que cela entrainait leur posture.

Nous avons ainsi montré à l'aide de cette expérience que l'instruction donnée aux participants à propos de leur posture ne changeait pas significativement les performances de suivi dans le cas de notre boucle fermée. Cette expérience permet de valider l'instruction donnée aux sujets dans nos autres expériences.

4.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons mis en oeuvre une commande en boucle fermée de la position du centre de pression en modulant la vitesse du doigt. Les bonnes performances de cette boucle fermée, nous confortent dans notre hypothèse suggérant que l'information sensorielle d'intérêt est celle de l'immobilité (vitesse nulle).

Nous avons de plus vérifié le réglage du gain de la boucle de rétroaction de notre boucle fermée qui avait été réglé empiriquement dans des expériences préliminaires non décrites dans ce manuscrit. Le réglage de ce gain a permis deux observations. La première est que la bande passante de la boucle fermée (incluant l'humain) doit être assez grande afin de pouvoir suivre une consigne pré-définie exigeante. La deuxième est que le gain de la boucle de rétro-action ne peut pas être trop élevé pour éviter des mouvements de grandes amplitudes qui emmènent le doigt aux positions extrêmes de l'espace de travail.

Enfin nous avons étudié les effets de la répétition sur les performances de notre boucle fermée. Cette étude nous a permis de montrer que les performances de notre boucle fermée n'étaient pas, pour la plupart des sujets, dépendantes de la répétition. Malgré tout on observe que, même chez les sujets ne montrant pas de dépendances à la répétition, la boucle fermé échoue par moment à emmener le centre de pression autour de la consigne pré-définie. Ces observations laissent penser que des paramètres liés au comportement du sujet peuvent parfois s'opposer à ce suivi. De manière intéressante, nous avons montré que pour certains sujets, les performances de la boucles fermée étaient fortement détériorées après plusieurs essais. Ces mêmes sujets avaient remarqué que leur doigt étaient mis en mouvement, et pour trois d'entre eux (sur quatre) avaient aussi remarqué que cela influençait leur posture. Suivant alors l'instruction de bouger le moins possible, ces sujets sont alors parvenus à rejeter complètement l'influence des mouvements du doigt sur leur posture (ce qui se traduit par des performances beaucoup moins bonnes de notre boucle fermée).

Enfin, nous avons étudié deux facteurs pouvant expliquer les baisses de performances de notre boucle fermée chez certains sujets au cours du temps. Nous avons mis en évidence

la possibilité pour les sujets de rejeter le suivi de la consigne s'ils sont conscients des mouvements de leur doigt et de son influence sur leur balancement postural. Nous avons de plus montré que l'instruction donnée aux sujets sur leur contrôle postural n'influait pas significativement sur les performances de notre boucle fermée, ce qui nous permet de rejeter l'hypothèse selon laquelle les différences de comportement au cours du temps entre les sujets soient liées à une compréhension différente de l'instruction.

Chapitre 5

Étude de l'intégration de l'information sensorielle expliquant le couplage en vitesse

Sommaire

5.1 Étude des seuils de détection consciente du déplacement du doigt . . . 108
5.2 Étude des mouvements du bras lors de la boucle fermée . . 112
5.3 Étude de l'ajout d'un deuxième doigt . . . 116
5.4 Étude de l'influence d'une illusion kinesthésique lors d'un toucher léger sur une surface fixe . . . 118
5.5 Étude de l'influence d'une illusion kinesthésique sur les performances de la boucle fermée . . . 126
5.6 Conclusion . . . 129

Lors des chapitres précédents, nous avons proposé une explication du suivi des mouvements du doigt par le corps. Le corps, en s'assurant de maintenir une vitesse relative nulle vis à vis du doigt considéré comme une référence fixe, couple sa vitesse à celle du doigt. Afin que le suivi opère, il est nécessaire que le système nerveux central attribue l'écartement relatif, créé par le déplacement du doigt, à un mouvement du tronc. L'information sensorielle influencera la posture par le biais de cette ambiguïté d'intégration sensorielle.

Nous commencerons par étudier dans quelles proportions les récepteurs kinesthésiques et tactiles membre supérieur échouent à percevoir le mouvement du doigt. Pour cela nous présenterons une série d'expériences lors de laquelle il a été demandé aux participants de déterminer le sens d'un déplacement imposé à leur doigt dans différentes conditions afin de déterminer les seuils de détection consciente en déplacement.

Les seuils trouvés seront ensuite comparés aux mouvements du doigt lors d'une expérience en boucle fermée afin d'illustrer dans quelle mesure les mouvements du doigt peuvent être consciemment et précisément perçus.

Nous proposons ensuite une étude lors de laquelle l'ambiguïté de l'attribution des mouvements du doigt est augmentée (en demandant aux sujets de poser l'index de chaque main sur le dispositif) et diminuée (en leur demandant de poser l'index de l'autre main sur une surface fixe).

Enfin, nous verrons s'il est possible d'affecter les performances de notre boucle fermée en perturbant la kinesthésie du bras à l'aide d'une vibration appliquée sur le biceps du bras qui applique le toucher léger sur le dispositif. Il a en effet été montré dans la littérature que l'application de cette vibration diminue fortement l'apport d'un toucher léger sur une surface fixe. Nous vérifierons et étendrons ces résultats avant de s'intéresser aux effets de cette perturbation sur les performances de notre boucle fermée.

5.1 Étude des seuils de détection consciente du déplacement du doigt

Nous étudierons ici les seuils de perception consciente d'un mouvement au niveau du doigt en fonction de différentes conditions. L'objectif de cette expérience est de montrer que la détection d'un déplacement du doigt devient de plus en plus difficile à mesure que le tronc peut être amené à se balancer. En effet, dans le cas où le tronc est en mouvement l'écartement relatif entre l'épaule et le bras est amené à varier par ce biais. A l'inverse, dans le cas où le tronc est immobile seuls les mouvements du doigt font varier l'écartement relatif entre l'épaule et le doigt.

L'objectif de cette expérience est ainsi de mettre en évidence l'ambiguïté que le système nerveux central doit résoudre afin de distinguer un écartement relatif entre l'épaule et le doigt qui est dû soit à un mouvement du doigt soit à un mouvement du tronc.
Nous avons mis en place une série d'expériences lors de laquelle on étudie les seuils de détection consciente d'un déplacement du doigt en fonction de trois conditions influençant le balancement postural (assis les yeux fermés, debout les yeux ouverts et debout les yeux fermés).

5.1.1 Protocole

Six sujets (2 hommes, 4 femmes, âge moyen : $24,2$ (écart type=$3,8$)) ont participé à cette étude. Le dispositif expérimental utilisé est le deuxième (système vis-écrou, voir

figure 2.2).

Lors de cette expérience, les sujets sont informés dès le début de l'expérience que leur doigt est mis en mouvement dans l'axe antéro-postérieur au cours des essais. Il leur est demandé d'identifier le sens dans lequel leur doigt est mis en mouvement (avant ou arrière) et de donner leur réponse uniquement s'ils en sont absolument certains. Ce protocole est une variation du protocole utilisé dans [Hall and McCloskey, 1983] où les auteurs étudiaient les seuils de détection en déplacement du doigt, du coude et de l'épaule pour différentes vitesses.

Lors de cette expérience, le stimulus est une variation de position à vitesse constante ($1mm/s$) qui correspond à la vitesse moyenne mesurée lors des essais en boucle fermée. L'objectif du sujet est d'identifier le sens de ce mouvement dans trois conditions différentes :

— ***DYF*** : debout les yeux fermés
— ***DYO*** : debout les yeux ouverts
— ***AYF*** : assis les yeux fermés

Chaque stimulus commence après un temps aléatoire compris entre une et cinq secondes. Le sens du déplacement du doigt est randomisé lors de chaque condition. L'ordre des conditions est randomisé. Lors de chaque condition, une amplitude de départ est choisie ($15mm$ pour les conditions debout et 10 mm pour la condition assis). 10 stimuli sont présentés au sujet avec cette amplitude, le score est calculé de la manière suivante :

— $+1$ point : le sujet donne sans se tromper le sens du stimulus
— 0 point : le sujet ne parvient pas à être certain du sens du stimulus
— -0.5 point : le sujet donne une réponse et se trompe

Si le sujet atteint un score de 7/10 (ce qui correspond à 70% de bonne détection s'il ne s'est pas trompé par ailleurs), l'amplitude est divisée par 2, et 10 stimuli sont à nouveau présentés aux sujets. Le cycle continue jusqu'à ce que le sujet n'atteigne plus le score de 7/10.

Dans ce cas où le sujet n'atteint pas 7/10, l'amplitude est augmentée lors d'un dernier essai. Cette nouvelle amplitude est alors la moyenne des amplitudes des deux stimuli précédents (le dernier stimulus non détecté et le dernier stimulus détecté). Deux cas de figure peuvent alors se présenter :

— Si lors du dernier essai le sujet atteint 7/10, le seuil est considéré comme étant la moyenne de cette nouvelle amplitude et de celle lors du précédent essai (l'amplitude non détectée).
— S'il n'y parvient pas, le seuil est considéré comme étant la moyenne de cette nouvelle amplitude et de la dernière amplitude détectée.

5.1.2 Résultats

Les résultats moyennés sur l'ensemble des sujets sont présentés sur la figure 5.1. Les différents seuils trouvés sont :

— $\boldsymbol{DYF}$: $9,0mm$, écart type=$2,4mm$
— $\boldsymbol{DYO}$: $5,4mm$, écart type=$1,8mm$
— $\boldsymbol{AYF}$: $1,3mm$, écart type=$0,2mm$

Le seuil de perception pour un stimulus à $1mm/s$ est plus grand dans le cas DYF que dans le cas DYO. Enfin le seuil semble être nettement plus bas dans la condition AYF. Il existe effectivement une différence significative entre les résultats (F$(2,10)$=33.5 ;p=$3,6e-5$).

Les différences entre les conditions sont statistiquement significatives une à une :

— $\boldsymbol{DYF/DYO}$: p<$2e-4$
— $\boldsymbol{DYF/AYF}$: p<$1e-4$
— $\boldsymbol{DYO/AYF}$: p<$1e-4$

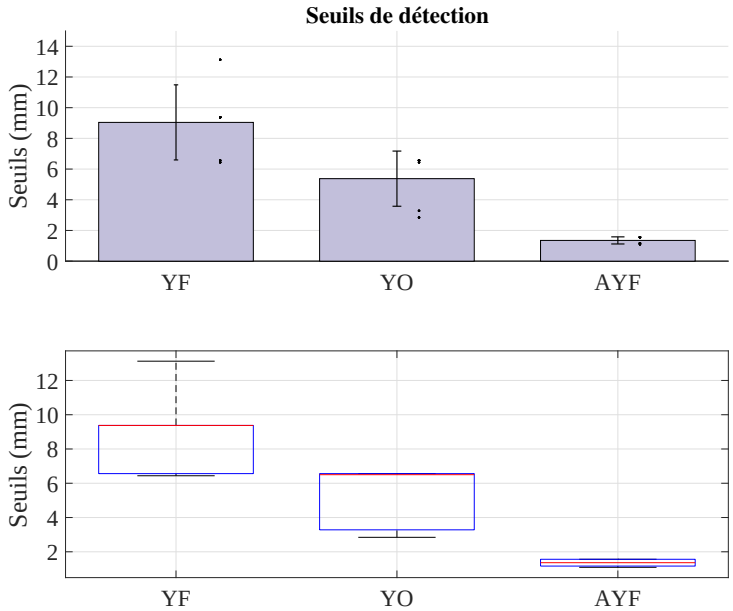


FIGURE 5.1 – Seuils de détection moyennés sur l'ensemble des sujets en fonction des conditions (debout yeux ouverts et fermés, assis les yeux fermés).En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets.

5.1.3 Discussion

Nous pouvons observer, à l'aide des résultats obtenus, que la détection d'un déplacement du doigt est plus difficile en présence d'oscillations posturales. Nous avons tout d'abord montré qu'il existait une grande différence, dans la capacité à discriminer un mouvement du doigt, entre les positions assise et debout. En demandant aux partici-

pants de rester assis nous diminuons alors quasiment totalement tous les mouvements du tronc ; le seuil de détection d'un déplacement est alors très faible. Nous avons montré qu'il était plus simple pour les sujets de détecter un déplacement du doigt lorsqu'ils se tenaient debout les yeux ouverts plutôt qu'avec les yeux fermés. On peut déduire de cette observation que plus le balancement est grand (la condition avec les yeux fermés apporte un balancement pus grand que celle avec les yeux ouverts) et plus il est difficile d'attribuer la perception d'un déplacement au doigt plutôt qu'au déplacement relatif entre le tronc et le doigt dû au balancement postural.

Dans [Hall and McCloskey, 1983], les auteurs étudient les seuils de détection de différents segments du bras (bras, avant-bras et index) en immobilisant le reste du corps et du bras pour chaque segment étudié. En ramenant les seuils trouvés en rotation à un déplacement au niveau du doigt, les auteurs montrent que pour une vitesse équivalente du doigt de $1mm/s$ les seuils sont :

— Bras : seuil $> 30mm$
— Avant-bras : seuil $= 13mm$
— Doigt : seuil $= 2mm$

Ces résultats montrent ainsi qu'il est possible de discriminer un déplacement ramené au doigt de $2mm$. Cette valeur est cohérente avec le seuil que nous observons dans notre protocole lorsque les sujets sont assis. On peut supposer que dans cette condition, la détection du déplacement se fait alors essentiellement à l'aide du doigt. Les auteurs montrent par ailleurs que leurs valeurs sont dépendantes de la vitesse du mouvement. Ainsi les résultats descendent en dessous de $2mm$ lorsque la vitesse équivalente du doigt est augmentée à une valeur de $12mm/s$ (qui correspond à la valeur maximale observée dans nos essais de boucle fermée autour de la consigne pré-définie). Même si cette observation vis-à-vis de la vitesse a été faite sans balancement postural, on peut raisonnablement penser qu'elle est généralisable à notre cas. Ainsi les seuils de détection seront plus faibles dans le cas où la vitesse du stimulus augmente.

De manière intéressante il est important de noter qu'il n'était pas rare que des sujets pensent deviner un mouvement au niveau du doigt (au début de l'expérience) alors que ce dernier n'était pas encore mis en mouvement. Cela peut s'expliquer par le fait que les sujets se concentrent particulièrement sur la variation de position entre leur tronc et le doigt. En faisant ça, ils perçoivent alors consciemment l'image de leur balancement postural. Cette impression est présente car les sujets s'attendent à un mouvement du doigt.

Même si l'étude que nous avons menée adresse la perception consciente, elle consolide l'hypothèse d'ambiguïté évoquée précédemment. Nous avons en effet montré que le balancement postural augmente les seuils de détection. Lorsque l'on demande à des

participants de se concentrer activement sur des mouvements au niveau de leur doigt, il leur est difficile, au milieu des variations liées au balancement postural, de discriminer avec précision des mouvements de faible amplitude et de faible vitesse. Autrement dit, le balancement postural, en créant un mouvement relatif entre le tronc et le doigt, rend ambiguës les informations perçues sur la position du bras.

5.2 Étude des mouvements du bras lors de la boucle fermée

Nous avons montré dans l'expérience précédente qu'un déplacement de $9mm$ (pour une vitesse de $1mm/s$) était nécessaire afin de pouvoir détecter précisément les mouvements du doigt dans le cas où on demande aux sujets de rester debout avec les yeux fermés. Cette condition correspond à celle de notre protocole de référence (section 2.1.2). Nous avons mis en place une série d'expérience lors de laquelle nous avons présenté la boucle fermée autour de la consigne pré-définie de référence à plusieurs sujets. Lors de cette expérience, un système d'acquisition de mouvement a été utilisé afin de mesurer les positions des différentes parties du membre supérieur au cours du temps.

Dans un premier temps, l'objectif de cette section est de montrer que les vitesses et positions du doigt au cours des essais en boucle fermée restent en dessous des seuils de perception consciente du mouvement du doigt.

Dans un second temps, nous profitons de cette étude pour mesurer et analyser le mouvement du bras pendant un contrôle de la position de p_{CdP} en boucle fermée. En effet, contrairement aux études précédentes, les sujets sont équipés de marqueurs de capture de mouvement lors de cette série d'expériences .

5.2.1 Protocole

12 sujets ont participé à cette étude (10 hommes, 2 femmes, âge moyen : $24,2$ (écart type=$2,4$)). Les instructions données aux participants sont celles décrites dans la section 2.1.2. Le dispositif expérimental utilisé est le deuxième (système vis-écrou, voir figure 2.2). Le gain utilisé pour la boucle de retour est $K = 0,97s^{-1}$.

Lors de cette expérience trois essais, utilisant la boucle fermée autour de la consigne pré-définie de référence (Section 4.2), ont été présentés aux participants.

L'objectif de cette étude est d'étudier les mouvements du bras au cours d'une boucle fermée autour de la consigne pré-définie de référence (Section 4.2). Les sujets sont donc équipés de plusieurs marqueurs Codamotion afin de mesurer la position de leur bras.
Les données recueillies sont : p_{CdP}, p_d, p_{doigt}, p_{main}, $p_{poignet}$, p_{coude} et p_{epaule}). Les scores calculés sont les suivants :

— La qualité du suivi par p_{CdP} de la consigne pré-définie p^*_{CdP} est quantifiée à l'aide de la valeur absolue de l'erreur de suivi moyenne *i.e.* $|\bar{\varepsilon}| = \left|\frac{1}{N}\sum_N (p^*_{CdP} - p)\right|$.

— La vitesse et l'amplitude des mouvements du doigt est quantifiée en calculant respectivement la moyenne de la valeur absolue de la vitesse du doigt et l'écart absolu moyen des positions du doigt (respectivement MOY($|v_d|$) et EAM(p_d)).

