



Université Joseph Fourier - Grenoble 1

Ecole Doctorale « Ingénierie pour la Santé, la Cognition et l'Environnement »

THÈSE

Pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université Joseph Fourier - Grenoble 1

Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

**De l'objectivation des évaluations posturales et de la
compréhension des mécanismes de contrôle de la posture
bipédique à leur application en Médecine Physique et de
Réadaptation**

Présentée et soutenue publiquement

le 27 mars 2009 par

Nicolas PINSAULT

Sous la direction de Yohan PAYAN et Nicolas VUILLERME

Jury

Président	Demongeot Jacques	PU-PH	Université Joseph Fourier – Grenoble 1
Rapporteur	Thoumie Philippe	PU-PH	Université Paris 6 – Hôpital Rothschild
Rapporteur	Vidal Pierre-Paul	DR	CNRS – Laboratoire LNRS
Examineur	Bussel Bernard	PU-PH	CHU Paris Ouest – Garches
Examineur	Revel Michel	PU-PH	Université Paris V - Hôpital Cochin
Directeur	Payan Yohan	DR	CNRS – Laboratoire TIMC-IMAG
Directeur	Vuillerme Nicolas	MCU	Université Joseph Fourier – Grenoble 1
Invité	Gagey Pierre Marie	Médecin	Association Française de Posturologie
Invité	Vaillant Jacques	Docteur	Ecole de kinésithérapie – Grenoble

Table des matières

REMERCIEMENTS	5
RÉSUMÉ	6
ABSTRACT	7
TABLE DES FIGURES	8
TABLE DES TABLEAUX	11
VALORISATION DE LA THÈSE	13
PRÉAMBULE	17
PARTIE 1 INTRODUCTION GÉNÉRALE	20
1. APPROCHE SYSTÉMIQUE DU CONTRÔLE POSTURO-CINÉTIQUE	21
2. LE SYSTÈME POSTURAL	23
2.1. <i>Les fonctions du système postural</i>	23
2.2. <i>Le fonctionnement du système postural</i>	24
3. LES MOYENS D'ÉVALUATION DU CONTRÔLE DE LA POSTURE BIPÉDIQUE	34
3.1. <i>Les évaluations cliniques</i>	34
3.2. <i>Les évaluations instrumentales</i>	35
3.3. <i>Qualités métrologiques et ergonomiques d'une évaluation clinique</i>	39
3.4. <i>Qualités métrologiques de l'évaluation posturographique</i>	40
4. LES MOYENS DE PRISES EN CHARGE DES TROUBLES POSTURAUX.....	44
4.1. <i>Prises en charge conventionnelles</i>	44
4.2. <i>Prise en charge par l'utilisation de dispositifs de suppléance perceptive</i>	45
OBJECTIFS	49
PARTIE 2 CHAPITRES EXPÉRIMENTAUX	50
CHAPITRE EXPÉRIMENTAL 1	51
1. ETUDE 1 : FIABILITÉ TEST-RETEST DE PARAMÈTRES POSTUROGRAPHIQUES D'ÉVALUATION DU CONTRÔLE DE LA POSTURE BIPÉDIQUE EN FONCTION DU NOMBRE D'ESSAIS	54
2. ETUDE 2 : VALIDITÉ DE CONSTRUIT DISCRIMINANTE ET PAR GROUPES EXTRÊMES DE PARAMÈTRES POSTUROGRAPHIQUES D'ÉVALUATION DU CONTRÔLE DE LA POSTURE BIPÉDIQUE	64
3. ETUDE 3 : ETUDE DE L'UTILITÉ DES PARAMÈTRES POSTUROGRAPHIQUES D'ÉVALUATION DU CONTRÔLE DE LA POSTURE BIPÉDIQUE	66
4. ETUDE 4 : ETUDE DE L'UTILISABILITÉ PERÇUE PAR LES KINÉSITHÉRAPEUTES DES PARAMÈTRES POSTUROGRAPHIQUES D'ÉVALUATION DU CONTRÔLE DE LA POSTURE BIPÉDIQUE EN PRATIQUE CLINIQUE	69
CHAPITRE EXPÉRIMENTAL 2	73
ETUDE PRÉLIMINAIRE 1 : PERTINENCE DE L'EXERCICE FATIGANT LES MUSCLES CERVICAUX.....	76
4.1. <i>Evaluation du caractère fatigant de l'exercice musculaire cervical</i>	76
4.2. <i>Effet de l'exercice musculaire cervical sur les capacités proprioceptives cervicales</i>	77
5. ETUDE PRÉLIMINAIRE 2 : PERTINENCE DE L'EXERCICE FATIGANT LES MUSCLES LOMBAIRES	78
5.1. <i>Evaluation du caractère fatigant de l'exercice musculaire lombaire</i>	78
5.2. <i>Effet de l'exercice musculaire sur les capacités proprioceptives lombaires</i>	79
6. ETUDE 1 : CONTRIBUTION DES INFORMATIONS SENSORIELLES ISSUES DES RÉCEPTEURS PHYSIOLOGIQUES AU CONTRÔLE DE LA POSTURE BIPÉDIQUE EN ÉTAT DE FATIGUE DES MUSCLES DU RACHIS	81
6.1. <i>Etude 1.1. Contribution de la vision</i>	83
6.2. <i>Etude 1.2. Contribution du segment tête-cou</i>	86
6.3. <i>Etude 1.3. Contribution du segment pied-cheville</i>	92
7. ETUDE 2 : CONTRIBUTION DES INFORMATIONS SENSORIELLES ISSUES DE CAPTEURS PHYSIQUES DE DISPOSITIFS DE SUPPLÉANCE PERCEPTIVE AU CONTRÔLE DE LA POSTURE BIPÉDIQUE EN ÉTAT DE FATIGUE DES MUSCLES DU RACHIS.	98

7.1. Etude 2.1. Contribution des informations sensorielles du segment tête-cou issues de capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptives au contrôle de la posture bipédique en état de fatigue des muscles du rachis	100
7.2. Etude 2.2. Contribution des informations sensorielles du segment pied-cheville issues de capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptives au contrôle de la posture bipédique en état de fatigue des muscles du rachis	104

CHAPITRE EXPÉRIMENTAL 3 **109**

1. ETUDE 1. SUPPLÉANCE PERCEPTIVE POUR LA CORRECTION DES TROUBLES POSTURAUX EN POSTURE BIPÉDIQUE CHEZ LA PERSONNE ATTEINTE DE LÉSION VESTIBULAIRE	111
2. ETUDE 2. SUPPLÉANCE PERCEPTIVE POUR LA CORRECTION DES TROUBLES POSTURAUX EN POSTURE BIPÉDIQUE CHEZ LA PERSONNE AMPUTÉE DE MEMBRE INFÉRIEUR	114
2.1. Etude 2.1. Suppléance perceptives pour le contrôle de la posture bipédique chez la personne amputée de membre inférieur	115
2.2. Etude 2.2. Suppléance perceptives pour la réduction de l'asymétrie de répartition de poids de corps en posture bipédique chez la personne amputée de membre inférieur	118

PARTIE 3 DISCUSSION GÉNÉRALE ET CONCLUSION..... **120**

1. D'UNE ÉVALUATION RAISONNÉE DU CONTRÔLE DE LA POSTURE BIPÉDIQUE.....	122
1.1. Qualités métrologiques de l'évaluation posturale.....	122
1.2. Qualités ergonomiques de l'évaluation posturale.....	127
1.3. Conclusion.....	130
2. DE LA COMPRÉHENSION DES MÉCANISMES D'INTÉGRATION SENSORIELLE MIS EN JEU DANS LE CONTRÔLE DE LA POSTURE BIPÉDIQUE	131
2.1. De la contribution du rachis au contrôle de la posture bipédique.....	131
2.2. De la contribution des informations sensorielles	137
2.3. Conclusion.....	149
3. D'UNE PRISE EN CHARGE RAISONNÉE DES TROUBLES POSTURAUX FONDÉE SUR LA PREUVE	150
3.1. Le cas de la personne atteinte de lésion vestibulaire	151
3.2. Le cas de la personne amputée de membre inférieur	152
3.3. Conclusion.....	155
4. CONCLUSION : D'UNE PROPOSITION D'UNE MODALITÉ DE MISE EN ŒUVRE DE NOTRE DÉMARCHE.....	158

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES..... **161**

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier le laboratoire TIMC IMAG dirigé par le Pr Jacques Demongeot pour m'avoir accueilli et avoir mis à ma disposition un environnement propice à l'apprentissage de la recherche par la recherche. Cet environnement est bien entendu matériel mais surtout humain et je veux profiter de ces quelques lignes pour exprimer ma reconnaissance à tous ceux qui ont, de près ou de loin, permis l'aboutissement de ce travail doctoral.