Pour le mouvements du bras, on quantifiera la contribution de chaque articulation au mouvement relatif entre l'épaule et le doigt. Pour cela nous calculerons l'écart absolu moyen de la position relative entre les marqueurs successifs au cours du temps dans l'axe antéro-postérieur. Les scores calculés sont les suivants :

$$EAM(Doigt) = EAM(p_{Doigt} - p_{Main}) \tag{5.1}$$

$$EAM(Poignet) = EAM(p_{Main} - p_{Poignet}) \tag{5.2}$$

$$EAM(Coude) = EAM(p_{Poignet} - p_{Coude}) \tag{5.3}$$

$$EAM(Epaule) = EAM(p_{Coude} - p_{Epaule}) \tag{5.4}$$

$$\tag{5.5}$$

Nous calculerons par ailleurs $EAM(Doigt/Epaule) = EAM(p_{Doigt} - p_{Epaule})$, qui caractérise l'écartement relatif entre le tronc et le doigt, afin de pouvoir le comparer aux valeurs précédentes.

5.2.2 Résultats

L'erreur $|\bar{\varepsilon}|$ moyennée sur l'ensemble des sujets montre un bon suivi lors de ces différents essais ($1,1mm$, écart type=$1,1mm$).

Afin de pouvoir comparer les mouvements du doigt aux seuils de détection trouvés précédemment, nous calculons la moyenne de la valeur absolue de la vitesse du doigt par rapport à l'épaule (pour quantifier la vitesse des mouvements) et l'écart absolu moyen des positions du doigt (pour quantifier l'amplitude des mouvements). Ces deux scores moyennés sur l'ensemble des sujets sont présentés sur la figure 5.2. L'écart absolu moyen des positions du doigt moyenné sur les sujets est du même ordre de grandeur que le mouvement relatif entre le doigt et l'épaule ($6,9mm$, écart type=$2,5mm$). La moyenne de la valeur absolue de la vitesse du doigt moyennée sur l'ensemble des sujets est proche de $1,0mm/s$ ($1,03mm/s$, écart type=$0,25mm/s$).
L'écart absolu moyen des positions du doigt en fonction de la moyenne de la valeur absolue de la vitesse du doigt est donné sur la figure 5.3. Les valeurs en vitesse sont comprises entre $0,8$ et $1,8mm/s$, l'amplitude des mouvements est comprise entre 4 et $13mm$.

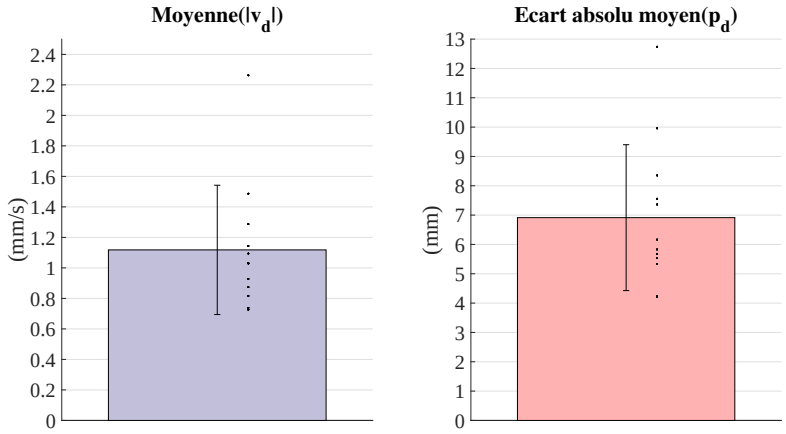


FIGURE 5.2 – Écart absolu moyen de la position du doigt et la moyenne de la valeur absolue de la vitesse du doigt. Les résultats présentés sont les résultats moyennés sur l'ensemble des sujets en fonction des conditions. Les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets

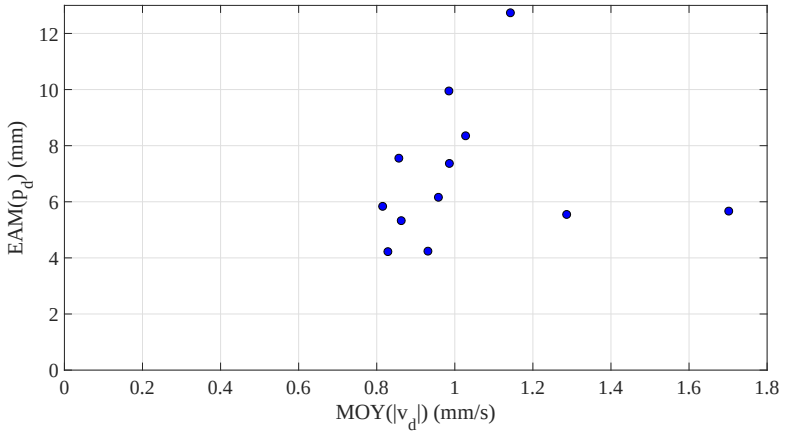


FIGURE 5.3 – Écart absolu moyen de la position du doigt en fonction de la moyenne de la valeur absolue de la vitesse du doigt. Chaque sujet est représenté par un point.

L'écart absolu moyen des différents segments du bras (moyenné sur l'ensemble des sujets) est présenté sur la figure 5.4. Il vaut pour les différentes parties du bras :

— $EAM(Epaule)$: $4,8mm$, écart type=$2,1mm$
— $EAM(Coude)$: $2,0mm$, écart type=$0,9mm$
— $EAM(Poignet)$: $0,7mm$, écart type=$0,3mm$
— $EAM(Doigt)$: $2,6mm$, écart type=$1,4mm$
— $EAM(Doigt/Epaule)$: $6,8mm$, écart type=$2,5mm$

Nous pouvons remarquer que le mouvement autour de l'épaule est celui qui contribue le plus au mouvement relatif entre l'épaule et le doigt.

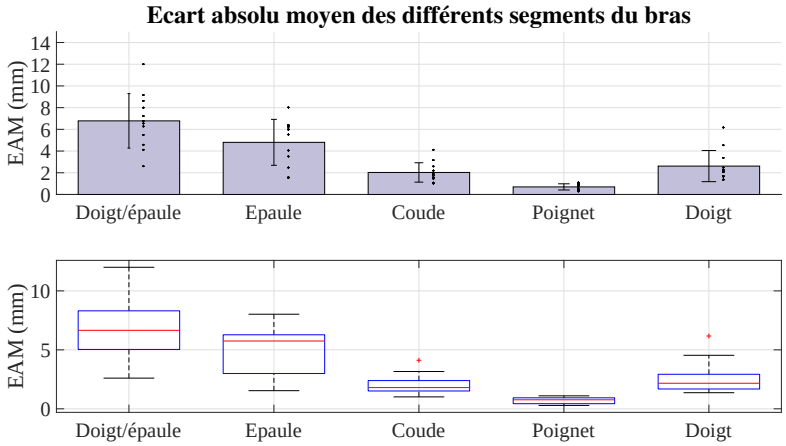


FIGURE 5.4 – Écart absolu moyen des positions des différents segments du bras dans l'axe antéro-postérieur. Les résultats présentés sont les résultats moyennés sur l'ensemble des sujets. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets.

5.2.3 Discussion

De la même façon que dans le cas de sinusoïdes en position (voir section 3.1), nous avons montré dans ces essais que les variations de position entre le doigt et l'épaule sont du même ordre de grandeur que les mouvements du doigt.

Dans l'expérience décrite précédemment, nous avons montré que dans le cas d'un mouvement du doigt à $1mm/s$ les seuils de détection était de l'ordre de $9mm$ dans la condition debout avec les yeux fermés. Cette condition est celle se rapprochant le plus des conditions expérimentales de notre protocole de référence utilisé ici. Les résultats présentés ici montrent que dans le cas d'une boucle fermée, les variations de position du doigt sont trop faibles pour permettre une détection consciente précise des mouvements du doigt (voir figure 5.3). Ces résultats peuvent expliquer pourquoi certains sujets ne détectent pas les mouvements imposés de leur doigt alors que ceux ci peuvent avoir une amplitude importante. Le fait que certains participants remarquent le déplacement du doigt peut s'expliquer par le fait que la vitesse du stimulus peut dépasser $1mm/s$, or dans [Hall and McCloskey, 1983], les auteurs montrent que les seuils de détection d'un déplacement du doigt sont plus faibles à mesure que la vitesse du déplacement augmente.

Nous avons par ailleurs étudié les mouvements des différents segments du bras. Nous avons ainsi pu observé que l'essentiel des mouvements entre l'épaule et le doigt se font autour de l'épaule. Dans [Hall and McCloskey, 1983], les auteurs montrent que les seuils de détection consciente d'un mouvement autour de l'épaule, ramené à un déplacement du doigt, sont très importants. Nous pouvons donc déduire de nos observations que l'ambiguïté évoquée prend sa source dans le manque de précision de la kinesthésie de l'épaule.

5.3 Étude de l'ajout d'un deuxième doigt

Dans [Dickstein, 2005], les auteurs montrent qu'un double toucher léger (l'index de chaque main est en contact avec une surface fixe) diminue plus le balancement postural qu'un toucher léger avec un doigt. Une diminution plus importante du balancement correspond à une intégration plus efficace de l'information d'immobilité. Nous proposons donc une série d'expériences dans laquelle on comparera des conditions dans lesquelles un doigt ou un doigt de chaque main est posé sur le dispositif. De plus nous chercherons à voir s'il est possible de diminuer les performances de notre boucle fermée lorsqu'on demande aux participants de poser le doigt de la main opposée sur une surface fixe et le doigt de la main dominante sur le dispositif. En effet, l'ajout d'une autre référence en opposition avec la première pourrait diminuer l'ambiguïté, et ainsi affecter les performances de notre boucle fermée.

5.3.1 Protocole

Quatorze sujets (10 hommes, 4 femmes, âge moyen : $31,1$ (écart type=13)) ont participé à cette étude. Les instructions données aux participants sont celles décrites dans la section 2.1.2. Le dispositif expérimental utilisé est le deuxième (système vis-écrou, voir figure 2.2). Les essais se font en boucle fermée autour de la consigne de référence (Section 4.2). Le gain utilisé pour la boucle de retour est $K = 0,97s^{-1}$.

Lors de cette expérience, trois conditions ont été présentées aux sujets.

- $\mathbf{1d}$: l'index de la main dominante est posé sur le dispositif (position de référence)
- $\mathbf{2d}$: l'index de chaque main est posé sur le dispositif
- $\mathbf{1d1d_{fixe}}$: L'index de la main dominante est posé sur le dispositif et l'index de la main opposée est posé sur une surface fixe.

Chacune de ces conditions fait l'objet de trois répétitions et toutes les conditions sont randomisées.

Les données recueillies sont p_{CdP} et p_d. Un unique score est calculé et correspond à la valeur absolue de l'erreur de suivi moyenne *i.e.* $|\bar{\varepsilon}| = \left|\frac{1}{N}\sum_N (p^*_{CdP} - p)\right|$.

5.3.2 Résultats

Les résultats en terme de qualité de suivi moyennés sur l'ensemble des sujets sont présentés sur la figure 5.5. Il existe une différence statistiquement significative entre toutes ces conditions (F(2,26)=13.5, $p < 1e{-}4$). On peut voir deux tendances apparaître :

- Le suivi avec deux doigts est meilleur ($0,7mm$, écart type=$0,9mm$) que dans les deux autres conditions de manière statistiquement significative :
  - $\mathbf{2d/1d}$: $p < 0,02$
  - $\mathbf{2d/1d1d_{fixe}}$: $p < 1e-3$

— Le suivi est le moins bon ($2,0mm$, écart type=$1,5mm$) dans le cas où le deuxième doigt est placé sur une référence fixe. Cette tendance est statistiquement significative :
  — $\boldsymbol{1d1d_{fixe}/1d}$: $p < 0,03$
  — $\boldsymbol{1d1d_{fixe}/2d}$: $p < 1e-3$

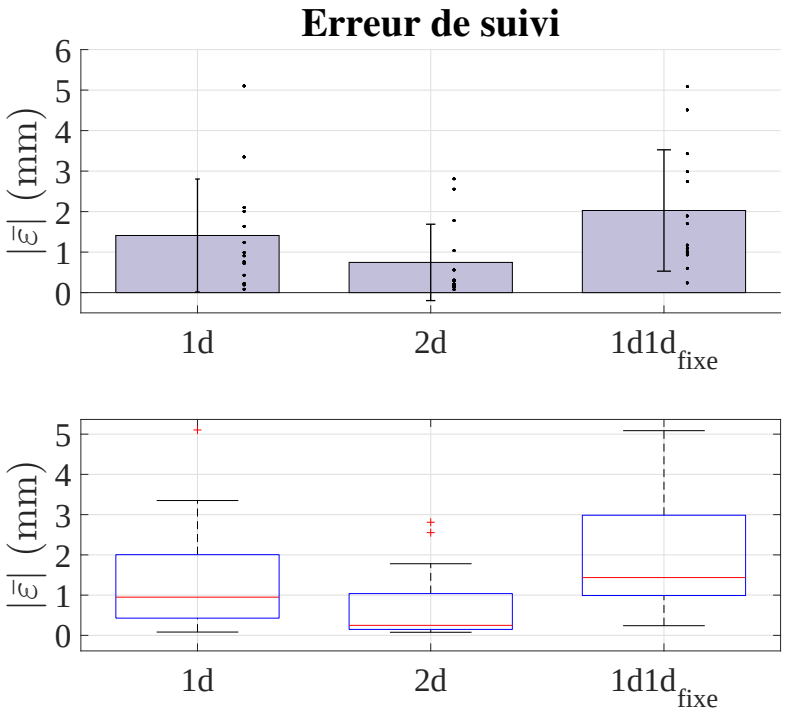


FIGURE 5.5 – Erreurs de suivi de la consigne pré-définie par le centre de pression dans l'axe antéro-postérieur. Les résultats présentés sont les résultats moyennés sur l'ensemble des sujets en fonction des conditions. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets.

5.3.3 Discussion

Boucle fermée avec les deux doigts posés sur le dispositif :
Nous avons montré dans cette expérience que notre boucle fermée autour d'une consigne pré-définie fonctionne mieux lorsqu'on demande aux sujets de poser l'index de chaque main sur notre dispositif. Cette observation peut se rapprocher des observations faites par les auteurs de [Dickstein, 2005]. Dans cette étude les auteurs montrent qu'un toucher léger sur une surface fixe avec un doigt de chaque main diminue plus le balancement postural qu'un toucher léger avec un doigt. Dans les deux cas, l'augmentation des performances peut s'expliquer par une importance accrue donnée à cette référence d'immobilité.

Boucle fermée et ajout d'une deuxième référence :
Nous avons de plus montré que les performances de notre boucle fermée pouvaient être

réduites dans la condition $\mathbf{1d1d_{fixe}}$. Lorsqu'on met en mouvement le doigt (dans la condition $\mathbf{1d}$), le mouvement relatif entre le tronc et le doigt peut être interprété comme étant dû à un balancement dans le sens opposé. En touchant légèrement une surface fixe avec le doigt de l'autre main, l'ambiguïté qui fait que les mouvements du doigt sont attribués à la posture est en partie levée puisqu'il existe alors une seconde référence à laquelle confronter l'information de mouvement relatif entre le tronc et le doigt. En effet, lors de la condition $\mathbf{1d1d_{fixe}}$, le mouvement du doigt peut directement être comparé à la référence fixe de l'autre doigt. Dans les faits nous observons effectivement une différence statistiquement significative entre $\mathbf{1d1d_{fixe}}$ et $\mathbf{1d}$ ($p < 0,019$) et une différence plus grande entre cette $\mathbf{1d1d_{fixe}}$ et $\mathbf{2d}$ ($p < 1e-3$).

On aurait pu attendre une différence plus importante entre la condition $\mathbf{1d1d_{fixe}}$ et les deux autres. On peut en effet observer que pour certains sujets (6 sujets sur les 14 participants) les performances sont très peu affectées par l'ajout de cette référence fixe. On peut déduire de ces résultats que l'ajout de ce deuxième doigt ne suffit pas toujours à lever parfaitement l'ambiguïté.

Nous avons montré lors de cette expérience qu'il était possible d'augmenter les performances de notre boucle fermée en demandant aux participants de poser l'index de leur autre main sur le dispositif et de les diminuer en demandant de poser l'index de l'autre main sur une surface fixe. L'ambiguïté de l'attribution du mouvement relatif entre le doigt et le tronc (mouvement attribué à un mouvement du corps ou à un mouvement du doigt) est amplifiée en mettant les deux doigts sur le dispositif. Cette ambiguïté est diminuée dans le cas où le deuxième doigt est posé sur une surface fixe.

5.4 Étude de l'influence d'une illusion kinesthésique lors d'un toucher léger sur une surface fixe

Nous proposons ici de vérifier et étudier les observations qui ont été faites dans [Rabin et al., 2008] où les auteurs proposaient d'étudier l'apport d'un toucher léger dans le cas où la kinesthésie du bras est perturbée par une vibration appliquée sur le biceps.
Dans [Rabin et al., 2008], les auteurs demandent aux participants de s'installer en position du tandem-Romberg (favorisant ainsi le balancement dans l'axe médio-latéral) et de toucher légèrement une surface fixe placée dans leur plan frontal. Les auteurs rapportent qu'en appliquant une vibration ($120Hz$) sur le biceps du bras, la diminution du balancement postural normalement amenée par le toucher léger est alors fortement réduite. De manière intéressante, les auteurs remarquent que l'application de la vibration résulte en une tendance des sujets à se pencher vers leur doigt. Ils expliquent ce phénomène par l'illusion proprioceptive qu'apporte cette vibration, en effet cette dernière crée l'illusion d'une extension du bras. Rabin fait l'hypothèse, que suite à l'illusion d'extension,

le participant fléchit son coude. Ce qui résulte en une dérive posturale vers le doigt. Les auteurs montrent que ce mouvement n'est pas dû à la contraction réflexe apportée par la vibration puisque les efforts mis en jeux sont, selon eux, trop faibles ; les auteurs ajoutent qu'une contraction du biceps aurait tendance à soulever le doigt de la surface d'appui plutôt qu'à exercer un effort de traction.