Mes premiers remerciements sont naturellement pour Yohan Payan et Nicolas Vuillerme mes directeurs de recherche. Yohan, merci pour m'avoir toujours fait confiance et m'avoir fait bénéficier du regard et du talent de ton esprit. Nicolas, un de mes compagnons les plus proches de la vie professionnelle, merci pour tout. Il est bien difficile de faire ici la liste de ce que tu m'as apporté, mais je pense que l'on peut y voir une complémentarité à toute épreuve, laissant parfois penser que la Savoie et la Haute-Savoie peuvent être réunies. Mes remerciements les plus sincères s'adressent également à Messieurs Philippe Thoumie et Pierre-Paul Vidal pour l'honneur qu'ils me font d'être rapporteurs de mon travail et à Messieurs Bernard Bussel, Jacques Demongeot, Pierre-Marie Gagey, Michel Revel et Jacques Vaillant pour avoir accepté d'évaluer cette thèse.

Je tiens ensuite à remercier le Ministère de l'Enseignement National, de la Recherche et la Technologie, la Fondation Garches et l'Association Posture Equilibre pour leur appui financier et la motivation supplémentaire apportée par les distinctions qu'ils m'ont remises, ainsi que le CHU de Grenoble, le CHR de Briançon, l'équipe de France de Free Fly, le cabinet de rééducation vestibulaire de mon ami Paul Pavan, l'entreprise Chabloz Orthopédie et l'Association de Défense et d'Evaluation des Personnes Amputées pour leur soutien logistique sans faille. Merci également aux étudiants et à l'équipe pédagogique de l'école de kinésithérapie du CHU de Grenoble pour leur aide et pour m'offrir un coin de liberté où l'humour, toujours, vient aiguillonner la réflexion.

Un remerciement tout particulier aux plus de 300 sujets qui ont accepté de participer, la plupart du temps avec le sourire, aux différentes études que je leur proposais. Sachez que sans vous rien n'est possible et que mes respects les plus sincères vous sont acquis.

Sur un plan plus personnel, je tiens bien sûr à remercier ma famille, un lieu d'affection à nul autre pareil, aussi ancien que l'humanité. Ceux qui me connaissent bien savent que cette notion n'a, pour moi, rien à voir avec des liens du sang et j'y inclus donc tout naturellement les Frotey et les Mermet-Barrucand, pour être toujours là, mais aussi mes compères Pipou & Co, ((rémy)), Tonio, V, Oliv', Matt et tant d'autres. Un remerciement particulier est adressé à mon grand-père qui nous a quittés et qui a toujours eu la délicatesse de ne pas faire remarquer que je lui dois beaucoup.

Enfin, ces remerciements ne seraient rien sans évoquer Emilie qui m'accompagne et me soutient depuis 13 ans déjà. Merci pour tout, parce que tout est mieux avec toi que sans.

Résumé

La recherche technologique au service du handicap est devenue une priorité nationale de santé publique. La Médecine Physique et de Réadaptation, qui prend notamment en charge les altérations du système neuromusculaire, est directement concernée par cet enjeu médico-sociétal. Parmi les disciplines qu'elle coordonne, la kinésithérapie occupe une place fondamentale, participant en particulier au diagnostic et à la thérapeutique des troubles du contrôle de la posture.

Dans ce contexte, ce travail doctoral a visé au développement et à la validation de solutions biomédicales innovantes d'amélioration du contrôle de la posture bipédique de personnes souffrant d'une altération de leur système sensori-moteur.

La mise en place de ces solutions nécessitant l'établissement préalable d'évaluations posturales objectives, fiables, valides et utilisables, ainsi que de fondements théoriques scientifiquement établis présumant de leur efficacité, trois objectifs complémentaires ont été poursuivis.

Sur un plan méthodologique, d'une part, notre travail a permis de proposer un protocole et des paramètres fiables, valides, utiles et utilisables d'évaluation posturographique des capacités de contrôle de la posture bipédique à des fins de diagnostic et de suivi des prises en charge.

Sur un plan fondamental dans le domaine des neurosciences comportementales, d'autre part, notre travail a permis une meilleure compréhension des mécanismes mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique.

Sur un plan appliqué à la clinique, enfin, les résultats de ces travaux nous ont permis de développer, mettre en place et évaluer l'efficacité d'une prise en charge à court terme fondée sur l'exploitation du paradigme de suppléance perceptive et dédiée à la compensation des déficits posturaux chez les personnes atteintes de lésion vestibulaire et chez les personnes amputées du membre inférieur.

Mots clés : Contrôle de la posture ; intégration sensorielle ; suppléance perceptive ; évaluation ; propriétés métrologiques ; fatigue musculaire ; lésion vestibulaire ; amputation de membre inférieur ; handicap ; proprioception ; kinésithérapie ; médecine physique et de réadaptation.

Abstract

Research in biomedical engineering for human disability is becoming a national public health priority. Physical Medicine and Rehabilitation (PMR), dealing with the functional restoration of a person affected by physical disability, is particularly concerned with this medical/societal issue. Among the disciplines coordinated by PMR, physiotherapy is one of the most important, contributing to the diagnosis and therapy of postural control.

Within this context, the present work aimed at the development and validation of innovative biomedical systems to improve bipedal postural control in patients suffering an alteration of the sensorimotor system.

As the implementation of these medical solutions requires to determine an objective, reliable, valid and useful postural evaluation, and to deepen our understanding of the fundamental processes dealing with these solutions, three complementary objectives have been pursued:

From a methodological point of view, our results enabled to determine a reliable, valid and useful postural evaluation procedure for the patient's diagnosis and follow up.

From a fundamental point of view, our results allowed a better understanding of the mechanisms involved in postural control.

Finally, from a clinical point of view, our results enabled to develop, implement and evaluate the short term effectiveness of sensory supplementation to improve postural control of unilateral defective patients and lower limb amputees.

Key words: disability ; evaluation ; lower limb amputation ; metrological properties ; multisensory integration ; muscular fatigue ; physical medicine and rehabilitation ; physiotherapy ; postural control ; proprioception ; sensory supplementation ; vestibular deficit.

Table des figures

Figure 1. Roue de Deming	18
Figure 2. Représentation schématique de l'interaction (1) entre la tâche, l'individu et l'environnement (partie supérieure) et (2) entre les facteurs biomécaniques, cognitifs, sensoriels et moteurs (partie inférieure) participant à la régulation du contrôle de la posture.	22
Figure 3. Test d'Organisation Sensorielle	31
Figure 4. Architecture d'un dispositif de suppléance dédié à la prise en charge des troubles posturaux	46
Figure 5: Photographie du Dr Paul Bach-y-Rita	47
Figure 6. Illustration des capacités discriminatives de différentes parties corporelles.....	48
Figure 7. Illustration schématique des procédures expérimentales mises en place dans le premier chapitre expérimental visant à (1) déterminer la procédure expérimentale nous permettant de retenir un maximum de paramètres posturographiques fiables en un minimum d'essais (étude 1), puis, (2) à réduire ce nombre de paramètres en nous basant sur des critères de fiabilité (étude 1), validité (étude 2), utilité (étude 3) et utilisabilité (étude 4) des paramètres	53
Figure 8. Pourcentage de l'ensemble des paramètres posturographiques (trait noir) et des paramètres analysés spécifiquement dans les domaines spatio-temporel (trait gris épais), spectral (trait gris fin) et non-linéaire (trait pointillé) démontrant une excellente fiabilité (CCI > 0,75) en fonction du nombre d'essais moyennés pour caractériser le comportement postural des sujets	63
Figure 9. Représentation schématique des intercorrélations entre les paramètres posturographiques fiables et valides en 2D et/ou selon les deux axes ML et AP.....	68
Figure 10. Proportion (en %) des réponses fournies par les sujets à la question « Combien de temps pensez-vous pouvoir accorder à l'évaluation de l'équilibre d'une personne souffrant de troubles posturaux ? »	70
Figure 11. Illustration du protocole d'exercices fatiguant les muscles cervicaux.....	75
Figure 12. Illustration du protocole d'exercices fatiguant les muscles lombaires.....	75
Figure 13. Illustration schématique de la procédure expérimentale vérifiant le caractère fatiguant de nos exercices.....	76
Figure 14. Illustration du positionnement des électrodes pour le recueil des EMG et des forces générées par le sujet dans l'exercice musculaire fatiguant les muscles cervicaux.....	76
Figure 15. Moyennes et erreurs standards des erreurs absolue et variable commises par les sujets dans les 2 conditions expérimentales de « Non fatigue » et « Fatigue Cervicale ».....	78
Figure 16. Illustration du positionnement des électrodes pour le recueil des EMG (partie inférieure) et des forces générées par le sujet (partie supérieure) dans l'exercice musculaire fatiguant les muscles.....	79
Figure 17. Moyennes et erreurs standards des erreurs absolue et variable commises par les sujets dans les 2 conditions expérimentales de « Non fatigue » et « Fatigue Lombaire »	80
Figure 18. Illustration schématique des procédures expérimentales mises en place dans l'étude 1 du deuxième chapitre expérimental	82