Nous proposons ainsi de vérifier et étendre ces résultats à l'axe antéro-postérieur. Nous proposons de plus, une interprétation différente de la lente dérive observée du centre de pression : nous suggérons que l'illusion d'extension du coude, sentie comme une information d'écartement entre le tronc le doigt, est attribuée à un déplacement du tronc.

5.4.1 Protocole

L'objectif de cette étude est d'étudier l'influence d'une illusion proprioceptive appliquée au biceps dans le cas d'un toucher léger sur une surface fixe. Quatorze sujets (11 hommes, 3 femmes, âge moyen : $23,6$ (écart type=$2,2$)) ont participé à cette étude. Les instructions données aux participants sont celles décrites dans la section 2.1.2. Le dispositif expérimental utilisé est le deuxième (système vis-écrou, voir figure 2.2). Le gain utilisé pour la boucle de retour est $K = 0,97s^{-1}$. Lors de cette expérience trois conditions ont été présentées aux sujets :

- $\boldsymbol{ST}$: Sans toucher la surface fixe, les sujets gardent leurs deux bras le long du corps.
- $\boldsymbol{TL}$: Avec un toucher léger sur une surface fixe.
- $\boldsymbol{TL_{VIB}}$: Avec un toucher léger sur une surface fixe et avec des vibrations appliquées sur le biceps. La vibration est activée à partir de la dixième seconde. Le vibreur utilisée (Vibrasens Vb115, 80 Hz, amplitude 1 mm) est attaché au niveau des tendons du biceps du bras dominant à l'aide d'une bande élastique.

Chacune de ces conditions fait l'objet de trois répétitions et l'ordre de présentation des essais et des conditions est randomisé.

Les données recueillies sont p_{CdP}, $p_d$et F_t. Les scores calculés sont les suivants :

- EAM(p_{CdP})
- Afin de vérifier que les efforts du doigt sur le système ne sont pas augmentés lors de la condition avec vibration (ce qui pourrait être une image de l'influence de la contraction réflexe due à la vibration), nous calculons MOY(F_t) et EAM(F_t).

5.4.2 Résultats

Les variations de positions du centre de pression dans l'axe antéro-postérieur d'un sujet sont présentées sur la figure 5.6 pour l'ensemble des conditions. On voit sur ces courbes la diminution du balancement apporté par le toucher léger sur une surface fixe.

Lorsqu'on applique une vibration sur le biceps, l'amplitude maximale de p_{CdP} semble être de l'ordre de celles observées lorsque le sujet ne touche pas la surface. Cette augmentation du balancement lors de l'application de la vibration provient essentiellement d'une lente dérive de p_{CdP} depuis sa position initiale vers une position plus en avant (vers le doigt).

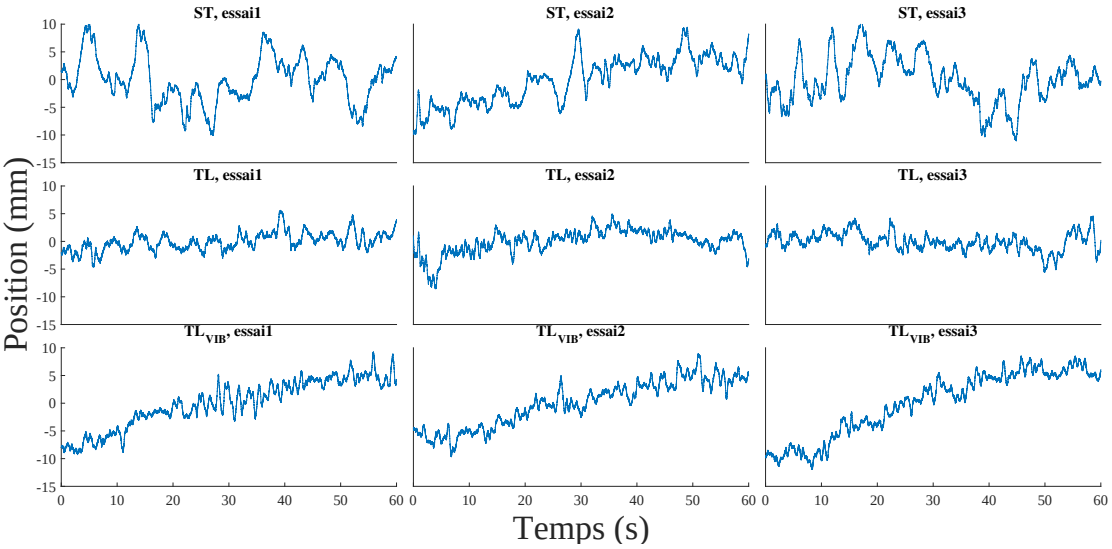


FIGURE 5.6 – Courbes temporelles, d'un sujet type, de la position du centre de pression (en bleu).

Quantification de la dérive dans le cas d'un toucher léger avec vibrations : Afin de pouvoir quantifier cette lente variation de position vers l'avant, nous calculons sur les 50 dernières secondes (lorsque la vibration est activée) la pente de la régression linéaire (que l'on appellera a) de p_{CdP}. Dans un souci de comparaison, nous calculons ce même score pour les conditions $\boldsymbol{ST}$ et $\boldsymbol{TL}$. Ces résultats moyennés sur l'ensemble des sujets sont présentés sur la figure 5.7. Le coefficient directeur de cette régression vaut, pour les différentes conditions :

- $\boldsymbol{ST}$: $0,04mm/s$, écart type=$0,10mm/s$
- $\boldsymbol{TL}$: $0,01mm/s$, écart type=$0,06mm/s$
- $\boldsymbol{TL_{VIB}}$: $0,12mm/s$, écart type=$0,08mm/s$

Lorsqu'une vibration est appliquée (TL_{VIB}), ce coefficient est plus important que celui observé dans les cas d'un toucher léger (TL) et sans toucher (ST). On remarque sur la figure 5.7 que dans la condition TL_{VIB}, au contraire des deux autres conditions, le coefficient directeur est positif pour la quasi-totalité des sujets (seul un sujet semble ne pas avoir présenter le mouvement lent du centre de pression vers le doigt).

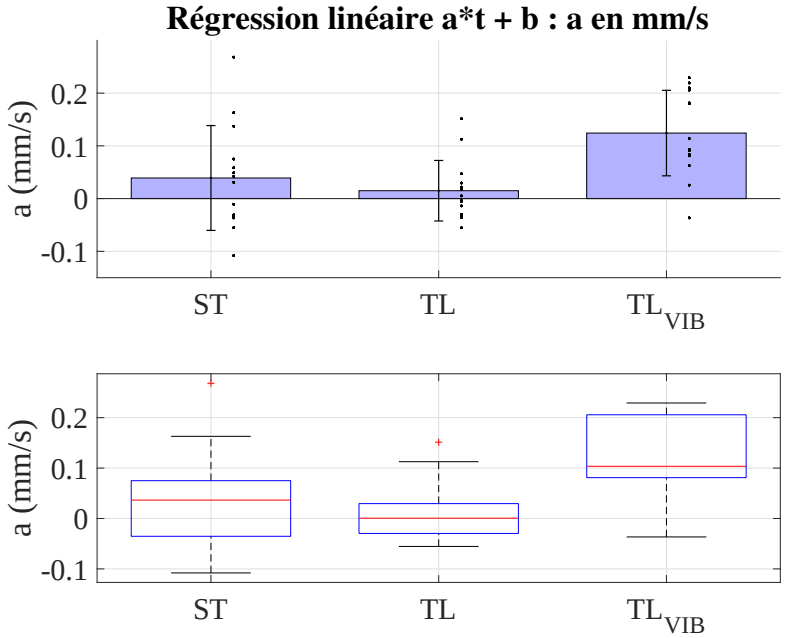


FIGURE 5.7 – Coefficient directeur de la droite obtenue par régression linéaire de la position du centre de pression en fonction du temps sur les 50 dernières secondes de chaque essai. Les résultats présentés sont les résultats moyennés sur l'ensemble des sujets en fonction des conditions. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets.

Rejet de l'influence de la contraction réflexe dans le cas d'un toucher léger avec vibrations :

Les valeurs moyennées de EAM(F_t) et MOY(F_t) sur l'ensemble des sujets sont présentées respectivement sur les figures 5.8a et 5.8b. Pour les différentes conditions, ces deux scores valent : EAM(F_t) :

- $\boldsymbol{TL}$: $0,10N$, écart type=$0,05N$
- $\boldsymbol{TL_{VIB}}$: $0,10N$, écart type=$0,04N$

MOY(F_t) :

- $\boldsymbol{TL}$: $0,05N$, écart type=$0,07N$
- $\boldsymbol{TL_{VIB}}$:$0,04N$, écart type=$0,06N$

EAM(F_t) et MOY(F_t) dans le cas d'un toucher léger sont ainsi en moyenne sensiblement les mêmes que dans le cas d'un toucher léger avec vibrations. Il n'existe par ailleurs pas de différence statistiquement significative ($p > 0,05$) entre les conditions avec/sans vibrations pour ces deux scores.

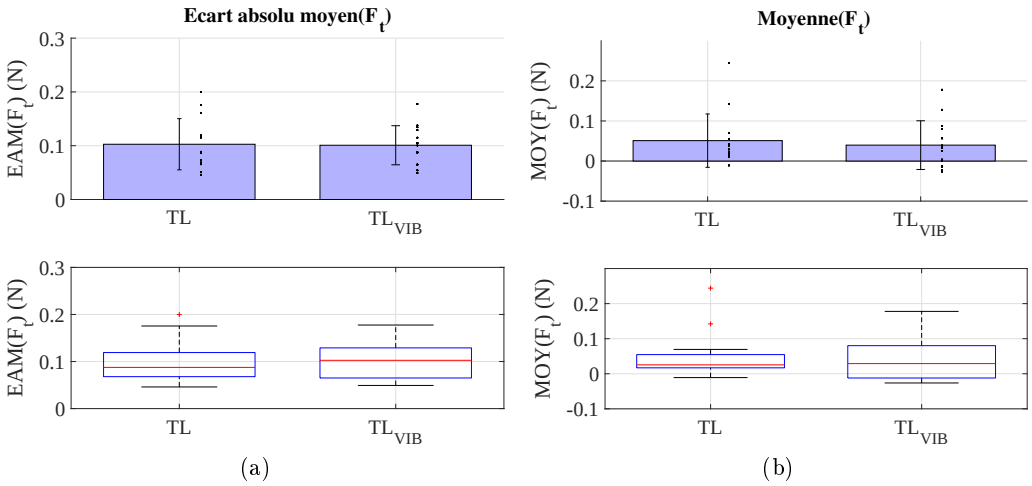


FIGURE 5.8 – Écart absolu moyen (a) et moyenne (b) des efforts tangentiels appliqués par le doigt sur le dispositif. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets.

Quantification du balancement pour toutes les conditions avec la lente dérive vers l'avant :

EAM(p_{CdP}) moyenné sur l'ensemble des sujets est présenté sur la figure 5.10a. Ce score vaut pour les différentes conditions :

- $\boldsymbol{ST}$: $3,9mm$, écart type=$3,4mm$
- $\boldsymbol{TL}$: $1,9mm$, écart type=$0,5mm$
- $\boldsymbol{TL_{VIB}}$: $3,4mm$, écart type=$1,1mm$

On observe que le balancement postural est plus grand dans les conditions $\boldsymbol{ST}$ et $\boldsymbol{TL_{VIB}}$ par rapport à la condition de toucher léger ($\boldsymbol{TL}$).Il existe une différence statistiquement significative entre toutes ces conditions (F(2,26)=$21,5$, $p < 3,1e-6$). L'écart observé entre les conditions $\boldsymbol{TL}$ et $\boldsymbol{ST}$ est statistiquement significatif ($p < 1e-4$) ainsi que celui entre $\boldsymbol{TL}$ et $\boldsymbol{TL_{VIB}}$ ($p < 1e-4$). La légère tendance observée entre $\boldsymbol{ST}$ et $\boldsymbol{TL_{VIB}}$ n'est, elle, pas statistiquement significative ($p > 0.05$).

Quantification du balancement pour toutes les conditions sans la lente dérive vers l'avant :

Nous proposons, afin de comparer uniquement les oscillations du balancement postural sans la composante lente due aux vibrations, un autre calcul du score. On soustrait à p_{CdP} la droite obtenue par la régression linéaire, on appellera la variable obtenue p_{CdP}^{filt}. Dans un souci de validité de la comparaison, ce calcul est effectué sur l'ensemble des conditions. L'application de cette démarche aux mesures du sujet présentées précédemment dans 5.6 est présentée sur la figure 5.9. On peut voir sur ces courbes, qu'une fois la variation lente vers l'avant enlevée, le toucher léger avec vibrations semble diminuer

lui aussi le balancement postural.

EAM(p_{CdP}^{filt}) est calculé dans ce cas. Les résultats moyennés pour chaque condition sur l'ensemble des sujets sont présentés sur la figure 5.10b. Ce score vaut pour les différentes conditions :

— $\boldsymbol{ST}$: $3,0mm$, écart type=$0,7mm$
— $\boldsymbol{TL}$: $1,8mm$, écart type=$0,6mm$
— $\boldsymbol{TL_{VIB}}$: $1,3mm$, écart type=$0,4mm$

On peut voir qu'il existe une tendance nette à la diminution du balancement postural pour les conditions TL_{VIB} et TL par rapport à la condition ST. Il existe une différence statistiquement significative entre toutes les conditions ($F(2,26) = 74,1, p < 1e-10$). Les différences entre les conditions sont statistiquement significatives une à une :

— $\boldsymbol{ST}$ / $\boldsymbol{TL}$: p<$1e-3$
— $\boldsymbol{ST}$ / $\boldsymbol{TL_{VIB}}$: p<$1e-3$
— $\boldsymbol{TL}$ / $\boldsymbol{TL_{VIB}}$: p<$5e-3$

Il existe donc, après avoir enlevé la composante lente due aux vibrations, une différence statistiquement significative entre la condition sans toucher léger et celle de toucher léger avec vibrations. Cette différence confirme la tendance observée sur la figure 5.9.

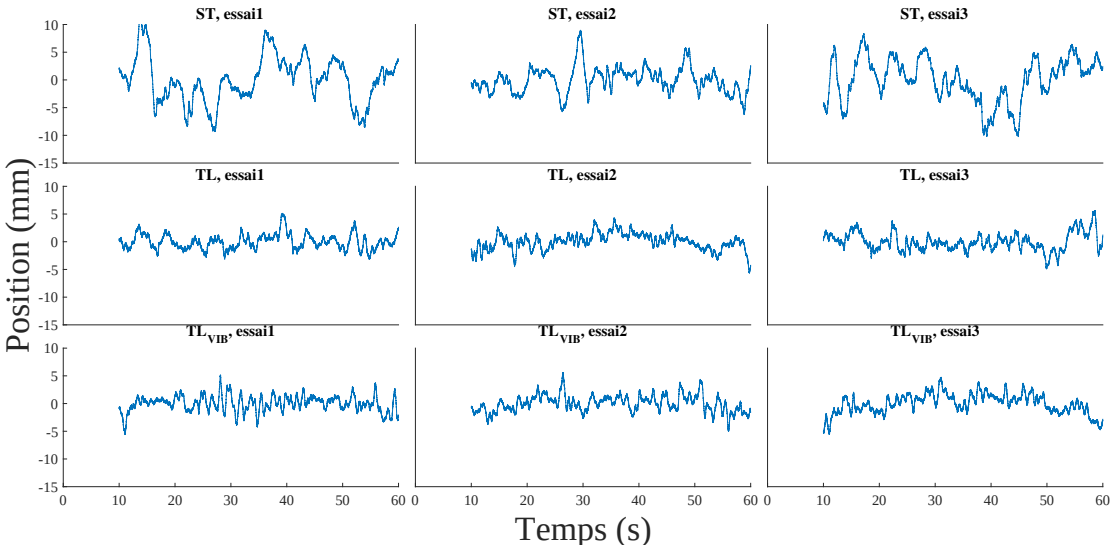


FIGURE 5.9 – Courbes temporelles, pour un sujet, de la position du centre de pression (en bleu) après le retrait de la droite obtenue par régression linéaire. Les trois conditions (Sans toucher léger, avec toucher léger avec et sans vibrations appliquées sur le biceps) et les trois essais par condition sont présentés.

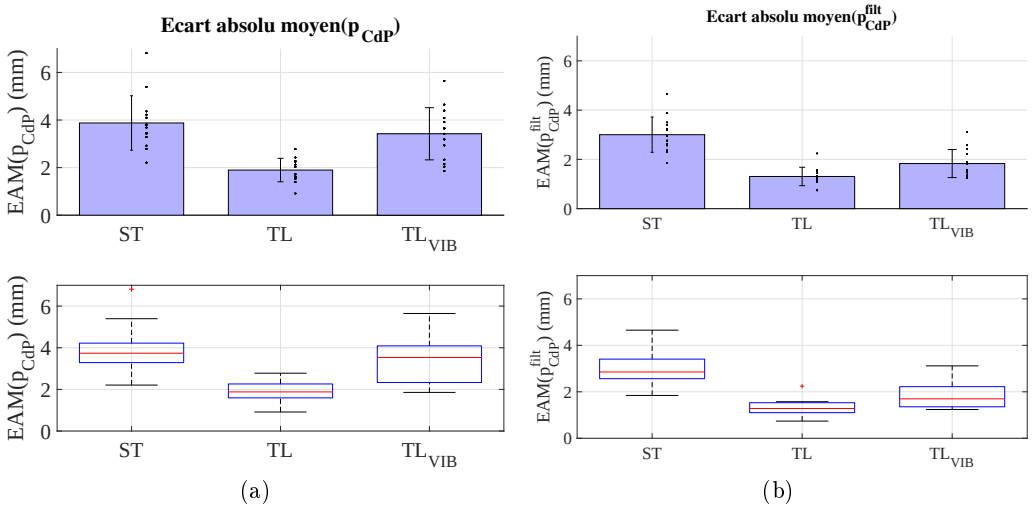


FIGURE 5.10 – Écart absolu moyen de la position du centre de pression en fonction des conditions. Deux résultats sont présentés, avant (a) et après (b) la soustraction de la régression linéaire sur les 50 dernières secondes. Les résultats présentés sont les résultats moyennés sur l'ensemble des sujets en fonction des conditions. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets.

5.4.3 Discussion

Vérifier les observations faites dans [Rabin et al., 2008]

Les objectifs de cette série d'expériences sont d'observer et comprendre l'influence de vibrations appliquées sur le biceps dans le cas d'un toucher léger et ainsi vérifier que les observations faites dans [Rabin et al., 2008] pour l'axe médio-latérale restent valides pour l'axe antéro-postérieur. De la même manière que dans [Rabin et al., 2008], nous avons montré que l'application d'une vibration sur le biceps réduisait fortement l'effet d'un toucher léger sur la diminution du balancement postural. Nous avons ainsi montré qu'il n'existe aucune différence statistiquement significative pour EAM(p_{CdP}) (lorsqu'on ne soustrait pas la dérive lente) entre une situation sans toucher léger et une situation de toucher léger avec vibrations ($p > 0,05$).

Cette non diminution du balancement postural lorsque des vibrations sont appliquées peut s'expliquer par la variation lente vers l'avant qui est observée dans ces essais. Afin d'illustrer ceci nous avons calculé le coefficient directeur d'une régression linéaire sur les 50 dernières secondes des variations de position du centre de pression. Nous avons montré qu'il existe un coefficient directeur positif en moyenne sur l'ensemble des sujets ($0,12mm/s$, écart type=$0,08mm/s$) dans le cas avec vibrations. Dans [Rabin et al., 2008], les auteurs ne calculent pas ce coefficient mais présentent le cas d'un sujet où l'on peut estimer que le coefficient vaudrait $0,28mm/s$ ($25s$ pour avancer son centre de pression de $7mm$), ce coefficient plus important peut s'expliquer par la position de

tandem-Romberg utilisé (qui est plus déstabilisante), par un temps de stimulation plus court qui rend le calcul moins précis et par le fait que les auteurs ne calculent pas cette valeur et qu'on ne puisse donc l'évaluer dans leurs résultats que sur un seul essai d'un sujet. À titre de comparaison, on peut trouver dans nos résultats ce type de valeurs puisque le coefficient directeur maximal calculé à partir de nos données mesurées atteint $0,3mm/s$.

De la même manière que les auteurs de [Rabin et al., 2008], nous avons montré que les efforts appliqués par le doigt sur le dispositif de ne sont pas statistiquement plus importants dans le cas avec vibration. Cette observation nous permet d'affirmer que le mouvement vers l'avant observé n'est pas dû à la contraction réflexe du bras (en réponse à la vibration) mais bien à l'illusion d'extension du coude lors de l'application de la vibration.

Toucher léger autour d'une référence mobile

Les courbes temporelles du centre de pression dans le cas d'un toucher léger avec des vibrations semblent présenter des oscillations moins importantes que dans le cas sans toucher léger, mais autour d'une référence avançant vers le doigt. Nous pensons de plus que ce qui est interprété dans [Rabin et al., 2008] comme une forte diminution de l'apport du toucher léger par une perturbation de la kinesthésie du bras provient en fait du score choisi pour quantifier le balancement. En calculant les écarts absolus moyens, on calcule des variations par rapport à une moyenne des positions du centre de pression ; or le mouvement vers l'avant dû à l'illusion d'extension du bras fait que le centre de pression n'est plus "centré" autour de la moyenne, ce qui entraine une augmentation très importante de l'écart absolu moyen.

Afin de pouvoir quantifier les oscillations du centre de pression autour de cette référence mobile, nous avons calculé les écarts d'amplitude moyen des positions du centre de pression moins la régression linéaire calculée sur les 50 dernières secondes (EAM(p_{CdP}^{filt})). Dans un souci de validité de notre comparaison, nous avons appliqué cette transformation pour toutes les conditions. Nous avons alors montré que les écarts absolus moyens sont significativement plus faibles dans le cas d'un toucher léger avec vibration que dans le cas sans toucher léger ($p < 1e-3$). Il persiste cependant une différence statistiquement significative entre les conditions de toucher léger avec et sans vibrations ($p < 5e-3$). Ainsi nous avons montré que le toucher léger avec vibration du biceps reste en réalité effectif pour diminuer le balancement si on prend en compte qu'il le fait autour d'une référence mobile. La différence qui persiste entre les conditions de toucher léger avec et sans vibration est sans doute liée à une perturbation directe des organes kinesthésiques du bras.

Toucher léger et information d'immobilité
Cette étude met en évidence un phénomène intéressant puisque l'illusion d'extension du bras apportée par la vibration du biceps que l'on observe dans la réponse posturale pourrait aller à l'encontre d'une autre étude des mêmes auteurs ([Rabin, 2004]). Dans cette étude les auteurs montrent que le fait de poser le doigt sur une surface fixe annule la perception consciente d'une illusion d'extension du bras que les sujets notent lorsque leur doigt n'est pas posé. Dans cette expérience les participants sont assis et leur épaule est ainsi fixe, puisque leur doigt est lui aussi immobile l'illusion est annulée. Rabin dans [Rabin et al., 2008], fait l'hypothèse, que suite à l'illusion d'extension, le participant fléchit son coude. Ce qui résulte en une dérive posturale vers le doigt. Nous pouvons penser que l'illusion d'extension est présente puisque le tronc des sujets n'est plus fixe du fait du balancement postural.

Nous proposons une interprétation différente de ce phénomène. Dans l'expérience que nous avons menée, les sujets sont debout et leur épaule n'est pas fixe dans l'espace. Lorsque la vibration est appliquée, l'ambiguïté créée par cette illusion d'extension est résolue par le système nerveux central en associant cette extension à un balancement du corps (donc de l'épaule) vers l'arrière. Cette illusion de balancement vers l'arrière peut s'observer dans la réponse posturale qui s'oppose alors à ce mouvement en se penchant vers l'avant.

Ces résultats vont dans le sens de notre interprétation du toucher léger. Une information d'immobilité est prise par le fait que le doigt soit posé sur une surface fixe. L'intégration de cette référence ne peut se faire que si la configuration du bras est parfaitement mesurée. Si la mesure de cette dernière est perturbée par l'illusion d'une extension (à l'aide d'un vibreur sur le biceps), l'information est malgré tout intégrée au contrôle postural. On peut alors voir les traces de la mauvaise interprétation de l'information d'immobilité dans cette composante lente du balancement vers le doigt.

5.5 Étude de l'influence d'une illusion kinesthésique sur les performances de la boucle fermée

Nous avons observé dans l'expérience précédente que l'application d'une vibration sur le biceps induisait une illusion d'extension du bras qui entraine une lente dérive du centre de pression. L'objectif de cette étude est d'étudier l'influence d'une illusion kinesthésique appliquée au bras dans le cas où on cherche à contrôler la position du centre de pression des participants autour d'une consigne pré-définie. Nous étudierons ainsi si l'illusion kinesthésique et l'ambiguïté à l'origine du couplage entre p_{CdP} et p_d peuvent s'additionner ou s'opposer. En effet, si ces deux phénomènes peuvent fonctionner

en même temps, cela serait un argument de plus confirmant l'hypothèse d'ambiguïté de notre boucle fermée.

5.5.1 Protocole

Douze des sujets de l'expérience précédente ont participé à cette session, ainsi que quatre participants supplémentaires (13 hommes, 3 femmes, âge moyen : $24,2$ (écart type=$2,4$)). Les instructions données aux participants sont celles décrites dans la section 2.1.2. Le dispositif expérimental utilisé est le deuxième (système vis-écrou, voir figure 2.2). Le gain utilisé pour la boucle de retour est $K = 0,97s^{-1}$.

Lors de cette expérience deux conditions ont été présentées aux sujets avec le même stimulus : la stratégie en boucle fermée expliquée précédemment a été utilisée autour de la consigne pré-définie de référence (Section 4.2).

Lors cette expérience deux conditions ont été étudiées :

— $\boldsymbol{BF}$: Boucle fermée autour de la consigne pré-définie, sans vibrations sur le biceps.

— $\boldsymbol{BFVIB_{av}}$: Boucle fermée autour de la consigne pré-définie, avec vibrations sur le biceps. La vibration est activée dès le début de l'expérience.

Cette consigne a été présentée à la première moitié des sujets. La même consigne mais dans le sens opposé (vers l'arrière, $\boldsymbol{BFVIB_{arr}}$) a été présentée à la deuxième moitié des sujets.

Chacune de ces conditions fait l'objet de trois répétitions et l'ordre de présentation des essais et des conditions est randomisé.

Les données recueillies sont p_{CdP} et p_d. Un unique score est calculé et correspond à la valeur absolue de l'erreur de suivi moyenne *i.e.* $|\bar{\varepsilon}| = \left|\frac{1}{N}\sum_N (p^*_{CdP} - p)\right|$.

5.5.2 Résultats

Les erreurs de suivi moyennées sur l'ensemble des sujets du premier groupe (consigne vers l'avant) sont présentées sur la figure 5.11a. Les résultats pour le deuxième groupe (consigne vers l'arrière) sont présentés sur la figure 5.11b. Dans le cas d'une consigne pré-définie vers l'avant, on peut voir que les performances de la boucle fermée semblent légèrement améliorées dans le cas avec vibration par rapport au cas sans vibration :

— $\boldsymbol{BF}$: $1,2mm$, écart type=$1,2mm$

— $\boldsymbol{BFVIB_{av}}$: $1,5mm$, écart type=$1,5mm$

La faible différence observée n'est cependant pas statistiquement significative ($p > 0,05$). Au contraire lorsque la boucle fermée est autour d'une consigne pré-définie vers l'arrière, les performances sans vibrations semblent meilleures que celles avec vibrations.

— $\boldsymbol{BF}$: $1,6mm$, écart type=$1,4mm$

— $\boldsymbol{BFVIB_{arr}}$: $3,1mm$, écart type=$1,8mm$

Cette différence est statistiquement significative ($p < 0,01$).

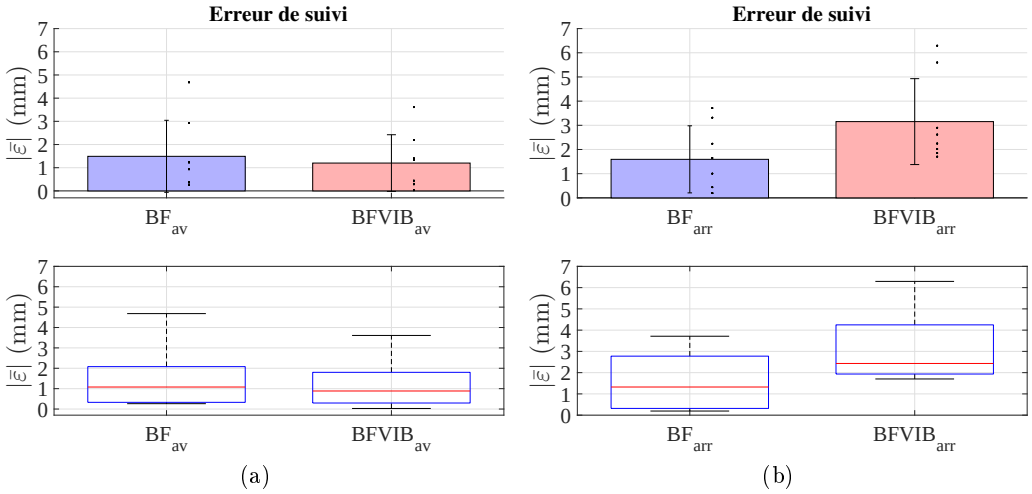


FIGURE 5.11 – Erreurs de suivi de la consigne pré-définie par le centre de pression. Deux résultats sont présentés, pour une consigne pré-définie vers l'avant (a) et pour une consigne vers l'arrière (b). Les résultats présentés sont les résultats moyennés sur l'ensemble des sujets en fonction des conditions (avec (en rouge) ou sans (en bleu) vibration). En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets.

5.5.3 Discussion

Nous avons montré que la vibration sur le biceps diminuait de manière statistiquement significative les performances de la boucle fermée autour d'une consigne pré-définie vers l'arrière. Lorsque cette consigne est vers l'avant les performances présentent une tendance à être légèrement améliorées (différence cependant non statistiquement significative) par l'application de vibrations sur le biceps. Ces deux tendances, selon que la consigne soit vers l'avant ou vers l'arrière, peuvent s'expliquer par un phénomène d'addition des illusions (en considérant l'ambiguïté à l'origine du couplage observé dans notre boucle fermée comme une illusion).

Lorsque la boucle fermée est utilisée pour une consigne vers l'avant, les mouvements du doigt sont commandés de manière à emmener le centre de pression vers l'avant. Ce mouvement vers l'avant du centre de pression apparait aussi par l'illusion d'extension du coude apportée par la vibration du biceps. Ainsi les deux illusions tendent à emmener les sujets vers l'avant et leurs effets s'additionnent alors, ce qui permet à la boucle fermée d'afficher de meilleurs scores en terme de suivi de la consigne. Une fois que la consigne atteint le plateau 8 mm en avant pour la boucle fermée, l'effet de la vibration sur le biceps tend à éloigner le centre de pression de la consigne pré-définie ; au vu des résultats sur les erreurs de suivi on peut affirmer que la boucle fermée permet alors de lutter contre

cet effet et de maintenir ainsi le centre de pression autour de la consigne. Les courbes temporelles de la position du doigt pour un sujet sont présentées sur la figure 5.12. Dans le cas avec vibrations (en bleu), lorsque la consigne prédéfinie est sur un plateau ($[10-20s]$ et $[30-60s]$), la vitesse du doigt en sortie de notre boucle fermée est négative pour lutter contre la lente dérive vers l'avant due à la vibration. On remarque aussi que la vitesse est moins importante dans la phase de montée entre les deux plateaux.

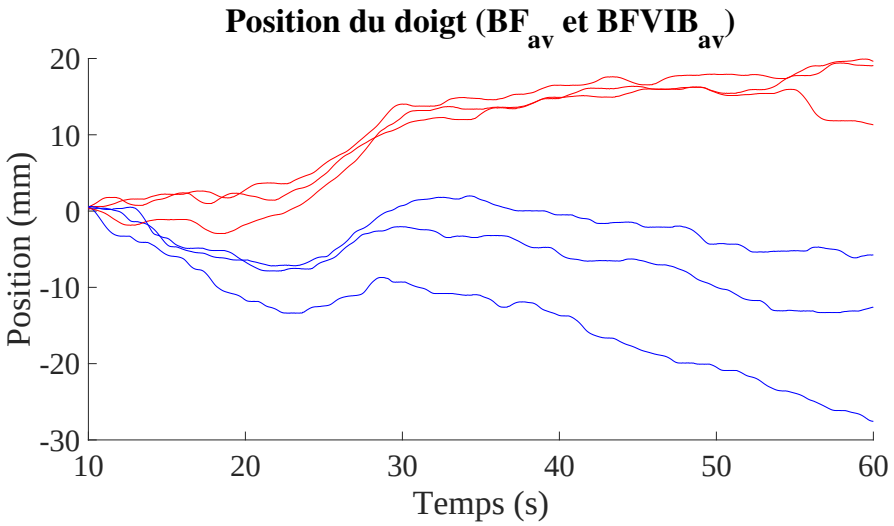


FIGURE 5.12 – Courbes temporelles, pour un sujet, de la position du doigt dans le cas d'une boucle fermée autour d'une consigne pré-définie vers l'avant. En rouge les courbes pour les essais sans vibration (BF_{av}) et en bleu avec vibration ($BFVIB_{av}$).

A l'inverse lorsque la boucle fermée tente d'emmener le centre de pression des sujets autour d'une consigne vers l'arrière, les deux illusions ont un sens différent et s'opposent alors dans leurs effets. Ce qui peut permettre d'expliquer les performances moins bonnes en boucle fermée vers l'arrière lorsqu'une vibration est appliquée au biceps.

Cette série d'expériences démontre l'importance de l'information kinesthésique dans le couplage entre les mouvements du centre de pression et ceux du doigt. En effet, ce sont les récepteurs kinesthésiques du bras qui vont renseigner sur la position relative entre le tronc et le doigt et ainsi permettre le suivi. L'information d'immobilité par le contact du doigt sur une surface considérée fixe, ne peut être intégrée efficacement sans une bonne mesure de la position du bras.

5.6 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons étudié comment la référence d'immobilité était intégrée au sein du contrôle postural dans le cas de notre boucle fermée. Nous avons montré que les seuils de détection consciente d'un déplacement du doigt était de plus en plus importants à mesure que le balancement du corps augmente. Ce résultat traduit l'ambiguïté

que doit résoudre le corps afin de déterminer si il est en train de se balancer vis à vis d'une référence fixe ou si cette référence est mobile.

Nous avons de plus montré que les déplacements du doigt lors d'une boucle fermée ne dépassent que rarement les seuils de perception consciente. Ce qui peut expliquer pourquoi certains sujets ne notent pas que le dispositif est mis en mouvement au cours des expériences.

Nous avons ensuite montré qu'il était possible d'améliorer/détériorer les performances de notre boucle fermée en augmentant l'importance donnée à l'information d'immobilité ou en la confrontant à une autre référence qui est réellement immobile. L'ambiguïté de l'attribution du mouvement relatif entre le doigt et le tronc (mouvement attribué à un mouvement du corps ou à un mouvement du doigt) est dans ces deux cas amplifiée ou diminuée.