Figure 19. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Non vision, (2) Non fatigue / Vision, (3) Fatigue cervicale / Non vision et (4) Fatigue cervicale / Vision.....	84
Figure 20. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Non vision, (2) Non fatigue / Vision, (3) Fatigue lombaire / Non vision et (4) Fatigue lombaire / Vision	85
Figure 21. Illustration de la condition expérimentale « Posture cervicale en extension » durant laquelle les sujets devaient maintenir la tête inclinée en arrière à 45°. Cette position était standardisée par une vérification visuelle de l'expérimentateur	86
Figure 22. Illustration de la condition expérimentale « Avec stimulation tactile cervicale ». La stimulation de la région cervicale était réalisée à l'aide de 4 bandelettes adhésives de 3 cm de largeur (Elastoplast, BSN Medical)	87
Figure 23. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Posture cervicale neutre, (2) Non fatigue / Posture cervicale en extension, (3) Fatigue cervicale / Posture cervicale neutre et (4) Fatigue cervicale / Posture cervicale en extension.....	88
Figure 24. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans stimulation tactile cervicale, (2) Non fatigue / Avec stimulation tactile cervicale, (3) Fatigue cervicale / Sans stimulation tactile cervicale et (4) Fatigue cervicale / Avec stimulation tactile cervicale	89
Figure 25. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Posture cervicale neutre, (2) Non fatigue / Posture cervicale en extension, (3) Fatigue lombaire / Posture cervicale neutre et (4) Fatigue lombaire / Posture cervicale en extension	90
Figure 26. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans stimulation tactile cervicale, (2) Non fatigue / Avec stimulation tactile cervicale, (3) Fatigue lombaire / Sans stimulation tactile cervicale et (4) Fatigue lombaire / Avec stimulation tactile cervicale	91
Figure 27. Illustration de la condition expérimentale « Support Mousse » durant laquelle les sujets devaient se tenir debout sur une pièce de mousse de 2 cm d'épaisseur intercalée entre leurs pieds et la plateforme.....	93
Figure 28. Illustration de la condition expérimentale « Avec stimulation tactile ». La stimulation de la région de la cheville était réalisée à l'aide de 4 bandelettes de bandage adhésif de 6 cm de largeur (Elastoplast, BSN Medical)	93
Figure 29. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Support rigide, (2) Non fatigue / Support mousse, (3) Fatigue cervicale / Support rigide et (4) Fatigue cervicale / Support mousse	94
Figure 30. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans stimulation tactile, (2) Non fatigue / Avec stimulation tactile, (3) Fatigue cervicale / Sans stimulation tactile et (4) Fatigue cervicale / Avec stimulation tactile	95
Figure 31. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Support rigide, (2) Non fatigue / Support mousse, (3) Fatigue lombaire / Support rigide et (4) Fatigue lombaire / Support mousse	96
Figure 32. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans stimulation tactile, (2) Non	

fatigue / Avec stimulation tactile, (3) Fatigue lombaire / Sans stimulation tactile et (4) Fatigue lombaire / Avec stimulation tactile 97

Figure 33. Illustration schématique des procédures expérimentales mises en place dans l'étude 2 du deuxième chapitre expérimental	99
Figure 34. Principe de fonctionnement du dispositif de suppléance perceptive tête-cou par électrostimulation linguale	101
Figure 35. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans suppléance perceptive, (2) Non fatigue / Avec suppléance perceptive tête-cou, (3) Fatigue cervicale / Sans suppléance perceptive, (4) Fatigue cervicale / Avec suppléance perceptive tête-cou	102
Figure 36. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans suppléance perceptive, (2) Non fatigue / Avec suppléance perceptive tête-cou, (3) Fatigue lombaire / Sans suppléance perceptive, (4) Fatigue lombaire / Avec suppléance perceptive tête-cou.....	103
Figure 37. Principe de fonctionnement du dispositif de suppléance perceptive pied-cheville par électrostimulation linguale	105
Figure 38. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans suppléance perceptive, (2) Non fatigue / Avec suppléance perceptive pied-cheville, (3) Fatigue cervicale / Sans suppléance perceptive, (4) Fatigue cervicale / Avec suppléance perceptive pied-cheville	106
Figure 39. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans suppléance perceptive, (2) Non fatigue / Avec suppléance perceptive pied-cheville, (3) Fatigue lombaire / Sans suppléance perceptive, (4) Fatigue lombaire / Avec suppléance perceptive pied-cheville.....	107
Figure 40. Illustration schématique des procédures expérimentales mises en place dans les études 1 et 2 du troisième chapitre expérimental	111
Figure 41. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les deux conditions : (1) Avec suppléance perceptive tête-cou et (2) Sans suppléance perceptive tête-cou pour les deux groupes de sujets sains et de sujets vestibulolésés	113
Figure 42. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées sous chacun des pieds dans les deux conditions : (1) Avec suppléance perceptive pied-cheville et (2) Sans suppléance perceptive pied-cheville pour les deux groupes de sujets sains et de sujets amputés de membre inférieur.....	116
Figure 43. Principe de fonctionnement du dispositif de suppléance perceptive pied-cheville par électrostimulation linguale	118
Figure 44. Moyennes et erreurs standards des coefficients d'asymétrie posturale mesurés dans les deux conditions : (1) Avec suppléance perceptive pied-cheville et (2) Sans suppléance perceptive pied-cheville chez les deux groupes de sujets sains et de sujets amputés de membre inférieur	119

Table des tableaux

Tableau 1. Synthèse des principales évaluations cliniques du contrôle de la posture.....	35
Tableau 2. Synthèse des principaux paramètres posturographiques issus de l'analyse de la trajectoire du centre de pression.....	38
Tableau 3. Revue de la littérature traitant de la fiabilité de paramètres issus de l'analyse de la trajectoire du CP.....	43
Tableau 4. Moyenne (D), écart-type (SD Diff), Erreur Standard de Mesure (SEM), Coefficient de corrélation intraclasse (CCI) et son intervalle de confiance à 95% (95% IC) et les Limites d'agrément à 95% (95% LOA) des paramètres posturaux issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire CP selon les deux dimensions (surface, amplitude maximale (Amax 2D), vitesse moyenne (Vmoy 2D) et vitesse maximale (Vmax 2D)) lorsque 1 à 10 essais sont comparés entre les sessions test et retest	56
Tableau 5. Moyenne (D), écart-type (SD Diff), Erreur Standard de Mesure (SEM), Coefficient de corrélation intraclasse (CCI) et son intervalle de confiance à 95% (95% IC) et les Limites d'agrément à 95% (95% LOA) des paramètres posturaux issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire CP selon l'axe ML (variance de la position du CP (Var ML), amplitude maximale (Amax ML), vitesse moyenne (Vmoy ML) et vitesse maximale des déplacements du CP (Vmax ML)) lorsque 1 à 10 essais sont comparés entre les sessions test et retest.....	57
Tableau 6. Moyenne (D), écart-type (SD Diff), Erreur Standard de Mesure (SEM), Coefficient de corrélation intraclasse (CCI) et son intervalle de confiance à 95% (95% IC) et les Limites d'agrément à 95% (95% LOA) des paramètres posturaux issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire CP selon l'axe AP (variance de la position du CP (Va AP), amplitude maximale (Amax AP), vitesse moyenne (Vmoy AP) et vitesse maximale (Vmax AP)) lorsque 1 à 10 essais sont comparés entre les sessions test et retest	58
Tableau 7. Moyenne (D), écart-type (SD Diff), Erreur Standard de Mesure (SEM), Coefficient de corrélation intraclasse (CCI) et son intervalle de confiance à 95% (95% IC) et les Limites d'agrément à 95% (95% LOA) des paramètres posturaux issus d'une analyse spectrale de la trajectoire du CP selon l'axe ML (fréquence moyenne (Fmoy ML), fréquence médiane (Fmed ML), Root Mean Square (RMS ML) lorsque 1 à 10 essais sont comparés entre les sessions test et retest.....	59
Tableau 8. Moyenne (D), écart-type (SD Diff), Erreur Standard de Mesure (SEM), Coefficient de corrélation intraclasse (CCI) et son intervalle de confiance à 95% (95% IC) et les Limites d'agrément à 95% (95% LOA) des paramètres posturaux issus d'une analyse spectrale de la trajectoire du CP selon l'axe AP (fréquence moyenne (Fmoy AP), fréquence médiane (Fmed AP), Root Mean Square (RMS AP) lorsque 1 à 10 essais sont comparés entre les sessions test et retest.....	60
Tableau 9. Moyenne (D), écart-type (SD Diff), Erreur Standard de Mesure (SEM), Coefficient de corrélation intraclasse (CCI) et son intervalle de confiance à 95% (95% IC) et les Limites d'agrément à 95% (95% LOA) des paramètres posturaux issus d'une analyse non-linéaire de la trajectoire du CP selon l'axe ML (distance quadratique moyenne ($\langle \Delta x^2 \rangle$ ML), Intervalle de temps (Δt ML), Coefficient d'échelle de courte latence (Hcl ML), Coefficient d'échelle de longue latence (Hll ML)) lorsque 1 à 10 essais sont comparés entre les sessions test et retest ..	61
Tableau 10. Moyenne (D), écart-type (SD Diff), Erreur Standard de Mesure (SEM), Coefficient de corrélation intraclasse (CCI) et son intervalle de confiance à 95% (95% IC) et les Limites d'agrément à 95% (95% LOA) des paramètres posturaux issus d'une analyse non-linéaire de la trajectoire du CP selon l'axe AP (distance quadratique moyenne ($\langle \Delta x^2 \rangle$ AP), Intervalle de	