Enfin, nous avons montré que l'information d'immobilité nécessite une bonne mesure de la position du bras. Si la mesure de la position du bras est perturbée par une vibration, la diminution du balancement se fait alors autour d'une référence mobile. De la même manière les performances de la boucle fermée peuvent être améliorées ou détériorées si la consigne pré-définie est dans le même sens ou le sens opposé à cette première illusion.

Il est à noter que les observations faites dans le chapitre précédent peuvent sembler s'opposer à la notion d'ambiguïté que nous introduisons dans ce chapitre. En effet, dans le chapitre précédent, nous avons montré que les performances de notre boucle fermée restaient bonnes dans le cas où les sujets étaient informés que leur doigt était mis en mouvement. Dans la condition où aucune instruction directe ne leur était donnée vis-à-vis de ce mouvement, le centre de pression des sujets suit effectivement la consigne pré-définie, même si les sujets observent le mouvement de leur doigt au cours de l'expérience. Nous proposons plusieurs hypothèses permettant d'expliquer ce phénomène :

— Dans le cas où les sujets regardent leur doigt, la condition se rapproche de l'étude que nous avons menée lorsque les sujets posent l'index de l'autre main sur une surface fixe. Nous pouvons supposer, que de la même manière, le fait d'observer les mouvements du doigt ne suffit pas toujours à lever parfaitement l'ambiguïté puisque les mouvements du doigt sont relativement faibles. Nous avons en effet montré dans ce chapitre que l'écart d'amplitude moyen de p_d était compris entre 4 et $13mm$.

— On peut de plus supposer que lors de l'observation des mouvements du doigt, l'intégration de cette information et l'élaboration de la commande permettant de lutter contre l'effet du couplage entre p_d et p_{CdP} représentent un temps trop important pour rejeter efficacement le couplage.

— Enfin, il est à noter que nous avons observé des performances moins bonnes de notre boucle fermée dans cette condition par rapport à la condition avec les yeux fermés. On peut supposer que le couplage entre p_d et p_{CdP} est effectivement diminué dans cette condition mais que cette diminution n'est pas significative puisque compensée par notre boucle fermée.

Chapitre 6

Étude du toucher léger avec des patients

Sommaire

6.1 Perspectives du toucher léger en tant que biofeedback . . . 133
6.2 Étude de la boucle fermée sur des patients atteints de pathologies pouvant affecter l'équilibre 135
6.3 Étude du toucher léger dans le cas d'une paralysie du plexus brachial 141
6.4 Conclusion 146

Nous avons montré qu'il était possible, à l'aide de notre boucle fermée, de guider la position du centre de pression dans le cas de sujets jeunes et sains. Ce type de dispositif peut sembler intéressant en tant que dispositif d'assistance ou en étant intégré à des exercices de rééducation posturale. Avant de pouvoir envisager ce type d'application, il est nécessaire de vérifier le bon fonctionnement de notre boucle fermée lorsqu'elle est présentée à des patients.

Nous détaillerons dans ce chapitre une série d'expériences dans laquelle notre loi de commande en boucle fermée a été étudiée chez des patients atteints de pathologies pouvant affecter l'équilibre. Nous présenterons ensuite une étude avec un patient atteint d'une paralysie du plexus brachial.

6.1 Perspectives du toucher léger en tant que biofeedback

L'âge ainsi que des maladies neurologiques, comme Parkinson ([Kwakkel et al., 2007]), les accidents vasculaires cérébraux (AVC) ([Batchelor et al., 2010]) et la sclérose latérale amyotrophique (SLA) ([Kloos et al., 2004]) sont des facteurs qui peuvent engendrer des troubles de l'équilibre et mener à des chutes. Lors de maladies neurologiques les fonctions sensorimotrices lésées, par les dommages du système nerveux, sont à l'origine

de l'incapacité à tenir un équilibre stable.

Un bon équilibre postural est une condition préalable pour retrouver l'indépendance dans les activités de la vie quotidienne ([Fong et al., 2001]). Les patients souffrant de troubles du contrôle postural suivent des programmes de rééducation. Ces programmes visent à rétablir un contrôle postural efficace ou à maintenir les capacités actuelles dans le cas d'une affection neurologique dégénérative. Les programmes de rééducation de ces patients sont composés de séances intensives d'exercices physiques impliquant des tâches d'équilibre dans des positions différentes ([Gardner et al., 2000]) lors desquelles les réactions d'équilibration posturale sont déclenchées. Les patients peuvent par exemple être invités à maintenir une distance pré-définie entre leurs pieds (plus cette distance est faible et plus le polygone de sustentation est petit et plus l'exigence vis-à-vis du contrôle postural est grande) sur des surfaces fixes ou mobiles. Ils peuvent par ailleurs être soumis à des perturbations intrinsèques ou extrinsèques, tandis que leurs yeux sont ouverts ou fermés. Ils peuvent également avoir à effectuer une tâche physique ou cognitive concurrente. Lors de ces sessions, un kinésithérapeute assure en permanence la sécurité du patient ([Pollock et al., 2007]).

Les progrès des patients est mesuré en utilisant des évaluations standardisées telles que le *Berg Balance Scale (BBS)* ou le *Time Up and Go (TUG)*. Des plateformes de force peuvent être utilisées afin de fournir une quantification du balancement par la mesure des variations de position du centre de pression au cours du temps ([Paillard and Noé, 2015]).

Les programmes de rééducation peuvent bénéficier de que l'on appelle le *biofeedback sensoriel*. Cette technique consiste à fournir au système nerveux central des informations sensorielles supplémentaires au cours de la réalisation des exercices de rééducation ([Giggins et al., 2013]). L'information sensorielle supplémentaire peut être visuelle ([Young et al., 2011]), auditive ([Mirelman et al., 2011]) ou tactile ([Gopalai and Senanayake, 2013]). Dans [Young et al., 2011], les participants se tiennent debout sur une *"Wii balance board"* permettant de mesurer la position du centre de pression. Un écran placé devant les participants permet d'afficher un curseur se déplaçant avec la position du centre de pression. Il est alors demandé aux participants de se pencher dans différentes directions afin d'atteindre des cibles. Le curseur affiché sur l'écran est dans ce cas un *biofeedback* visuel. Dans [Mirelman et al., 2011], l'état postural des participants est calculé en utilisant les données fournies par une centrale inertielle fixée sur le dos des participants. Des sons sont alors émis pour les avertir si leur posture actuelle est non conforme à la tâche en cours. Dans [Gopalai and Senanayake, 2013], l'état postural est également mesurée à l'aide d'une centrale inertielle et le *biofeedback* est fourni par l'intermédiaire d'une ceinture équipée de vibreurs.

Il a par ailleurs été montré que le toucher léger sur une surface fixe avait un effet stabilisant sur la posture chez les patients souffrant de troubles neurologiques tels que les patients post-AVC ([Cunha et al., 2012]) et ceux ayant une perte vestibulaire bilatérale ([Lackner et al., 1999]).
Dans [Baldan et al., 2014], une revue complète est faite des travaux étudiant l'effet du toucher léger sur la posture pour des patients atteints de différentes pathologies affectant l'équilibre. Nous avons par ailleurs montré dans les chapitres précédent qu'il nous était possible de contrôler la position du centre de pression au cours du temps à l'aide de notre boucle fermée. Le suivi de la consigne pré-définie continue à opérer dans différentes conditions correspondant à la variété du cadre de la rééducation clinique (Yeux ouverts ou yeux fermés, dans le cas de la conscience du stimulus, en faisant varier les instructions). Nous avons par ailleurs montré dans une série d'expériences ([Verite et al., 2014]) non décrite dans ce manuscrit, que le suivi continuait d'opérer lorsqu'une tâche cognitive concurrente (écouter et mémoriser un texte audio). Le fait de contrôler la position du centre de pression à l'aide de notre loi de commande en boucle fermée peut être considéré comme un dispositif de *biofeedback* sensoriel. Notre dispositif diffère des systèmes décrits dans la littérature par le fait qu'il ne réclame aucune action volontaire de la part du sujet et ne requiert donc ni concentration ni coopération. A cet égard, il pourrait être intéressant de l'inclure dans des exercices de rééducation en le couplant à des exercices existants.

6.2 Étude de la boucle fermée sur des patients atteints de pathologies pouvant affecter l'équilibre

Avant de pouvoir envisager l'idée d'intégrer ce dispositif à des exercices de rééducation, il est tout d'abord nécessaire de vérifier que notre boucle fermée reste performante dans le cas où elle est présentée à des patients atteints de pathologies pouvant affecter le contrôle postural.

Claire Kemlin, kinésithérapeute, a mené une étude sur ce thème. L'étude concerne le toucher léger chez des individus post-AVC sous-aiguës et chroniques, des patients atteints de sclérose latérale amyotrophique et chez des sujets sains appariés en âge.

Pour la première fois, à notre connaissance, des essais de toucher léger sur une surface mobile ont été menés avec des sujets atteints de pathologies pouvant affecter l'équilibre. Nous avons tout d'abord observé les réponses de ces participants à des stimuli sinusoïdaux. Nous avons par ailleurs mené des essais en boucle fermée avec ces participants.

TABLE 6.1 – Tableau récapitulatif des participants à l'étude

	Post-AVC	SLA	Groupe contrôle,
Nombre	20	11	20
Age (âge)	62 +/-11	63 +/- 8	59 +/-7
Genre (hommes)	70%	45%	50%
Lésion du côté droit	50%	NA	NA
Temps depuis l'AVC (jours)	749 +/- 1091	NA	NA
Phase subaiguë (<200 jours)	50%	NA	NA
Taille (cm)	170 +/- 9	166 +/- 9	171 +/- 10

6.2.0.a Protocole

Participants

L'étude, réalisée conformément à la déclaration d'Helsinki relative à la recherche impliquant des êtres humains, a reçu l'approbation du comité de protection des personnes. Tous les participants ont donné un consentement éclairé par écrit. Les expériences ont été menées entre Juillet 2015 et Février 2016.

Le recrutement des participants et l'étude ont eu lieu à l'hôpital de La Pitié Salpêtrière. Vingt patients post-AVC ont été recrutés dans une unité dédiée à la prise en charge des Accidents Vasculaires Cérébraux et dans deux autres services de rééducation. Onze patients atteints de sclérose latérale amyotrophique (SLA) ont été recrutés dans le service des maladies neurologiques. Les patients étaient hospitalisés pour des soins et de la rééducation, ou ont participé à l'expérience au cours d'une consultation. Vingt participants sains, appariés en âge avec les patients post-AVC, ont également participé en tant que groupe contrôle.

Les critères d'inclusion étaient pour les patients post-AVC d'avoir présenté un accident vasculaire cérébral prouvé par une IRM et pour les patients atteints de SLA, un examen clinique considérant comme probable et/ou certain la sclérose latérale amyotrophique (SLA).
Les critères d'exclusion étaient l'incapacité à maintenir la position debout pendant 90 secondes, l'aphasie sévère (incapacité à comprendre les instructions de test) ou une comorbidité qui pourrait interférer avec l'étude. Des individus sains, sans antécédent de maladie neurologique ou psychiatrique, ont été recrutés principalement parmi les proches des patients post-AVC afin de constituer un groupe contrôle. Un résumé des participants concernés est donné dans le tableau 6.1.

Conditions

Les instructions données aux participants sont celles décrites dans la section 2.1.2. Le dispositif expérimental utilisé est le premier (système poulies-courroie, voir 2.1). Le gain

utilisé pour la boucle de retour est $K = 0,97s^{-1}$. L'expérience a lieu dans une salle calme et dure environ une heure par participant.
Chaque session commence par un questionnaire, continue avec l'expérience principale et se termine par un temps libre lors du quel les participants sont invités à donner leurs impressions. Comme on peut le voir sur la figure 6.1, des barres parallèles sont installées pour assurer la sécurité des participants. Le kinésithérapeute qui a mené cette étude (Claire Kemlin) est en permanence proche du participant pour pallier à toute situation inattendue.

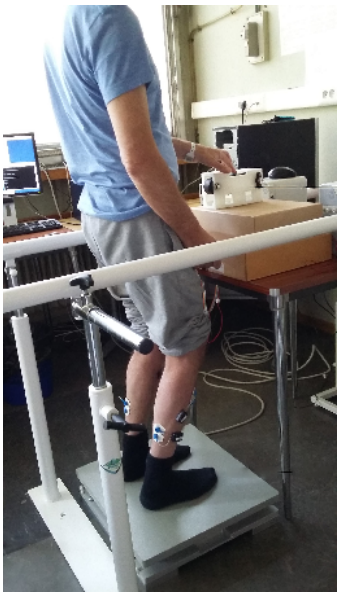


FIGURE 6.1 – Dispositif expérimental

Lors de cette expérience, 3 conditions ont été présentées aux sujets.

— $\boldsymbol{BO}$: Une condition dite de boucle ouverte lors de laquelle le doigt est mis en mouvement de manière sinusoïdale (deux répétitions)
— $\boldsymbol{BF_{av}}$: Boucle fermée autour d'une consigne pré-définie vers l'avant (deux répétitions)
— $\boldsymbol{BF_{arr}}$: Boucle fermée autour d'une consigne pré-définie vers l'arrière (deux répétitions)

Toutes les conditions sont randomisées. On a demandé aux patients post-AVC d'utiliser l'index du côté non affecté tandis que les sujets des deux autres groupes ont été invités à utiliser l'index de leur main dominante.
Les différentes conditions sont ici détaillées :

— Boucle ouverte ($\boldsymbol{BO}$) : la position du doigt est contrôlée indépendamment de la position du centre de pression des participants. L'essai dure $90s$ lors desquelles la courroie est gardée fixe pendant $10s$ puis oscille successivement à une fréquence de $0.1Hz([10s-50s])$, $0.2Hz([50s-70s])$ et $0.3Hz$ $([70s-90s])$ avec une amplitude crête à crête de $9mm$.

— Boucle fermée autour d'une consigne pré-définie vers l'avant ($\boldsymbol{BF_{av}}$). La durée de l'essai est de $80s$. La consigne pré-définie est la suivante (voir figure 6.2) :
  — $[0 - 10s]$: Mesure de la position du centre de pression.
  — $[10 - 20s]$: La consigne de la boucle fermée est de maintenir le sujet autour de la position moyenne calculée pendant les 10 premières secondes.
  — $[20 - 30s]$: La consigne passe de 0 à $8mm$ en suivant une courbe de point d'inflexion nulle ($p^*(t = 15s)$=$4mm$, $\frac{d^2p^*}{dt^2}(t = 15s)$=0 mm/$s^2$).
  — $[30 - 50s]$ La consigne de $8mm$ est maintenue pendant 20 s.
  — $[50 - 60s]$: La consigne passe de 8 à 0 mm en suivant une courbe de point d'inflexion nulle ($p^*(t = 55s)$=4 mm, $\frac{d^2p^*}{dt^2}(t = 55s)$=0 mm/$s^2$).
  — $[60 - 80s]$: La consigne de la boucle fermée est de maintenir le sujet autour de la position moyenne calculée pendant les 10 premières secondes.

  La figure 6.2 est une illustration de cette consigne.

— Boucle fermée autour d'une consigne pré-définie vers l'arrière ($\boldsymbol{BF_{arr}}$). La durée de l'essai est de 80 secondes. La consigne pré-définie est la même que la précédente mais vers l'arrière.

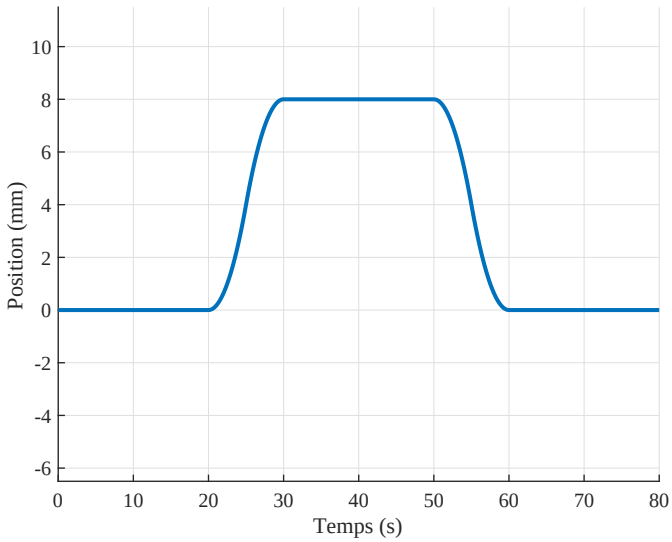


FIGURE 6.2 – Consigne pré-définie vers l'avant (en bleu), position du centre de pression d'un sujet (en rouge) et position du doigt (en vert)

Méthodes

En boucle ouverte et pour chaque fréquence considérée, le gain entre le stimulus (p_d) et le centre de pression (p_{CdP}) est calculé.

Dans le cas des essais en boucle fermée on calcule la valeur absolue de l'erreur de suivi moyenne par rapport à p^* *i.e.* $|\bar{\varepsilon}| = \left|\frac{1}{N}\sum_N (p^* - p)\right|$.

L'analyse statistique de ces résultats a été réalisée par M. Alain Giron, biostatisticien-Ingénieur de Recherches-INSERM.

6.2.0.b Résultats

Boucle ouverte (*BO*) :
Les moyennes, sur l'ensemble des sujets de chaque groupe, des gains entre p_{CdP} et p_d pour les fréquences $0,1$, $0,2$ et $0,3Hz$ valent respectivement :

- Contrôle : $0,7$ (écart type=$0,2$) ; $0,8$ (écart type=$0,3$) et $0,8$ (écart type=0.3)
- Post-AVC : $0,7$ (écart type=$0,3$) ; $0,9$ (écart type=$0,3$) et $1,0$ (écart type=$0,4$)
- SLA : $0,8$ (écart type=$0,4$) ; $1,0$ (écart type=$0,5$) et $1,0$ (écart type=$0,6$)

Aucune différence statistiquement significative (p>0.05) n'apparaît entre les groupes de sujets pour les 3 fréquences des stimuli.