temps (Δt AP), Coefficient d'échelle de courte latence (Hcl AP), Coefficient d'échelle de longue latence (Hll AP)) lorsque 1 à 10 essais sont comparés entre les sessions test et retest 62

Tableau 11. Résultats des analyses de variance et de la décomposition de ses effets réalisées sur les trois groupes de sujets Jeunes Hommes (JH), Jeunes Femmes (JF) et Personnes Agées (PA) pour l'ensemble des paramètres posturographiques fiables. (***) : $P < 0.001$ et ****) : $P < 0.0001$) 65
Tableau 12. Intercorrélation entre les paramètres posturographiques fiables et valides en 2D et/ou selon les deux axes ML et AP. Ces paramètres posturographiques sont tous issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire du CP. Quand la corrélation est significative ($p < 0.05$) le coefficient de corrélation r et son seuil de significativité (test de Fisher) sont reportés (***) : $p < 0.001$; ** : $p < 0.01$ et * : $p < 0.05$)..... 67
Tableau 13. Caractéristiques des kinésithérapeutes ayant répondu au questionnaire de l'étude 4..... 69
Tableau 14. Proportion (en %) des réponses fournies par l'ensemble des 45 kinésithérapeutes à la question « A quel degré vous sentez vous capable d'utiliser les paramètres posturographiques suivants de façon efficace et rapide ? »..... 70
Tableau 15. Proportion (en %) des réponses fournies par les 27 kinésithérapeutes n'ayant pas reçu de formation spécifique complémentaire en posture à la question « A quel degré vous sentez vous capable d'utiliser les paramètres posturographiques suivants de façon efficace et rapide ? ».... 71
Tableau 16. Proportion (en %) des réponses fournies par les 18 kinésithérapeutes ayant reçu de formation spécifique complémentaire en posture à la question « A quel degré vous sentez vous capable d'utiliser les paramètres posturographiques suivants de façon efficace et rapide ? ».... 71
Tableau 17. Evolution des paramètres objectifs (FMV, Fmed et RMS du spectre de puissance de l'EMG) et cotation subjective (Borg) caractérisant le caractère fatigant de notre exercice musculaire cervical..... 77
Tableau 18. Evolution des paramètres objectifs (FMV, Fmed et RMS du spectre de puissance de l'EMG) et cotation subjective (Borg) caractérisant le caractère fatigant de notre exercice musculaire lombaire..... 79

Valorisation de la thèse

ARTICLES PUBLIES DANS UNE REVUE INTERNATIONALE AVEC COMITE DE LECTURE

- Pinsault N** & Vuillerme N (2008) Differential postural effects of plantar-flexor muscle fatigue under normal, altered and improved vestibular and neck somatosensory conditions. *Exp Brain Res.* 191:99-107.
- Pinsault N** & Vuillerme N (2008) Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. *Med Eng Phys.* 31:276-286.
- Pinsault N** & Vuillerme N (2008) The effects of scale display of visual feedback on postural control during quiet standing in healthy elderly subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 89:1772-1774.
- Pinsault N** & Vuillerme N (2009) The effect of sportive expertise in Free Fly on cervical joint position sense: A pilot study. *Res Sports Med.* 17:28-34.
- Pinsault N**, Fleury A, Virone G, Bouvier B, Vaillant J, Vuillerme N (2008) Test-retest reliability of cervicocephalic relocation test to neutral head position. *Physiother Theory Pract.* 24:380-391.
- Pinsault N**, Vaillant J, Caillat-Mioussé JL, Lachens L, Vuillerme N (2006) Cervicocephalic relocation test: a study of performance stability. *Ann Réad Med Phys.* 49:647-651.
- Pinsault N**, Vuillerme N, Pavan P (2008) Cervicocephalic relocation test to the neutral head position: Assessment in bilateral labyrinthine-defective and chronic, nontraumatic neck pain patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 89:2375-2378.
- Vuillerme N & **Pinsault N** (2007) Re-weighting of somatosensory inputs from the foot and the ankle for controlling posture during quiet standing following trunk extensor muscles fatigue. *Exp Brain Res.* 183:323-327.
- Vuillerme N & **Pinsault N** (2008) Experimental neck muscle pain impairs standing balance in humans. *Exp Brain Res.* 192:723-729.
- Vuillerme N, Bertrand R, **Pinsault N** (2008) Postural effects of the scaled display of visual center of foot pressure feedback under different somatosensory conditions at the foot and the ankle. *Arch Phys Med Rehabil.* 89:2034-2036.
- Vuillerme N, Chenu O, **Pinsault N**, Boisgontier M, Demongeot J, Payan Y (2007) Inter-individual variability in sensory weighting of a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback for controlling posture. *Neurosci Lett.* 421:173-177.
- Vuillerme N, Chenu O, **Pinsault N**, Fleury A, Payan Y, Demongeot J (2008) Can a plantar pressure-based tongue-placed electro-tactile biofeedback improve postural control under altered vestibular and neck proprioceptive conditions? *Neuroscience.* 155:291-296.
- Vuillerme N, **Pinsault N**, Bouvier B (2008) Cervical joint position sense is impaired in older adults. *Aging Clin Exp Res.* 20:355-358.
- Vuillerme N, **Pinsault N**, Chenu O, Boisgontier M, Demongeot J, Payan Y (2007) How a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback modifies postural control mechanisms during quiet standing. *Exp Brain Res.* 181:547-554.
- Vuillerme N, **Pinsault N**, Chenu O, Demongeot J, Payan Y, Danilov Y (2007) Sensory supplementation system based on electro-tactile tongue biofeedback of head position for balance control. *Neurosci Lett.* 431:206-210.
- Vuillerme N, **Pinsault N**, Chenu O, Fleury A, Payan Y, Demongeot J (2008) A wireless embedded tongue tactile biofeedback system for balance control. *Pervasive Mobile & Computing.* (sous presse).
- Vuillerme N, **Pinsault N**, Chenu O, Fleury A, Payan Y, Demongeot J (2008) Postural destabilization induced by trunk extensor muscles fatigue is suppressed by use of a plantar pressure-based electro-tactile biofeedback. *Eur J Appl Physiol.* 104:119-125.

Vuillerme N, **Pinsault N**, Fleury A, Chenu O, Demongeot J, Payan Y, Pavan P (2008) Effectiveness of an electro-tactile vestibular substitution system in improving upright postural control in unilateral vestibular-defective patients. *Gait Posture*. 28:711-715.

Vuillerme N, **Pinsault N**, Vaillant J (2005) Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue: effects of changes in sensory inputs. *Neurosci Lett*. 378:135-136.

Vuillerme N, Sporbert C, **Pinsault N** (2009) Postural adaptation to unilateral hip muscle fatigue during human bipedal standing. *Gait Posture*.

ARTICLES ACCEPTEES SOUS RESERVE DE MODIFICATION DANS UNE REVUE INTERNATIONALE AVEC COMITE DE LECTURE

Pinsault N & Vuillerme N (2009) Degradation of cervical joint position sense following muscular fatigue in humans. *Spine*.

Pinsault N, Bouvier B, Sarrazin Y, Vuillerme N (2009) Tactile stimulation of the neck: effects on cervical joint position sense and postural control during unperturbed stance. *Spine*.

Pinsault N & Vuillerme N (2009) Vestibular and neck somatosensory weighting changes with trunk extensor muscle fatigue during quiet standing. *Exp Brain Res*.

ARTICLES SOUMIS DANS UNE REVUE INTERNATIONALE AVEC COMITE DE LECTURE

Pinsault N, Crouzet E, Vuillerme N (2009) Test-retest reliability of a lumbar relocation test.

Pinsault N, Crouzet E, Vuillerme N (2009) Trunk extensor muscle fatigue impairs lumbar joint position sense.

Pinsault N, Chenu O, Payan Y, Vuillerme N (2009) Reliability and validity of a weight-bearing test.

Pinsault N & Vuillerme N (2009) Distance impairs postural responses to trunk extensor muscles fatigue standing with vision.

Vuillerme N & **Pinsault N** (2009) Ankle position sense improvement with tactile stimulation.

ARTICLE PUBLIE DANS UNE REVUE NATIONALE AVEC COMITE DE LECTURE

Vaillant J, **Pinsault N**, Vuillerme N, Gros G, Rousset R (2006) Implication du rachis cervical dans le contrôle de la posture : Des évidences expérimentales aux conséquences pratiques. *Kinésithér sci*. 467:29-39.

CHAPITRES D'OUVRAGE PUBLIES

Chenu O, Cuisinier R, Pinsault N, Demongeot J, Payan Y, Vuillerme N (2009) Effets d'une suppléance perceptivo-visuelle, auditive et tactile sur le contrôle des pressions fessières en position assise. *Sciences et Technologies pour le Handicap* – Avril.

Vuillerme N, **Pinsault N**, Vaillant J (2005) Implication du rachis cervical dans le contrôle de la posture orthostatique - Évidences expérimentales. *Expansion scientifique française*. (pp. 26-38). Paris.

Vuillerme N, **Pinsault N**, Virone G, Vaillant J (2005) Effets d'une fatigue des muscles cervicaux sur le sens de la position céphalique. Expansion scientifique française. (pp. 48-52). Paris.

COMMUNICATIONS EN CONGRES INTERNATIONAUX AVEC ACTES ET COMITE DE LECTURE

Chenu O, Cuisinier R, **Pinsault N**, Demongeot J, Payan Y, Vuillerme N (2008) Effects of visual, audio and tongue tactile sensory substitution systems for the control of buttock pressures in seated posture. 5th International Posture Symposium "Translation of posture mechanisms for rehabilitation", Smolenice Castle (Slovakia), Septembre.

Hlavačková P, **Pinsault N**, Janura M, Vuillerme N (2009) How vision modifies upright stance control in unilateral lower limb amputees. Satellite PreConference, Pavia, XIX ISPGR Congress, June.

Pavan P, **Pinsault N**, Vuillerme N (2007) Validation d'un test de repositionnement céphalique. 10ème Congrès de la Société Internationale de Réhabilitation Vestibulaire, Enghien-Les-Bains (France), Juin.

Pinsault N & Vuillerme N (2007) Effet de l'expertise en Free Fly sur le sens de la position céphalique. 12^{ème} Congrès International des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives organisé par l'ACAPS, Leuven (Belgique), Octobre-Novembre.

Pinsault N & Vuillerme N (2009) Intra-individual difference in visual control of upright stance assessed through the fatiguing exercise paradigm. Satellite PreConference, Pavia, XIX ISPGR Congress, June.

Pinsault N, Chenu O, Boissongontier M, Payan Y, Demongeot J, Vuillerme N (2008) Improving weight bearing asymmetry in unilateral lower limb amputees by use of an insole pressure sensor-based electro-tactile biofeedback system. 5th International Posture Symposium "Translation of posture mechanisms for rehabilitation", Smolenice Castle (Slovakia), Septembre.

Pinsault N, Chenu O, Hlavačková P, Hallynck V, Demongeot J, Payan Y, Vuillerme N (2009) Electro-tactile tongue biofeedback improves balance in persons with unilateral lower limb amputation. 19th Conference of the International Society for Posture & Gait Research, Bologne (Italie).

Pinsault N, Chenu O, Moreau-Gaudry A, Demongeot J, Payan Y, Vuillerme N (2007) Tongue-placed electrotactile biofeedback for balance improvement to prevent pressure sores and falls. 12^{ème} Congrès International des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives organisé par l'ACAPS, Leuven (Belgique), Octobre-Novembre.

Vuillerme N, Boissongontier M, **Pinsault N** (2007) Effets d'une fatigue musculaire unilatérale des fléchisseurs plantaires sur le contrôle de la posture bipédique. 12^{ème} Congrès International des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives organisé par l'ACAPS, Leuven (Belgique), Octobre-Novembre 2007.

Vuillerme N, Chenu O, **Pinsault N**, Moreau-Gaudry A, Fleury A, Demongeot J, Payan Y (2007) Pressure sensor-based tongue-placed electrotactile biofeedback for balance improvement - Biomedical application to prevent pressure sores formation and falls. 29th Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Lyon, France, Août.

Vuillerme N, **Pinsault N**, Chenu O, Fleury A, Payan Y, Demongeot J (2008) The effects of a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback system on the regulation of the centre of foot pressure displacements during upright quiet standing: a fractional Brownian motion analysis. International Conference on Complex, Intelligent and Software Intensive Systems (CISIS 2008), Barcelone (Espagne), Mars.

COMMUNICATIONS EN CONGRES NATIONAUX AVEC ACTES ET COMITE DE LECTURE

Pinsault N, Hallynck V, Chenu O, Payan Y, Vuillerme N (2009) Effets d'une suppléance perceptive sur la symétrie du contrôle de la posture bipédique de personnes amputés de membre inférieur. Journée de la recherche médicale, Grenoble, Avril.

- Vuillerme N, Guillebaste B, **Pinsault N** (2009) L'utilisation d'un biofeedback visuel pour le contrôle de la posture bipédique a-t-elle un coût cognitif ? Journée de la recherche médicale, Grenoble, Avril.
- Crouzet E, **Pinsault N**, Cuisinier R, Vuillerme N (2009) Fiabilité test-retest d'un test de repositionnement lombaire. Journée de la recherche médicale, Grenoble, Avril.
- Pinsault N** & Vuillerme N (2007) Evaluation des capacités de contrôle de la posture bipédique par l'analyse des déplacements du centre de pression - Etude de la fidélité test-retest. 22^{ème} Congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation, Saint Malo, Octobre.
- Pinsault N**, Vaillant J, Virone G, Vuillerme N (2005) Test de repositionnement céphalique: validité et reproductibilité. Journées de Médecine Orthopédique et de Rééducation. Semaine médicale de Paris, Entretiens de Bichat, Paris (France), Septembre.
- Vaillant J, **Pinsault N**, Vuillerme N, Gros G, Rousset R (2006) Implication du rachis cervical dans le contrôle de la posture orthostatique : évidences expérimentales. 5^{ème} Colloque interdisciplinaire Pluri-Professionnel de Prévention et d'Evaluation en Gérontologie, sous l'égide de la Société Française de Gériatrie et de Gérontologie, Le Corum Montpellier, Décembre.
- Vuillerme N & **Pinsault N** (2007) Effet de l'échelle de représentation du biofeedback visuel sur le contrôle de la posture bipédique de personnes âgées. 14^{ème} Congrès de l'Association Posture-Équilibre, Paris, Décembre.
- Vuillerme N, Chenu O, **Pinsault N**, Fleury A, Demongeot J, Payan Y (2007) A plantar-pressure based tongue-placed tactile biofeedback system for balance improvement. 32^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique, Lyon, Aout.
- Vuillerme N, Chenu O, **Pinsault N**, Moreau-Gaudry A, Demongeot J, Payan Y (2007) Suppléance perceptive par électro-stimulation linguale : intérêts pour le handicap. 22^{ème} Congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation, Saint Malo, Octobre.
- Vuillerme N, **Pinsault N**, Chenu O, Demongeot J, Payan Y (2007) Suppléance perceptive par électro-stimulation linguale pour la correction de l'asymétrie posturale chez la personne amputée du membre inférieur. 14^{ème} Congrès de l'Association Posture-Équilibre, Paris, Décembre.
- Vuillerme N, Boisgontier M, **Pinsault N**, Burdet C, Demanze L (2006) La fatigue musculaire : un moyen d'évaluer les mécanismes d'adaptation posturale à une contrainte neuromusculaire unilatérale. 13^{ème} Congrès de l'Association Posture-Équilibre, Marseille (France), Décembre.
- Vuillerme N, Chenu O, Moreau-Gaudry A, **Pinsault N**, Demongeot J, Payan Y (2007) Suppléance perceptive pour la prévention des escarres et des chutes. Journée de la recherche médicale, Grenoble, Avril.
- Vuillerme N, **Pinsault N**, Vaillant J (2005) Implication du rachis cervical dans le contrôle de la posture orthostatique: évidences expérimentales. Journées de Médecine Orthopédique et de Rééducation. Semaine médicale de Paris, Entretiens de Bichat, Paris (France), Septembre.
- Vuillerme N, **Pinsault N**, Virone G, Vaillant J (2005) Effets d'une fatigue des muscles cervicaux sur le sens de la position céphalique. Journées de Médecine Orthopédique et de Rééducation. Semaine médicale de Paris, Entretiens de Bichat, Paris (France), Septembre.