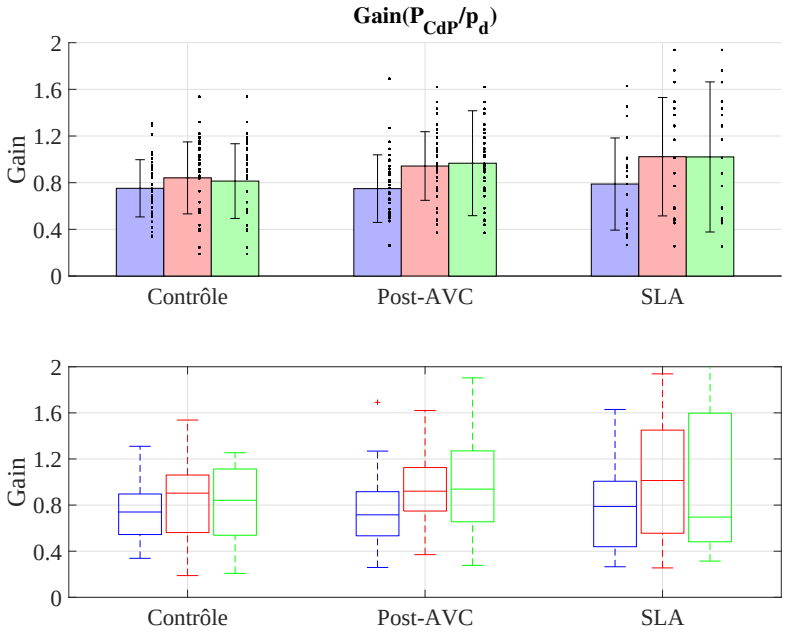


FIGURE 6.3 – Gain pour chaque fréquence étudiée ($0,1Hz$ en bleu, $0,2Hz$ en rouge et $0,3Hz$ en vert) moyenné sur les sujets de chaque groupe. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets de chaque groupe. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets de chaque groupe.

Boucle fermée (*BF*) :
Les différences de scores, entre la consigne vers l'avant et celle vers l'arrière, ne présentent aucune différence statistiquement significative. Ces mesures ont donc été mises en commun pour les analyses suivantes.

Au cours des essais en boucle fermée, il peut arriver que le dispositif atteigne les limites de l'espace de travail, la boucle fermée cesse alors de fonctionner. Le dispositif peut se déplacer à nouveau au cours de l'essai en fonction de l'évolution du centre de

pression du sujet. Ainsi pour notre analyse, les essais pour lesquels le doigt reste à la position limite de l'espace de travail pendant une période égale ou supérieure à $26,35s$ ont été supprimés. Cette période correspond à peu près au tiers de la durée d'essai. Ainsi 87% des essais avec les sujets sains, 66% des essais avec les patients post-AVC et 67% des essais avec les patients SLA ont été gardés.

Les moyennes, sur l'ensemble des sujets de chaque groupe, de l'erreur de suivi de la consigne pré-définie valent respectivement :

— Contrôle : $1,3mm$ (écart type=$1,1$)
— Post-AVC : $1,7mm$ (écart type=$1,2mm$)
— SLA : $1,5mm$ (écart type=$0,9mm$)

Ces résultats sont présentés sur la figure 6.4. Il n'existe aucune différence statistiquement significative entre les groupes ($p > 0.05$).

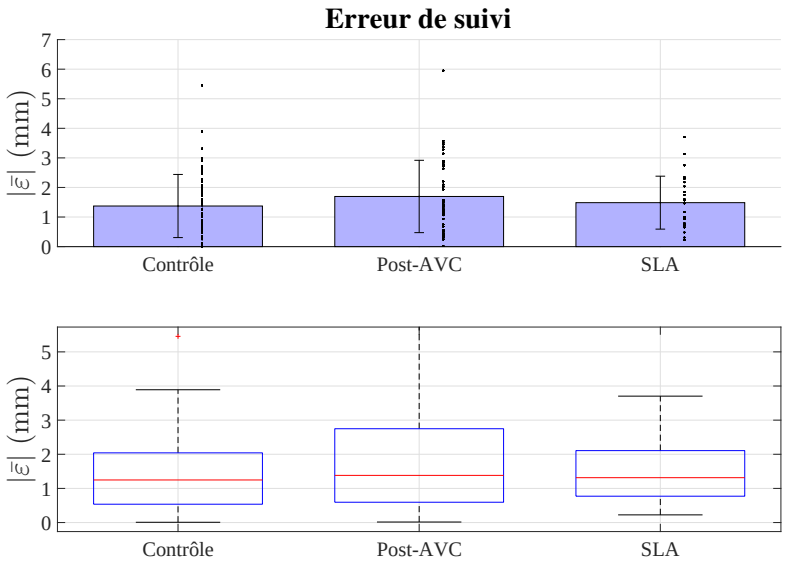


FIGURE 6.4 – Erreurs de suivi de la consigne pré-définie par le centre de pression dans l'axe antéro-postérieur. Les résultats présentés sont les résultats moyennés sur l'ensemble des sujets de chaque groupe. En haut, les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type sur l'ensemble des sujets du groupe. En bas, le diagramme en boîte sur l'ensemble des sujets de chaque groupe.

6.2.0.c Discussion

Lors des essais en boucle ouverte avec des stimuli sinusoïdaux, aucune différence statistiquement significative n'a été relevée entre les différents groupes de sujets. A notre connaissance le couplage entre la vitesse du centre de pression et celle du doigt n'avait pas encore été montré dans le cas de patients atteints de pathologies pouvant affecter l'équilibre. Le couplage qui reste inchangé entre les groupes peut laisser supposer que les performances de notre boucle fermée seront les mêmes dans tous les groupes.

Lors de nos observations sur les performances des essais en boucle fermée, nous avons en effet montré qu'il n'existait pas de différences statistiquement significatives entre les différents groupes de sujets. Nous pouvons ainsi déduire que la loi de commande en boucle fermée peut permettre le suivi d'une consigne pré-définie par le centre de pression chez des sujets atteints de troubles de l'équilibre (Post-AVC et SLA).
Il est toutefois à noter que le pourcentage de sujets, que nous avons exclu par le critère sur le temps maximal où le doigt est aux limites de l'espace de travail, est plus important dans le cas des groupes post-AVC et SLA (34% et 33%) que dans le groupe des sujets sains (13%). Si cette observation peut nuancer notre conclusion précédente, elle met surtout en évidence une intégration différente de l'information d'immobilité. Cette intégration différente devra être étudiée afin de proposer un réglage adapté de notre boucle fermée.

Avant de pouvoir conclure sur la possibilité de l'intégration de ce biofeedback à des exercices de rééducation, des études supplémentaires sont nécessaires. Il faudra vérifier qu'il est possible d'observer le même type de performances de notre boucle fermée dans l'axe médio-latéral, notamment dans le cas de patient post-AVC. Nous devrons par ailleurs étudier l'influence de différents gains de boucle rétro-action. Enfin on pourra imaginer une étude lors de laquelle l'espace de travail sera agrandi afin de vérifier s'il est possible d'améliorer ainsi les performances de notre boucle fermée.

6.3 Étude du toucher léger dans le cas d'une paralysie du plexus brachial

Lors de nos travaux, nous avons rencontré un patient dont la pathologie peut permettre de mettre en évidence l'aspect sensoriel du toucher léger. En effet, ce patient est atteint d'une paralysie du plexus brachial qui se traduit par une atteinte totale (motrice et sensorielle) sur les territoires des nerfs musculo-cutanés et médian ainsi qu'une atteinte partielle sur les territoires des nerfs radial et ulnaire. Cela a pour effet de léser fortement la motricité du membre affecté. L'affection du nerf médian implique une perte de la kinesthésie depuis le coude jusqu'au doigt ainsi qu'une perte totale de sensibilité du pouce, de l'index et du majeur. L'affection du nerf ulnaire a pour effet une perte partielle de la sensibilité sur l'annulaire et l'auriculaire.

Nous proposons une série d'expériences lors de laquelle nous avons étudié l'influence du toucher léger sur une surface fixe (du côté du membre pathologique comparé à l'autre côté) ainsi que les performances de notre boucle fermée (des deux côtés).

6.3.1 Protocole

Lors de cette expérience, 7 conditions ont été présentées au sujet. 4 conditions sont présentées afin d'étudier le toucher léger de ce participant sur une surface fixe pendant $60s$:

- $\boldsymbol{ST}$: Pas de toucher léger, les deux bras sont le long du corps
- $\boldsymbol{TL_I^{Patho}}$: Toucher léger avec l'index de la main droite (membre pathologique)
- $\boldsymbol{TL_A^{Patho}}$: Toucher léger avec l'annulaire de la main droite (membre pathologique). L'annulaire fait l'objet d'une série d'essai car la sensibilité du sujet est meilleure sur ce doigt que sur l'index.
- $\boldsymbol{TL_I^{Sain}}$: Toucher léger avec l'index de la main gauche (membre sain)

3 Conditions sont présentées afin d'étudier les performances de la boucle fermée. Les instructions données au participant sont celles décrites dans la section 2.1.2. Le dispositif expérimental utilisé est le deuxième (système vis-écrou, voir figure 2.2). Le gain utilisé pour la boucle de retour est $K = 0,97s^{-1}$. Les trois conditions sont les suivantes :

- $\boldsymbol{BF_I^{Patho}}$: Boucle fermée avec l'index de la main droite (membre pathologique)
- $\boldsymbol{BF_A^{Patho}}$: Boucle fermée avec l'annulaire de la main droite (membre pathologique). L'annulaire fait l'objet d'une série d'essai car la sensibilité du sujet est meilleure sur ce doigt que sur l'index.
- $\boldsymbol{BF_I^{Sain}}$: Boucle fermée avec l'index de la main gauche (membre sain)

Chaque condition est répétée 5 fois pour une durée totale d'expérience de 2h30 en comptant la préparation et les temps de pause entre les essais.

Dans les conditions de toucher léger sur une surface fixe, le balancement postural sera quantifié en calculant l'écart absolu moyen des variations de position du centre de pression dans l'axe antéro-postérieur (EAM(p_{CdP})). Afin de quantifier les efforts du doigt sur le dispositif, la moyenne des efforts selon la normale est calculée (Moyenne(Fn)).

Dans les conditions utilisant la boucle fermée, la qualité du suivi par le centre de pression de la consigne pré-définie est quantifiée à l'aide de la valeur absolue de l'erreur de suivie moyenne *i.e.* $|\bar{\varepsilon}| = \left|\frac{1}{N}\sum_N (p^* - p)\right|$. De la même manière que pour les conditions de toucher léger sur une surface fixe, la moyenne des efforts selon la normale est calculée (Moyenne(Fn)).

6.3.2 Résultats

EAM(p_{CdP}) moyenné sur l'ensemble des essais par condition est présenté sur la figure 6.5. Les valeurs pour les différentes conditions sont les suivantes :

- $\boldsymbol{ST}$: $3,5mm$, écart type=$0,5mm$
- $\boldsymbol{TL_I^{Sain}}$: $1,8mm$, écart type=$1mm$
- $\boldsymbol{TL_A^{Patho}}$: $2,6mm$, écart type=$0,4mm$
- $\boldsymbol{TL_I^{Patho}}$: $2,7mm$, écart type=$0,6mm$

On peut voir sur cette figure que le toucher léger permet de diminuer sensiblement le balancement postural dans le cas d'un toucher léger avec l'index de la main saine ainsi qu'avec l'index et l'annulaire de la main pathologique par rapport à une condition sans toucher léger. Ce qui correspond à une diminution par rapport à la condition sans toucher de l'ordre de 50% dans le cas d'un toucher léger avec l'index de la main saine, de l'ordre de 20% pour l'annulaire et 26% pour l'index de la main pathologique.

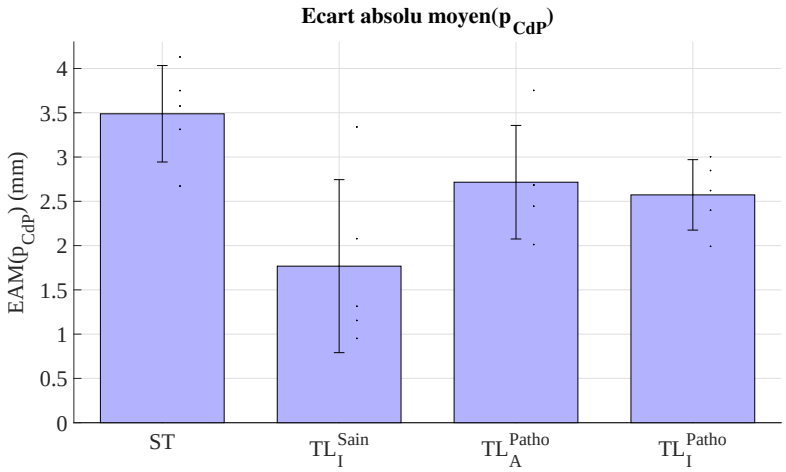


FIGURE 6.5 – EAM(p_{CdP}) moyenné sur les 5 essais de chaque condition. Les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type.

De part le manque de retour sensoriel, il était difficile pour le sujet de maintenir la condition de toucher léger avec la main pathologique. Afin de quantifier les différences dans les effort appliqués par le doigt, nous calculons MOY(F_n). Ces résultats moyennés sur les 5 essais de chaque condition sont présentés sur la figure 6.6. On peut voir que les efforts sont plus importants dans le cas des toucher avec la main pathologique :

— $\boldsymbol{TL_I^{Sain}}$: $0,3N$,écart type=$0,2N$
— $\boldsymbol{TL_A^{Patho}}$: $2,2N$, écart type=$0,3N$
— $\boldsymbol{TL_I^{Patho}}$: $2,1N$, écart type=$0,2N$

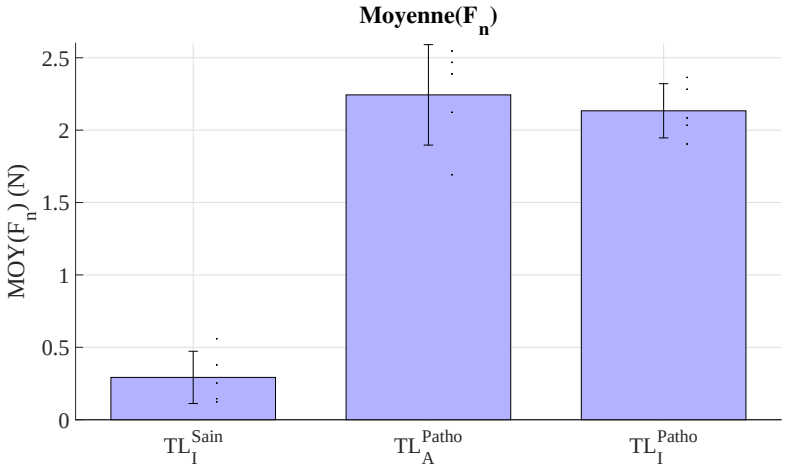


FIGURE 6.6 – MOY(F_n) moyennée sur les 5 essais de chaque condition de toucher léger sur une surface fixe. Les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type.

L'erreur de suivi de la consigne pré-définie en boucle fermée en fonction des conditions est présentée sur la figure 6.7. Les valeurs pour les différentes conditions sont les suivantes :

— $\boldsymbol{BF_I^{Sain}}$: $1,1mm$, écart type=$0,6mm$
— $\boldsymbol{BF_A^{Patho}}$: $4,6mm$, écart type=$2,2mm$
— $\boldsymbol{BF_I^{Patho}}$: $4,6mm$, écart type=$2,3mm$

On peut voir que la boucle fermée fonctionne bien dans le cas où l'index de la main saine est posé sur le dispositif mais que ce n'est pas le cas lorsque c'est l'annulaire ou l'index de la main pathologique.

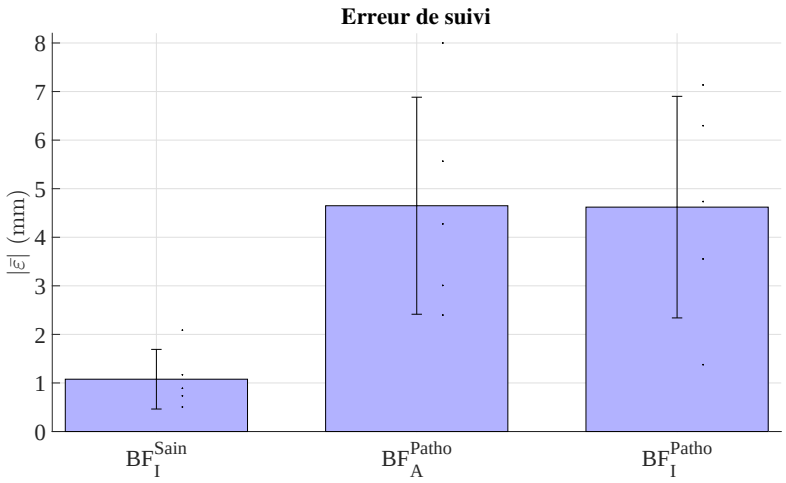


FIGURE 6.7 – Erreurs de suivi de la consigne pré-définie par le centre de pression. Les résultats présentés sont les résultats moyennés sur les 5 essais de chaque condition. Les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type.

De la même manière que pour les conditions de toucher léger sur une surface fixe, la moyenne des efforts normaux (F_n) est calculée pour chaque essai de chaque condition.