PRIX ET DISTINCTIONS

- Lauréat du programme d'aides aux études de la Fondation Garches et Fondation BNP Paribas (2009).
- Prix du jeune chercheur de l'Association Posture-Équilibre (2007) remis lors du 14^{ème} Congrès de l'Association Posture-Équilibre, Paris (France), Décembre.

Préambule

En 2003, on estimait le nombre de personnes handicapées dans le monde à 600 millions, soit environ 9 % de la population mondiale (World Bank dialogue on Disability & Development May, 29-30, 2003 – Helsinki). Quatre ans plus tard, ces chiffres ont augmenté puisque l'International Labour Organization estime que 650 millions de personnes à travers le monde, soit environ 10 % de la population mondiale, vivent avec un handicap (International Day of Disabled Persons, December 3, 2007 – Genève). Ajoutée à cette croissance, la représentation sociale du handicap a également évolué, passant, selon Marcia Rioux (1997), d'un modèle dit « individuel » du handicap pour lequel la personne devait s'adapter à la société, à un modèle dit « social » dans lequel c'est à la société qu'incombe la responsabilité de s'adapter aux personnes en situation de handicap.

Ces contextes démographique et socio-culturel ont fait naître des dispositions politiques et législatives visant à intégrer pleinement les personnes handicapées au sein de notre société selon un principe de non-discrimination. Dans les faits, cette intégration est dépendante d'une multitude de facteurs parmi, lesquels on retrouve le droit d'accès aux bénéfices de la recherche¹.

Sur le plan national, la question du développement de la recherche au service du handicap a été soulevée par plusieurs rapports officiels publiés entre 2000 et 2005 (e.g., Beuscart, 2005 ; Fardeau 2000, 2004 ; Lecomte 2003 ; Thoumie, 2003). D'une manière générale, ces rapports ont mis en évidence la faiblesse de l'investissement de la recherche publique sur ce sujet et ont préconisé la promotion de la recherche sur le handicap comme priorité de la recherche publique. Parmi ces rapports, celui remis par le Pr. Thoumie en 2003, intitulé « *Recherche technologique et diffusion de l'innovation au service du handicap* », traite de façon spécifique de la recherche technologique dans ce domaine. Il stipule notamment que « l'amélioration de la qualité de vie des personnes handicapées suppose l'accès à la compensation qui comporte plusieurs volets, dont la compensation technologique » (Thoumie, 2003, page 40). Cet accès à la compensation fait référence à la compensation des conséquences des altérations de structure et de fonction et des limitations d'activités. La spécialité couvrant spécifiquement ce champ médical est la Médecine Physique et de Réadaptation (MPR), définie au niveau européen comme celle « qui a pour rôle de coordonner et d'assurer la mise en application de toutes les mesures visant à prévenir ou réduire au minimum inévitable les conséquences fonctionnelles, physiques, psychologiques, sociales et économiques des déficiences et des incapacités » (Groupe MPR Rhône-Alpes et Fedmer, 2001, page 2).

Parmi les disciplines paramédicales que la MPR coordonne, la kinésithérapie, consistant « en des actes réalisés de façon manuelle ou instrumentale [...] qui ont pour but de prévenir l'altération des

¹ « Il convient de guider les sciences et les technologies afin qu'elles poursuivent des buts éthiques et rendent accessibles les bénéfices de la recherche au plus grand nombre. » Commission mondiale de l'éthique des connaissances scientifiques et des technologies de l'UNESCO, 2001, page 10.

capacités fonctionnelles, de concourir à leur maintien et, lorsqu'elles sont altérées, de les rétablir ou d'y suppléer » (décret n°96-879 du 8 octobre 1996), occupe une place fondamentale. La liste des actes que le kinésithérapeute est habilité à réaliser est fixée par décret et l'on trouve, par exemple, la rééducation des troubles de l'équilibre (décret n°96-879 du 8 octobre 1996). Les étiologies des pathologies concernées par les troubles de l'équilibre sont nombreuses : neurologiques, orthopédiques, malformatives et métaboliques. Il est à noter également qu'un arrêté réglementaire récent (arrêté du 22 février 2000 modifiant l'article 4 de l'arrêté du 6 janvier 1962) confère au kinésithérapeute le rôle de concepteur de la prise en charge qu'il met en œuvre, l'élevant ainsi d'un statut d'exécutant de techniques à un statut de décideur/prescripteur responsable vis-à-vis du patient, du médecin/prescripteur et de l'assurance maladie. Il lui incombe donc de réaliser un diagnostic kinésithérapique qui va guider la mise en œuvre de sa thérapeutique, dont il devra également évaluer l'efficacité en fonction des résultats contemporains de la recherche. Cette démarche correspond à l'expression de deux des modèles constituant l'identité de la kinésithérapie.

Un premier modèle est celui du « processus kinésithérapique » (Tiny-Lenné, 1983), qui est défini comme l'ensemble des moyens par lesquels la kinésithérapie influence la santé. Ce processus peut, de manière simplifiée, être considéré comme un cycle similaire à celui décrit pour l'amélioration de la qualité (Plan-Do-Check-Act), initialement élaboré par Shewhart (Shewhart, 1939), puis illustré et popularisé dans les années 1950 par la roue de Deming.

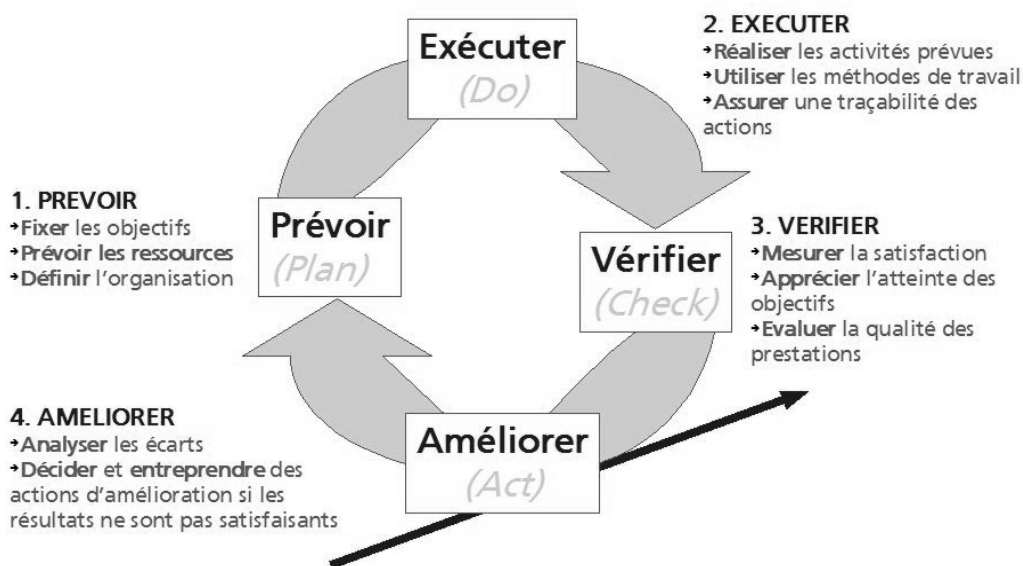


Figure 1. Roue de Deming
(extraite de www.sens-action.fr/lmg/PEVA.jpg)

L'étude de ce processus schématisé sur la Figure 1 met en évidence la place fondamentale occupée par l'évaluation, nécessaire à la fois pour « fixer les objectifs » (étape 1 – Prévoir), « apprécier l'atteinte des objectifs » (étape 3 – Vérifier) et « analyser les écarts puis décider et entreprendre des actions d'amélioration » (étape 4 – Améliorer). Appliquée à la rééducation fonctionnelle et à la

kinésithérapie, l'évaluation sert au diagnostic, à l'élaboration de la prise en charge et de son efficacité, constituant de fait « une nécessité » (Revel, 2005).

Un second modèle structurant la kinésithérapie et, plus largement, les professions médicales et paramédicales, est celui de la « pratique basée sur la preuve » (*evidence-based practice* ; e.g., Sackett & Rosenberg, 1995). Assez récent, ce modèle consiste à utiliser de manière consciencieuse et judicieuse les données actuelles pertinentes de la recherche clinique pour organiser une prise en charge personnalisée (Sackett et al., 1996). De manière complémentaire à une pratique fondée sur l'expérience, utilisant des données acquises de manière empirique (Ghisolfi, 2002), la pratique fondée sur la preuve devrait permettre de contribuer de manière efficace à l'amélioration du processus de prise en charge kinésithérapique, à l'exercice d'une responsabilité professionnelle soucieuse de la défense des droits de la personne, ainsi qu'à la mise en œuvre d'une politique de santé régulée (Tonglet, 2003).

La synthèse des deux modèles de « processus kinésithérapique » (Tiny-Lenné, 1983) et de « pratique basée sur la preuve » (Sackett & Rosenberg, 1995) nous a permis d'identifier les étapes nécessaires à l'élaboration d'une prise en charge thérapeutique de qualité. Celle-ci nécessite l'établissement préalable d'évaluations objectives, fiables, valides, utiles et utilisables, ainsi que de fondements théoriques scientifiquement établis présumant de son efficacité (Thoumie, 1999).

Dans le respect de cette démarche de bonne pratique kinésithérapique et pour répondre à l'objectif général de notre travail doctoral visant au développement et à la validation de solutions biomédicales innovantes d'amélioration du contrôle de la posture de personnes souffrant d'une altération de leur système sensori-moteur, ce document est organisé en trois parties.

La **première partie** correspond à une introduction générale centrée sur la présentation

- (1) des fonctions,
- (2) du fonctionnement,
- (3) des moyens d'évaluation et
- (4) des moyens de prise en charge du système postural.

La **deuxième partie** recense les contributions expérimentales et s'organise en trois chapitres répondant à trois objectifs complémentaires

- (1) d'établissement d'évaluations objectives, fiables, valides, utiles et utilisables,
- (2) d'amélioration de la compréhension des mécanismes du contrôle de la posture, et
- (3) de mise en œuvre et d'évaluation d'une prise en charge dédiée à l'amélioration du contrôle de la posture bipédique de personnes souffrant d'une altération de leur système sensorimoteur.

La **troisième partie** est une synthèse tenant lieu de discussion générale

- (1) d'une évaluation raisonnée du contrôle de la posture bipédique,
- (2) de la compréhension des mécanismes d'intégration sensorielle mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique,
- (3) d'une prise en charge raisonnée des troubles posturaux fondée sur la preuve, et
- (4) d'une proposition de mise en œuvre de notre démarche.

PARTIE 1

Introduction générale

1. Organisation systémique du contrôle postural
2. Le système postural
 - 2.1. Fonctions du système postural
 - 2.2. Fonctionnement du système postural
 - 2.2.1. L'entrée du système : les afférences sensorielles
 - 2.2.2. L'intégration des afférences
 - 2.2.3. La sortie du système : ce qui est contrôlé
3. Moyens d'évaluation du système postural
 - 3.1. Evaluations cliniques
 - 3.2. Evaluations instrumentales
 - 3.3. Qualités métrologiques et ergonomiques
4. Moyens de prise en charge du système postural
 - 4.1. Prises en charge conventionnelles
 - 4.2. Prise en charge par dispositifs de suppléance perceptive

1. Approche systémique du contrôle posturo-cinétique

La réalisation d'une majorité des activités de la vie quotidienne, telles que marcher, courir, danser ou saisir un objet repose sur le mouvement et nécessite en premier lieu de disposer d'une posture stable (e.g., Massion, 1994). En effet, dès sa naissance, l'être humain entame un apprentissage de la station verticale, une acquisition et une optimisation de son répertoire moteur et de ses différentes tactiques, notamment posturales, qui ne seront complètement matures que vers l'âge de 12 à 13 ans.

Il est possible que ce processus de maturation ne se déroule pas normalement lors du développement de l'enfant (par exemple dans le cas de l'Infirmitté Motrice d'Origine Cérébrale) ou, plus tard, qu'un accident ou une pathologie (par exemple une lésion médullaire ou un accident vasculaire cérébral) viennent contrarier les acquisitions motrices permises par cette maturation. Il est alors nécessaire, pour ces personnes, de bénéficier d'une prise en charge de rééducation leur permettant d'acquérir ou de retrouver un niveau fonctionnel le plus satisfaisant possible. Par ailleurs, pour bon nombre de ces personnes, « l'acquisition d'un équilibre postural satisfaisant aussi bien en position assise qu'en position debout est un temps essentiel de la prise en charge » (Brun *et al.*, 1993, page 129).

De manière générale la posture, définie comme le « maintien du corps ou d'un de ses segments dans une position donnée » (Bouisset & Maton, 1995), peut prendre des formes très variées en fonction des individus ou du contexte, mais une posture de référence peut tout de même être définie pour chaque espèce.

Pour l'être humain, cette posture de référence est la station debout bipédique, acquise autant par les caractéristiques morphologiques de son espèce que par les contraintes fonctionnelles imposées par son environnement (Paillard, 1971). L'acquisition et le contrôle de cette posture bipédique est une composante essentielle pour l'acquisition et le maintien de l'autonomie des personnes². Elle s'est en outre accompagnée d'une réduction de la taille du polygone de sustentation ainsi qu'une élévation du centre de gravité du corps (CG). Ces deux facteurs mécaniques combinés, ainsi que les mécanismes physiologiques nécessaires à la vie comme la respiration et la circulation sanguine, conduisent naturellement à une instabilité nécessitant la mise en place de mécanismes de contrôle de cette posture bipédique.

De manière schématique, le contrôle de la posture dépend de l'interaction de différents facteurs (Figure 2, partie supérieure) relatifs à la tâche à accomplir et aux caractéristiques de l'individu et de l'environnement dans lequel il évolue (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Il est en outre dépendant de l'interaction de différents facteurs (Figure 2, partie inférieure), de nature biomécanique, cognitive, sensorielle, et motrice.

² « Le contrôle de la posture et de l'équilibre ainsi que la cognition sont, entre autres, deux composantes essentielles pour l'autonomie de la personne âgée » (Albinet *et al.*, 2006 page 626).