Ces valeurs moyennées sur l'ensemble des 5 essais de chaque condition sont présentées sur la figure 6.8. Les valeurs pour les différentes conditions sont les suivantes :

— $\boldsymbol{BF_I^{Sain}}$: $0,3N$, écart type=$0,1N$
— $\boldsymbol{BF_A^{Patho}}$: $1,9N$, écart type=$0,9N$
— $\boldsymbol{BF_I^{Patho}}$: $1,7N$, écart type=$0,6N$

On peut voir encore une fois que le sujet ne parvient pas à maintenir un effort inférieur à $1N$ avec la main pathologique.

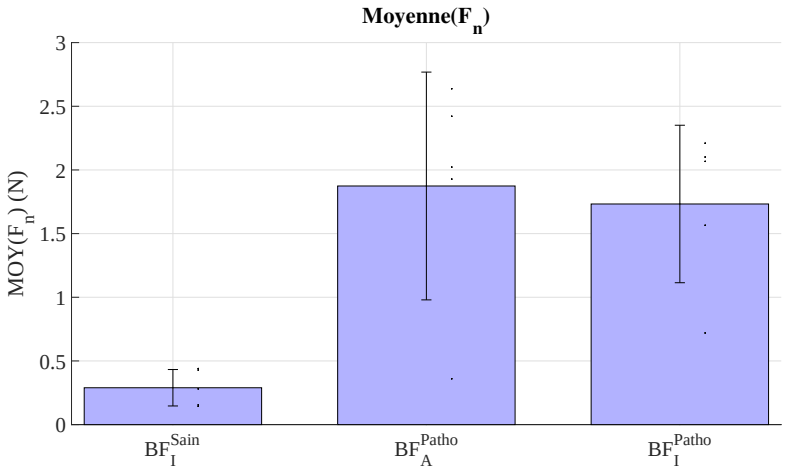


FIGURE 6.8 – MOY(F_n) moyennée sur les 5 essais de chaque condition de boucle fermée. Les barres représentent la moyenne et les traits représentent l'écart type.

6.3.3 Discussion

Nous avons montré à l'aide de cette expérience que l'apport du toucher léger était bien plus important lorsqu'il était fait avec la main saine plutôt qu'avec la main pathologique. Les récepteurs tactiles du doigt ainsi qu'une kinesthésie précise du poignet et du doigt semblent nécessaire afin d'intégrer efficacement cette nouvelle référence d'immobilité apportée par le doigt. Ces résultats sont d'autant plus intéressants que les efforts sont très nettement plus importants dans le cas de la main pathologique. Ainsi, dans ce cas, même avec des efforts quasiment 6 fois plus importants, la diminution du balancement postural est plus faible dans le cas de la main pathologique. On peut penser que la diminution du balancement dans le cas du membre pathologique peut s'expliquer par les observations faites dans [Holden et al., 1994]. Dans cette étude, les auteurs montrent que dans le cas d'un toucher "fort" les efforts peuvent en "absorbant dynamiquement de l'énergie du balancement postural" expliquer 13% de diminution du balancement postural.

Dans le cas de la boucle fermée, on a montré que les performances de suivi sont bien meilleures dans le cas de l'utilisation de la main saine par rapport aux doigts de la main pathologique malgré les efforts appliqués par le doigt sur le dispositif plus importants.

Ces observation éloignent l'hypothèse d'un suivi mécanique des mouvements du doigt (le dispositif tire ou pousse le corps par l'intermédiaire du bras). On voit ainsi que, si l'information tactile et kinesthésique du doigt et du poignet ne sont pas disponibles ou sont imprécises, l'illusion de mouvement relatif entre le corps et le doigt n'apparait plus et avec elle le couplage entre les mouvements du doigt et ceux du centre de pression.

Nous avons montré lors de cette expérience qu'il existait une différence importante dans l'intégration de l'information produite par le toucher léger si les récepteurs tactiles et la kinesthésie du bras ne donnent aucune information ou une information imprécise sur le contact avec le dispositif. Ces résultats représentent une preuve de plus que le toucher léger fournit, par l'intermédiaire des récepteurs tactiles et d'une connaissance de la position du bras (kinesthésie), des informations liées au balancement postural par rapport à cette référence d'immobilité. Ces résultats montrent de plus que ces informations sont nécessaires pour que l'ambiguïté d'intégration sensorielle, à l'origine du suivi de notre boucle fermée, fonctionne.

6.4 Conclusion

Nous avons dans ce chapitre montré que notre loi de commande permettait de contrôler le centre de pression de sujets atteints de pathologies affectant l'équilibre (Post-AVC et SLA) autour d'une consigne pré-définie. Nous avons tout de même noté que plus de participants des groupes Post-AVC et SLA ont été écartés par le critère du temps passé aux limites de l'espace de travail. Or ce temps est lui aussi une image des performances de la boucle fermée qui, si elle est performante, n'atteindra que rarement les limites de l'espace de travail. Des études futures seront donc nécessaires pour tenter d'expliquer cette différence et pour tenter d'améliorer les performances de notre boucle fermée dans ce cas.

Nous avons par ailleurs proposé une série d'expériences pour un patient privé des retours tactiles et kinesthésiques dans le doigt et le poignet. Nous avons pu observer dans ces résultats que le toucher avec la main pathologique (qui devient un toucher "fort") diminue moins le balancement postural qu'un toucher léger avec la main saine. On observe toutefois une diminution du balancement dans le cas d'un toucher avec la main pathologique. Cette diminution peut s'expliquer par les efforts plus importants qui agissent alors mécaniquement contre le balancement.
Nous avons surtout observé que les performances de la boucle fermée étaient bonnes du côté de la main saine mais qu'elles étaient très fortement détériorées du côté de la main pathologique. Ces observations confirment l'importance des informations sensorielles lors d'un toucher léger.

Chapitre 7

Conclusion et perspectives

Lors de ces travaux, nous avons étudié le couplage qui existe entre un mouvement du dispositif sur lequel un sujet pose son doigt et celui de son centre de pression. Notre thèse est que le toucher léger donne une information d'immobilité (vitesse nulle) que ce soit lorsqu'il s'opère sur une surface fixe ou sur une surface mobile. Lors d'un toucher léger sur une surface mobile, l'entraînement de la posture est dû à la résolution d'une ambiguïté dans l'intégration sensorielle : le mouvement relatif entre le doigt et le tronc est attribué aux oscillations posturales plutôt qu'au mouvement du doigt. Cette hypothèse a été vérifiée à l'aide de plusieurs séries d'expériences qui nous ont permis :

— d'estimer cette ambiguïté dans le cas d'une perception consciente
— de s'apercevoir que ces seuils était plus grands que les mouvements observés dans les essais où le centre de pression est entraîné par les mouvements du doigt
— de voir qu'on pouvait additionner les effets de cette ambigüité/illusion à une autre illusion de mouvement causée par des vibrations appliquées sur le biceps du bras touchant le dispositif
— de diminuer/augmenter cette ambiguïté afin de détériorer/améliorer le couplage entre les mouvements du doigt et ceux du centre de pression

Cette hypothèse implique un couplage en vitesse entre les mouvements du doigt et ceux du centre de pression puisque le système nerveux central tente de maintenir une vitesse constante entre le doigt en mouvement et le torse. Cette observation nous a permis de proposer une loi de commande en boucle fermée basée sur ce couplage en vitesse. Nous avons montré que cette loi de commande permettait de guider le centre de pression autour d'une consigne pré-définie. Nous avons de plus étudié les conditions expérimentales pouvant affecter les performances de notre boucle fermée (instruction, conscience des mouvements du doigt, ajout/retrait d'un sens (la vision), action de rejet volontaire du couplage).

En comptant l'ensemble des séries d'expériences, cette loi de commande en boucle fermée a fait ses preuves sur plus de 120 sujets, ce qui peut permettre de conclure po-

sitivement sur ses performances et sa robustesse. Cette robustesse ainsi que la première série d'essais menée sur des patients atteints de pathologies pouvant affecter l'équilibre postural, nous permet d'envisager à moyen terme l'intégration de ce type de boucle fermée dans des exercices de rééducation voire des dispositifs d'assistance.

Plus en amont, plusieurs questions restent en suspens. Nous avons montré qu'il semblait y avoir un gain optimal de la boucle fermée pour chaque sujet. Il sera nécessaire de mieux comprendre ce mécanisme afin de pouvoir proposer une phase durant laquelle le réglage de la boucle de rétroaction se fera indépendamment pour chaque sujet.
L'ensemble de nos études adresse l'axe antéro-postérieur, et il sera donc intéressant d'étendre nos résultats à l'axe médio-latéral.
Il sera par la suite intéressant d'étudier une boucle fermée en 2 dimensions adressant à la fois le balancement dans l'axe médio-latéral et dans l'axe antéro-postérieur. Cette étude sera plus complexe puisque le couplage entre les mouvements du doigt et ceux du centre de pression a toujours été observé en plaçant le dispositif dans l'axe de balancement étudié. La création d'un système 2d implique que le dispositif ne pourra être placé que dans un seul de ces deux axes.

Enfin, la boucle fermée que nous proposons ici pourra être étendue à d'autres modalités sensorielles, notamment la vision et la kinesthésie.

Bibliographie

[Albertsen et al., 2010] Albertsen, I. M., Temprado, J. J., and Berton, E. (2010). Effect of haptic supplementation on postural stabilization : A comparison of fixed and mobile support conditions. *Human movement science*, 29(6) :999–1010.

[Antritter et al., 2014] Antritter, F., Scholz, F., Hettich, G., and Mergner, T. (2014). Stability Analysis of Human Stance Control from the System Theoretic Point of View. *European Control Conference*, pages 1849–1855.

[Armada et al., 2002] Armada, E. G., Estremera, J., and de Santos, P. G. (2002). A classification of stability margins for walking robots. In *Proc. Int. Symp. ClimbingWalking Robots*, pages pp. 799–808.

[Assländer et al., 2015] Assländer, L., Hettich, G., and Mergner, T. (2015). Visual contribution to human standing balance during support surface tilts. *Human Movement Science*, 41 :147–164.

[Baccini et al., 2007] Baccini, M., Rinaldi, L. a., Federighi, G., Vannucchi, L., Paci, M., and Masotti, G. (2007). Effectiveness of fingertip light contact in reducing postural sway in older people. *Age and ageing*, 36(1) :30–5.

[Backlund Wasling et al., 2005] Backlund Wasling, H., Norrsell, U., Göthner, K., and Olausson, H. (2005). Tactile directional sensitivity and postural control. *Experimental Brain Research*, 166(2) :147–156.

[Baldan et al., 2014] Baldan, a. M. S., Alouche, S. R., Araujo, I. M. G., and Freitas, S. M. S. F. (2014). Effect of light touch on postural sway in individuals with balance problems : a systematic review. *Gait & posture*, 40(1) :1–10.

[Baratto et al., 2002] Baratto, L., Morasso, P. G., Re, C., and Spada, G. (2002). A new look at posturographic analysis in the clinical context : sway-density versus other parameterization techniques. *Motor control*, 6(3) :246–270.

[Bardy, 2004] Bardy, B. (2004). Postural coordination dynamics in standing humans. In *Coordination dynamics : Issues and trends*, pages 103–121.

[Bardy and Marin, 1999] Bardy, B. and Marin, L. (1999). Postural coordination modes considered as emergent phenomena. *Journal of Experimental* . . . .

[Bardy et al., 2007] Bardy, B. G., Oullier, O., Lagarde, J., and Stoffregen, T. a. (2007). On perturbation and pattern coexistence in postural coordination dynamics. *Journal of motor behavior*, 39(4) :326–36.

[Bartlett et al., 2014] Bartlett, H. L., Ting, L. H., and Bingham, J. T. (2014). Accuracy of force and center of pressure measures of the Wii Balance Board. *Gait and Posture*, 39(1) :224–228.

[Batchelor et al., 2010] Batchelor, F., Hill, K., MacKintosh, S., and Said, C. (2010). What works in falls prevention after stroke ? : A systematic review and meta-analysis. *Stroke*, 41(8) :1715–1722.

[Benda et al., 1994] Benda, B. J., Riley, P. O., and Krebs, B. E. (1994). Biomechanical Relationship Between Center of Gravity and Center of Pressure During Standing. *Ieee Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2(1) :3–10.

[Bolton et al., 2011] Bolton, D. a. E., McIlroy, W. E., Staines, W. R., and Richard Staines, W. (2011). The impact of light fingertip touch on haptic cortical processing during a standing balance task. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, 212(2) :279–91.

[Bosco and Poppele, 1997] Bosco, G. and Poppele, R. E. (1997). Representation of multiple kinematic parameters of the cat hindlimb in spinocerebellar activity. *Journal of Neurophysiology*, 78(3) :1421–1432.

[Caudron et al., 2008] Caudron, S., Boy, F., Forestier, N., and Guerraz, M. (2008). Influence of expectation on postural disturbance evoked by proprioceptive stimulation. *Experimental Brain Research*, 184(1) :53–59.

[Chiarovano et al., 2015] Chiarovano, E., de Waele, C., MacDougall, H. G., Rogers, S. J., Burgess, A. M., and Curthoys, I. S. (2015). Maintaining Balance when Looking at a Virtual Reality Three-Dimensional Display of a Field of Moving Dots or at a Virtual Reality Scene. *Frontiers in Neurology*, 6(July) :1–9.

[Clapp and Wing, 1999] Clapp, S. and Wing, A. M. (1999). Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. *Experimental Brain Research*, 125(4) :521–524.

[Clark et al., 2010] Clark, R. a., Bryant, A. L., Pua, Y., McCrory, P., Bennell, K., and Hunt, M. (2010). Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait & posture*, 31(3) :307–10.

[Cornilleau-Pérès et al., 2005] Cornilleau-Pérès, V., Shabana, N., Droulez, J., Goh, J. C. H., Lee, G. S. M., and Chew, P. T. K. (2005). Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement : Methodology and reliability. *Gait and Posture*, 22(2) :96–106.

[Creath et al., 2005] Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Peterka, R., and Jeka, J. (2005). A unified view of quiet and perturbed stance : simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience letters*, 377(2) :75–80.

[Cunha et al., 2012] Cunha, B. P., Alouche, S. R., Araujo, I. M. G., and Freitas, S. M. S. F. (2012). Individuals with post-stroke hemiparesis are able to use additional sensory information to reduce postural sway. *Neuroscience Letters*, 513(1) :6–11.

[Day and Fitzpatrick, 2005] Day, B. L. and Fitzpatrick, R. C. (2005). The vestibular system. *Current biology : CB*, 15(15) :R583–6.

[Day et al., 1997] Day, B. L., Séverac Cauquil, A., Bartolomei, L., Pastor, M. A., and Lyon, I. N. (1997). Human body-segment tilts induced by galvanic stimulation : a vestibularly driven balance protection mechanism. *The Journal of physiology*, 500 (Pt 3 :661–72.

[De Leva, 1996] De Leva, P. (1996). Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9) :1223–1230.

[Dempster and Gaughran, 1967] Dempster, W. T. and Gaughran, G. R. L. (1967). Properties of body segments based on size and weight. *American Journal of Anatomy*, 120(7414) :33–54.

[Dickstein, 2005] Dickstein, R. (2005). Stance stability with unilateral and bilateral light touch of an external stationary object. *Somatosensory & motor research*, 22(4) :319–25.

[Dickstein and Laufer, 2004] Dickstein, R. and Laufer, Y. (2004). Light touch and center of mass stability during treadmill locomotion. *Gait & posture*, 20(1) :41–7.

[Dickstein et al., 2003] Dickstein, R., Peterka, R. J., and Horak, F. B. (2003). Effects of light fingertip touch on postural responses in subjects with diabetic neuropathy. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, 74(5) :620–6.

[Duarte and Freitas, 2010] Duarte, M. and Freitas, S. M. S. F. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista brasileira de fisioterapia (São Carlos (São Paulo, Brazil))*, 14(3) :183–192.

[Dzendolet, 1963] Dzendolet, E. (1963). SINUSOIDAL ELECTRICAL STIMULATION OF THE HUMAN VESTIBULAR APPARATUS. *Perceptual and motor skills*, 17(5) :171–85.

[Eklund, 1972] Eklund, G. (1972). General features of vibration-induced effects on balance. *Upsala journal of medical sciences*, 77(2) :112–24.

[Fitzpatrick and McCloskey, 1994] Fitzpatrick, R. and McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of physiology*, 478 (Pt 1 :173–86.

[Fitzpatrick and Day, 2004] Fitzpatrick, R. C. and Day, B. L. (2004). Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 96(6) :2301–16.

[Fong et al., 2001] Fong, K. N., Chan, C. C., and Au, D. K. (2001). Relationship of motor and cognitive abilities to functional performance in stroke rehabilitation. *Brain injury : [BI]*, 15(5) :443–453.

[Fransson et al., 2004] Fransson, P. A., Kristinsdottir, E. K., Hafström, a., Magnusson, M., and Johansson, R. (2004). Balance control and adaptation during vibratory perturbations in middle-aged and elderly humans. *European Journal of Applied Physiology*, 91(5-6) :595–603.

[Franzén et al., 2011] Franzén, E., Gurfinkel, V., and Wright, W. (2011). Haptic touch reduces sway by increasing axial tone. *Neuroscience*, pages 216–223.

[Fung and Perez, 2011] Fung, J. and Perez, C. F. (2011). Sensorimotor enhancement with a mixed reality system for balance and mobility rehabilitation. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2011 :6753–7.

[Gardner et al., 2000] Gardner, M. M., Robertson, M. C., and Campbell, A. J. (2000). Exercise in preventing falls and fall related injuries in older people : a review of randomised controlled trials. *British Journal of Sports Medicine*, 34(1) :7–17.

[Giggins et al., 2013] Giggins, O. M., Persson, U. M., and Caulfield, B. (2013). Biofeedback in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 10(1) :60.

[Gil-Gómez et al., 2011] Gil-Gómez, J.-A., Lloréns, R., Alcañiz, M., and Colomer, C. (2011). Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation : a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8(May) :30.

[Goodwin et al., 1972] Goodwin, G. M., Mccloskey, D. I., and Matthews, P. B. C. (1972). The contribution of muscle afferents to kinesthesia shown by vibration induced illusionsof movement and by the effects of paralysing joint afferents. *Brain*, 95 :705–748.

[Gopalai and Senanayake, 2013] Gopalai, A. A. and Senanayake, S. M. N. A. (2013). Assistive Vibrotactile Biofeedback System for Postural Control on Perturbed Surface. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 13(01) :1350006.

[Guerraz and Day, 2005] Guerraz, M. and Day, B. L. (2005). Expectation and the vestibular control of balance. *Journal of cognitive neuroscience*, 17(3) :463–469.

[Guerraz et al., 2001] Guerraz, M., Thilo, K. V., Bronstein, A. M., and Gresty, M. A. (2001). Influence of action and expectation on visual control of posture. *Cognitive Brain Research*, 11(2) :259–266.

[Hall and McCloskey, 1983] Hall, L. a. and McCloskey, D. I. (1983). Detections of movements imposed on finger, elbow and shoulder joints. *The Journal of physiology*, 335 :519–533.

[Hausbeck et al., 2009] Hausbeck, C. J., Strong, M. J., Tamkei, L. S., Leonard, W. a., and Ustinova, K. I. (2009). The effect of additional hand contact on postural stability perturbed by a moving environment. *Gait & posture*, 29(3) :509–13.

[Hettich et al., 2014] Hettich, G., Assländer, L., Gollhofer, A., and Mergner, T. (2014). Human hip-ankle coordination emerging from multisensory feedback control. *Human movement science*, 37 :123–46.

[Holden et al., 1994] Holden, M., Ventura, J., and Lackner, J. R. (1994). Stabilization of posture by precision contact of the index finger. *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation*, 4(4) :285–301.

[Horak, 2006] Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium : what do we need to know about neural control of balance to prevent falls ? *Age and Ageing*, 35(Supplement 2) :ii7–ii11.

[Horak et al., 1997] Horak, F. B., Henry, S. M., and Shumway-Cook, a. (1997). Postural perturbations : new insights for treatment of balance disorders. *Physical therapy*, 77(5) :517–33.

[Huang and Mercer, 2001] Huang, H. J. and Mercer, V. S. (2001). Dual-task methodology : applications in studies of cognitive and motor performance in adults and children. *Pediatric physical therapy : the official publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 13(3) :133–40.

[Inglis and Frank, 1990] Inglis, J. T. and Frank, J. S. (1990). The effect of agonist/antagonist muscle vibration on human position sense. *Experimental brain research*, 81(3) :573–80.

[Jeka and Lackner, 1995] Jeka, J. and Lackner, J. (1995). The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. *Experimental Brain Research*, 103(2) :267–276.

[Jeka et al., 1998] Jeka, J., Oie, K., Schöner, G., Dijkstra, T., and Henson, E. (1998). Position and velocity coupling of postural sway to somatosensory drive. Technical Report 4, Department of Kinesiology, University of Maryland, College Park, Maryland 20742, USA.

[Jeka et al., 2000] Jeka, J., Oie, K. S., and Kiemel, T. (2000). Multisensory information for human postural control : integrating touch and vision. *Experimental Brain Research*, 134(1) :107–125.

[Jeka, 1997] Jeka, J. J. (1997). Light touch contact as a balance aid. *Physical therapy*, 77(5) :476–87.

[Jeka et al., 1996] Jeka, J. J., Easton, R. D., Bentzen, B. L., and Lackner, J. R. (1996). Haptic cues for orientation and postural control. *Perception & Psychophysics*, 58(3) :409–423.

[Jeka and Lackner, 1994] Jeka, J. J. and Lackner, J. R. (1994). Fingertip contact influences human postural control. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, 100(3) :495–502.

[Jeka et al., 1997] Jeka, J. J., Schöner, G., Dijkstra, T., Ribeiro, P., and Lackner, J. R. (1997). Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, 113(3) :475–83.

[Johannsen et al., 2007] Johannsen, L., Wing, A. M., and Hatzitaki, V. (2007). Effects of maintaining touch contact on predictive and reactive balance. *Journal of neurophysiology*, 97(4) :2686–95.

[Johansson et al., 1988] Johansson, R., Magnusson, M., and Akesson, M. (1988). Identification of human postural dynamics. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 35(10) :858–69.

[Kavounoudias et al., 1998] Kavounoudias, a., Roll, R., and Roll, J. P. (1998). The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. *Neuroreport*, 9(14) :3247–3252.

[Kavounoudias et al., 2001] Kavounoudias, a., Roll, R., and Roll, J. P. (2001). Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *Journal of Physiology*, 532(3) :869–878.

[Kiemel et al., 2011] Kiemel, T., Zhang, Y., and Jeka, J. J. (2011). Identification of neural feedback for upright stance in humans : stabilization rather than sway minimization. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 31(42) :15144–53.

[Kimura et al., 2012] Kimura, T., Kouzaki, M., Masani, K., and Moritani, T. (2012). Unperceivable noise to active light touch effects on fast postural sway. *Neuroscience Letters*, 506(1) :100–3.

[Kloos et al., 2004] Kloos, A. D., Bello-Haas, V. D., Thome, R., Cassidy, J., Lewis, L., Cusma, T., and Mitsumoto, H. (2004). Interrater and Intrarater Reliability of the Tinetti Balance Test for Individuals with Amyotrophic Lateral Sclerosis. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 28(1) :12–19.

[Kodesh et al., 2015] Kodesh, E., Falash, F., Sprecher, E., and Dickstein, R. (2015). Light touch and medio-lateral postural stability during short distance gait. *Neuroscience Letters*, 584 :378–381.

[Kouzaki and Masani, 2008] Kouzaki, M. and Masani, K. (2008). Reduced postural sway during quiet standing by light touch is due to finger tactile feedback but not mechanical support. *Experimental brain research*, 188(1) :153–8.

[Krishnamoorthy et al., 2002] Krishnamoorthy, V., Slijper, H., and Latash, M. L. (2002). Effects of different types of light touch on postural sway. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, 147(1) :71–9.

[Kwakkel et al., 2007] Kwakkel, G., de Goede, C. J. T., and van Wegen, E. E. H. (2007). Impact of physical therapy for Parkinson's disease : a critical review of the literature. *Parkinsonism & related disorders*, 13 Suppl 3 :S478–S487.

[Lackner et al., 2001] Lackner, J., Rabin, E., and DiZio, P. (2001). Stabilization of posture by precision touch of the index finger with rigid and flexible filaments. *Experimental Brain Research*, 139(4) :454–464.

[Lackner et al., 1999] Lackner, J. R., DiZio, P., Jeka, J., Horak, F., Krebs, D., and Rabin, E. (1999). Precision contact of the fingertip reduces postural sway of individuals with bilateral vestibular loss. *Experimental Brain Research*, 126(4) :459–466.

[Lackner, 2000] Lackner, J. R. R. E. D. P. (2000). Fingertip Contact Suppresses the Destabilizing Influence of Leg Muscle Vibration. *Journal of Neurophysiology*, 84(5) :2217–2224.

[Lafond et al., 2004] Lafond, D., Corriveau, H., Hébert, R., and Prince, F. (2004). Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(6) :896–901.

[Lee and Lishman, 1975] Lee, D. and Lishman, J. (1975). Visual proprioceptive control of stance. *Journal of Human Movement Studies*, 1(January) :87–95.

[Lestienne et al., 1977] Lestienne, F., Soechting, J., and Berthoz, a. (1977). Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation cerebrale*, 28(3-4) :363–384.

[Lipsitz et al., 2015] Lipsitz, L. A., Lough, M., Niemi, J., Travison, T., Howlett, H., and Manor, B. (2015). A Shoe Insole Delivering Subsensory Vibratory Noise Improves Balance and Gait in Healthy Elderly People. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(3) :432–439.

[Loram and Lakie, 2002] Loram, I. D. and Lakie, M. (2002). Human balancing of an inverted pendulum : position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *The Journal of Physiology*, 540(Pt 3) :1111–1124.

[Loram et al., 2005a] Loram, I. D., Maganaris, C. N., and Lakie, M. (2005a). Active, non-spring-like muscle movements in human postural sway : how might paradoxical changes in muscle length be produced ? *The Journal of physiology*, 564 :281–293.

[Loram et al., 2005b] Loram, I. D., Maganaris, C. N., and Lakie, M. (2005b). Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. *The Journal of physiology*, 564 :295–311.

[Magalhães and Kohn, 2011] Magalhães, F. H. and Kohn, A. F. (2011). Vibratory noise to the fingertip enhances balance improvement associated with light touch. *Experimental Brain Research*, 209(1) :139–151.

[Maki et al., 2000] Maki, B. E., Mary, A. E., and Mcilroy, W. E. (2000). Age-Related Differences in Laterally Directed Compensatory Stepping Behavior. *Journal of Gerontology*, 55(5) :270–277.

[Masani et al., 2006] Masani, K., Vette, A. H., and Popovic, M. R. (2006). Controlling balance during quiet standing : Proportional and derivative controller generates pre-

ceding motor command to body sway position observed in experiments. *Gait and Posture*, 23(2) :164–172.

[Maurer et al., 2001] Maurer, C., Mergner, T., Bolha, B., and Hlavacka, F. (2001). Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles. *Neuroscience Letters*, 302(1) :45–48.

[Maurer et al., 2006] Maurer, C., Mergner, T., and Peterka, R. (2006). Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research*, 171(2) :231–250.

[Maurer and Peterka, 2005] Maurer, C. and Peterka, R. J. (2005). A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurohysiology*, 93 :189–200.

[McIlroy and Maki, 1996] McIlroy, W. E. and Maki, B. E. (1996). Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 51(6) :M289–M296.

[Mergner, 2010] Mergner, T. (2010). A neurological view on reactive human stance control. *Annual Reviews in Control*, 34(2) :177–198.

[Mirelman et al., 2011] Mirelman, A., Herman, T., Nicolai, S., Zijlstra, A., Zijlstra, W., Becker, C., Chiari, L., and Hausdorff, J. M. (2011). Audio-biofeedback training for posture and balance in patients with Parkinson's disease. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8(1) :35.

[Monsell et al., 1997] Monsell, E. M., Furman, J. M., Herdman, S. J., Konrad, H. R., and Shepard, N. T. (1997). Computerized Dynamic Platform Posturography. *Otolaryngology Head and Neck Surgery*, 117(4) :394–398.

[Morasso et al., 1999] Morasso, P. G., Baratto, L., Capra, R., and Spada, G. (1999). Internal models in the control of posture. *Neural networks : the official journal of the International Neural Network Society*, 12(7-8) :1173–1180.

[Morasso and Sanguineti, 2002] Morasso, P. G. and Sanguineti, V. (2002). Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. *Journal of neurophysiology*, 88(4) :2157–2162.

[Morasso and Schieppati, 1999] Morasso, P. G. and Schieppati, M. (1999). Can Muscle Stiffness Alone Stabilize Upright Standing ? *Journal of Neurophysiology*, 82(1994) :1622–1626.

[Nashner and Wolfson, 1974] Nashner, L. M. and Wolfson, P. (1974). Influence of head position and proprioceptive cues on short latency postural reflexes evoked by galvanic stimulation of the human labyrinth. *Brain Research*, 67(2) :255–268.

[Paillard and Noé, 2015] Paillard, T. and Noé, F. (2015). Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *BioMed Research International*, 2015 :1–15.

[Palmieri et al., 2002] Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., Stone, M. B., and Krause, B. A. (2002). Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control. *Journal of Sport Rehabilitation*, 11(1) :51–66.

[Paulus et al., 1984] Paulus, W. M., Straube, A., and Brandt, T. (1984). Visual Stabilization of Posture. *Brain*, 107(4) :1143–1163.

[Pellecchia, 2003] Pellecchia, G. L. (2003). Postural sway increases with attentional demands of concurrent cognitive task. *Gait & posture*, 18(1) :29–34.

[Perez, 2010] Perez, C. (2010). *Is improving gait post-stroke at the tip of our fingers ? The effects of enhanced sensory input (haptics and walking aids).* These, McGill University.

[Peterka, 2002] Peterka, R. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*, pages 1097–1118.

[Peterka, 2000] Peterka, R. J. (2000). Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological cybernetics*, 82(4) :335–343.

[Pollock et al., 2007] Pollock, A., Baer, G., Pomeroy, V., and Langhorne, P. (2007). Physiotherapy treatment approaches for the recovery of postural control and lower limb function following stroke. *The Cochrane database of systematic reviews*, (1) :CD001920.

[Priplata et al., 2003] Priplata, A. a., Niemi, J. B., Harry, J. D., Lipsitz, L. a., and Collins, J. J. (2003). Vibrating insoles and balance control in elderly people. *Lancet*, 362(9390) :1123–1124.

[Proske and Gandevia, 2012] Proske, U. and Gandevia, S. C. (2012). The Proprioceptive Senses : Their Roles in Signaling Body Shape, Body Position and Movement, and Muscle Force. *Physiological Reviews*, 92 :1651–1697.

[R W van Deursen, 1999] R W van Deursen, G. G. S. (1999). Foot and Ankle Sensory Neuropathy, Proprioception, and Postural Stability. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 29(12) :718–726.

[Rabin and Bortolami, 1999] Rabin, E. and Bortolami, S. (1999). Haptic stabilization of posture : changes in arm proprioception and cutaneous feedback for different arm orientations. *Journal of . . .*, 82 :3541–3549.

[Rabin et al., 2008] Rabin, E., DiZio, P., Ventura, J., and Lackner, J. R. (2008). Influences of arm proprioception and degrees of freedom on postural control with light touch feedback. *Journal of neurophysiology*, 99(2) :595–604.

[Rabin, 2004] Rabin, E. G. A. M. (2004). Influence of fingertip contact on illusory arm movements. *Journal of Applied Physiology*, 96(4) :1555–1560.

[Reginella et al., 1999] Reginella, R. L., Redfern, M. S., and Furman, J. M. (1999). Postural sway with earth-fixed and body-referenced finger contact in young and older adults. *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation*, 9(2) :103–109.

[Reynolds, 2010] Reynolds, R. F. (2010). The ability to voluntarily control sway reflects the difficulty of the standing task. *Gait and Posture*, 31(1) :78–81.

[Riley et al., 1999] Riley, M. a., Stoffregen, T. a., Grocki, M. J., and Turvey, M. (1999). Postural stabilization for the control of touching. *Human Movement Science*, 18(6) :795–817.

[Sardain and Bessonnet, 2004] Sardain, P. and Bessonnet, G. (2004). Forces Acting on a Biped Robot . Center of Pressure — Zero Moment Point. *IEEE transactions on systems, MAN, And cybernetic-Part A : Systems and humans*, 34(5) :630–637.

[Schoner, 1991] Schoner, G. (1991). Dynamic theory of action-perception patterns : the "moving room" paradigm. *Biological Cybernetics*, 64(6) :455–462.

[Ting, 2007] Ting, L. H. (2007). Dimensional reduction in sensorimotor systems : a framework for understanding muscle coordination of posture. *Progress in Brain Research*, 165 :299–321.

[Ustinova and Langenderfer, 2013] Ustinova, K. I. and Langenderfer, J. E. (2013). Postural stabilization by gripping a stick with different force levels. *Gait & posture*, 38(1) :97–103.

[Vallbo and Johansson, 1984] Vallbo, a. B. and Johansson, R. S. (1984). Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation. *Human neurobiology*, 3(1) :3–14.

[van Asten et al., 1988] van Asten, W. N., Gielen, C. C., and Denier van der Gon, J. J. (1988). Postural adjustments induced by simulated motion of differently structured environments. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation cerebrale*, 73(2) :371–383.

[VanderHill et al., 2014] VanderHill, M. S., Wolf, E. E., Langenderfer, J. E., and Ustinova, K. I. (2014). The effect of actual and imaginary handgrip on postural stability during different balance conditions. *Gait & posture*, 40(4) :652–7.

[Verite et al., 2013] Verite, F., Bachta, W., and Morel, G. (2013). Closed-loop control of a human Center-Of-Pressure position based on somatosensory feedback. *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 4255–4261.

[Verite et al., 2014] Verite, F., Bachta, W., and Morel, G. (2014). Closed Loop Kinesthetic Feedback for Postural Control Rehabilitation. *IEEE Transactions on Haptics*, pages 1–1.

[Wiesenfeld and Moss, 1995] Wiesenfeld, K. and Moss, F. (1995). Stochastic resonance and the benefits of noise : from ice ages to crayfish and SQUIDs.

[Wing et al., 2011] Wing, A. M., Johannsen, L., and Endo, S. (2011). Light touch for balance : influence of a time-varying external driving signal. *Philosophical transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological sciences*, 366(1581) :3133–41.

[Winter, 1990] Winter, D. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement.*

[Winter et al., 1997] Winter, D. A., Patla, A., and Prince, F. (1997). Stiffness control of balance during quiet standing. *Gait and Posture*, 5 :154 (Abstract).

[Winter et al., 2001] Winter, D. a., Patla, a. E., Rietdyk, S., and Ishac, M. G. (2001). Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *Journal of neurophysiology*, 85(6) :2630–2633.

[Woollacott and Shumway-Cook, 2002] Woollacott, M. and Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait : a review of an emerging area of research. *Gait & posture*, 16(1) :1–14.

[Yeung et al., 2014] Yeung, L., Cheng, K. C., Fong, C., Lee, W. C., and Tong, K. (2014). Evaluation of the Microsoft Kinect as a clinical assessment tool of body sway. *Gait & Posture*, 40(4) :532–538.

[Young et al., 2011] Young, W., Ferguson, S., Brault, S., and Craig, C. (2011). Assessing and training standing balance in older adults : a novel approach using the 'Nintendo Wii' Balance Board. *Gait & posture*, 33(2) :303–5.