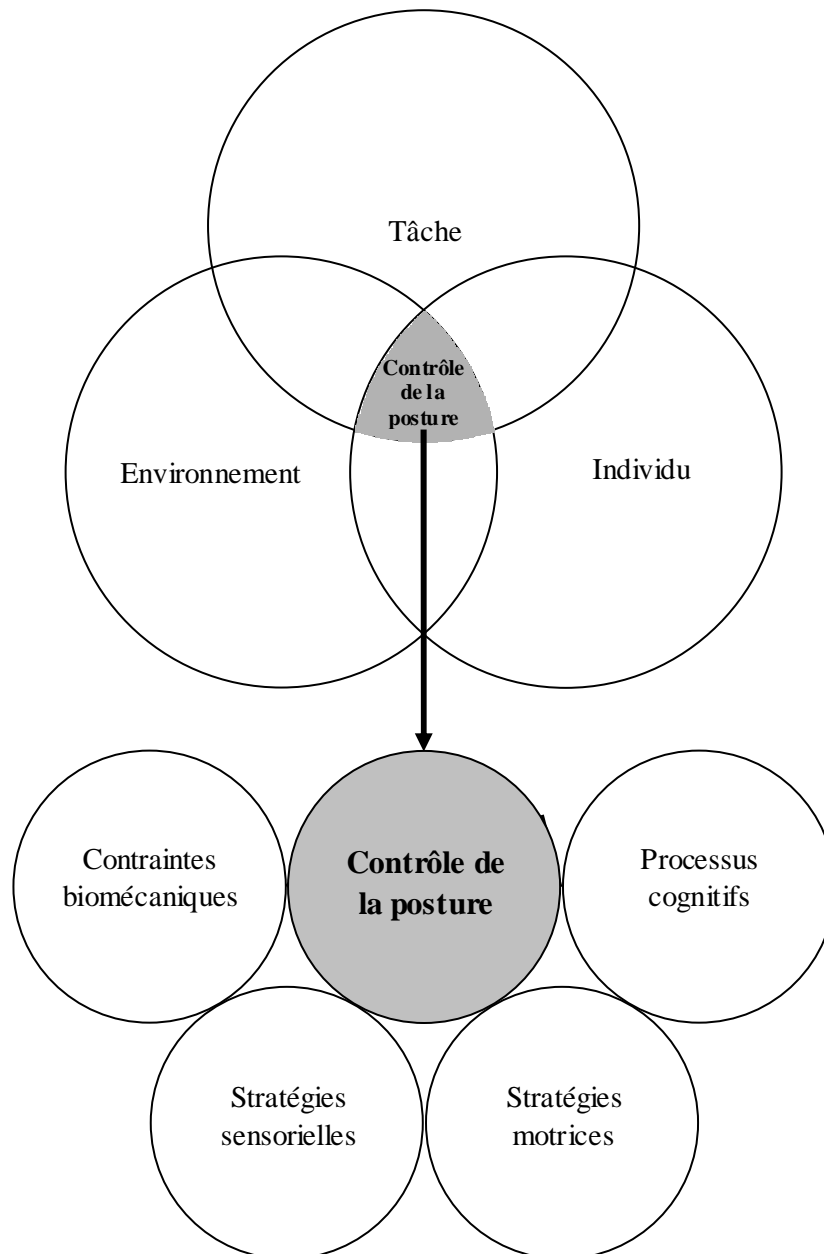


Figure 2. Représentation schématique de l'interaction (1) entre la tâche, l'individu et l'environnement (partie supérieure) et (2) entre les facteurs biomécaniques, cognitifs, sensoriels et moteurs (partie inférieure) participant à la régulation du contrôle de la posture. (Adaptée de Shumway-Cook & Woollacott, 2007)

L'objectif de notre travail renvoyant, dans le domaine de la MPR, à la prise en charge des troubles posturaux chez des personnes atteintes de déficiences de nature sensorimotrice, nous nous intéresserons ici aux aspects sensorimoteurs du contrôle de la posture, dont nous présenterons de manière synthétique les fonctions et fonctionnement dans les paragraphes suivants.

2. Le système postural

La notion de « système » postural renvoie à la notion d'assemblage d'éléments, avec une « entrée » et une « sortie », fonctionnant en interaction permanente (Gagey et *al.*, 1995).

Afin de comprendre l'interaction entre ces éléments, deux approches sont possibles. Soit nous décrivons la structure pour en déduire la fonction, soit le contraire. Nous choisissons la seconde solution pour aborder ce problème.

2.1. Les fonctions du système postural

De manière générale, le système postural est investi de deux fonctions, l'orientation et la stabilisation, qui lui permettent de préserver l'équilibre du sujet et de positionner le corps dans l'espace en fonction de l'action à réaliser (Massion, 1994 ; Massion et *al.*, 1997, 1998).

L'orientation est une fonction qui renvoie à la notion de position géométrique des segments corporels. La position globale ainsi obtenue détermine la manière dont notre corps va interagir avec l'environnement. Evoquer la notion de position d'un segment corporel dans un environnement implique la définition d'un système de coordonnées associé à un référentiel (Berthoz, 1997). La fonction d'orientation du système postural fait principalement appel à trois types de référentiels :

(1) Le référentiel géocentré, correspondant au référentiel essentiellement basé sur la verticale gravitaire, est majoritairement renseigné par le système vestibulaire constitué de canaux semi-circulaires codant les accélérations angulaires et d'otolithes codant les accélérations linéaires. Ce système sensoriel est très sophistiqué mais il faut tout de même noter une ambiguïté dans son codage puisqu'une même information émise au système nerveux central peut être due soit à une inclinaison de la tête soit à un déplacement linéaire. Cette ambivalence naît du fait que l'individu ne sait pas différencier le mouvement du corps de celui de la scène visuelle. Les informations visuelles et/ou somesthésiques peuvent, dans ce cas, apporter des informations complémentaires et lever l'ambiguïté.

(2) Le référentiel exocentré (ou allocentré), correspondant au référentiel essentiellement basé sur des points de repères dans l'espace, est majoritairement renseigné par la vision.

(3) Le référentiel égocentré, correspondant au référentiel propre à l'individu, est essentiellement basé sur des informations issues du système somesthésique.

La sélection du référentiel dépend du contexte et de la tâche à réaliser. En outre, ces différents référentiels peuvent se substituer et/ou se compléter si nécessaire pour améliorer l'estimation de l'orientation du corps dans le but d'un référentiel unifié. Lorsque ces référentiels sont fusionnés et fournissent des informations corrélées, ils permettent une estimation de la verticalité grâce à la verticale fournie par le système somesthésique, la verticale visuelle et la verticale vestibulaire.

La stabilisation, quant à elle, est une fonction qui renvoie à la notion de contrôle de l'équilibre et fait référence aux mécanismes mis en œuvre dans la régulation des oscillations posturales. Elle peut

être définie comme : « l'ensemble des fonctions physiologiques dont le rôle est d'assurer la position du corps par rapport à la surface terrestre et par rapport à la verticale. » (Mesure & Lamendin, 2001).

Bien que les deux fonctions d'orientation et de stabilisation soient importantes à prendre en considération lorsque l'on traite du contrôle de la posture bipédique, ce travail doctoral sera essentiellement consacré à la fonction de stabilisation du contrôle postural.

2.2. Le fonctionnement du système postural

Pour répondre au double objectif d'orientation et de stabilisation du corps décrit précédemment (Massion, 1994 ; Massion et *al.*, 1997, 1998), le système postural dispose de différentes afférences sensorielles (entrée du système), qui sont intégrées au niveau du système nerveux central pour contrôler la posture bipédique (sortie du système).

2.2.1. L'entrée du système : les afférences sensorielles

Les afférences visuelles

Les informations visuelles sont fournies par la rétine de l'œil. On distingue deux zones rétinienne présentant des caractéristiques et des fonctions différentes. Premièrement, la zone centrale de la rétine (fovéa), ne couvrant qu'une faible partie du champ visuel mais présentant une résolution très élevée, permet l'identification et la localisation précise d'un objet (Mesure et *al.*, 1993). Deuxièmement, la zone périphérique de la rétine, couvrant un large champ visuel mais de faible résolution, est plutôt sensible aux variations de luminosité et renseigne des mouvements relatifs de la scène visuelle par rapport à l'individu (Mesure et *al.*, 1993).

Mise en évidence de la contribution des informations visuelles au contrôle de la posture

Historiquement, le premier moyen utilisé pour mettre en évidence la contribution de la vision au contrôle de la posture fut la privation de cette entrée sensorielle. En effet, l'effet de la privation des informations visuelles sur le contrôle de la posture bipédique n'a pas échappé aux premiers posturographes puisque, dès 1877, Karl Vierordt souligne que « nous pouvons tenir debout en toute sécurité dans l'obscurité ou les yeux fermés, cependant les oscillations du corps sont plus importantes qu'avec les yeux ouverts » (Vierordt, 1877, page 505-522).

Outre l'importance des informations visuelles dans leur ensemble pour le contrôle de la posture, mise en évidence par la manipulation de la disponibilité de ces informations, certains auteurs ont cherché plus récemment à mettre en évidence la contribution relative des deux systèmes visuels précédemment cités (vision centrale – vision périphérique) à ce contrôle postural. Pour ce faire, plusieurs moyens peuvent être utilisés parmi lesquels on trouve l'utilisation de scènes visuelles mobiles (Lee & Aronson, 1974) ou encore de lumière stroboscopique (Amblard & Crémieux, 1976). En

effet, cette dernière manipulation permet de fausser la perception du mouvement, perturbant ainsi spécifiquement la vision périphérique. Dans leur ensemble, les résultats obtenus lors d'études mettant en application ces deux types de manipulation sensorielle suggèrent l'importance de la vision périphérique dans le contrôle de la posture debout.

Concernant la vision centrale, le moyen le plus répandu pour étudier sa contribution au contrôle de la posture consiste à réduire le champ visuel du sujet par l'intermédiaire de lunettes à opacité variable (Nougier et al., 1998). Les résultats obtenus lors de manipulation de la vision centrale semblent indiquer qu'elle joue un rôle dans le contrôle de la posture, même s'il ne semble qu'accessoire (Nougier et al., 1997, 1998 ; Stoffregen, 1985). De manière intéressante, les résultats rapportés par plusieurs équipes de recherche (Amblard & Carblanc, 1980 ; Berencsi et al., 2005 ; Nougier et al., 1997 ; Schmid et al., 2008 ; Uchiyama & Demura, 2008) suggèrent, d'une part, que les visions centrale et périphérique jouent un rôle complémentaire dans le contrôle de la posture bipédique puisque la vision périphérique semble plus efficace dans le contrôle des oscillations antéropostérieures alors que la vision centrale contrôle indifféremment les oscillations du corps selon les deux axes médiolatéral et antéropostérieur et, d'autre part, que la contribution relative de chacune des visions est dépendante des informations fournies par les autres systèmes sensoriels, notamment les informations somatosensorielles issues du segment pied-cheville.

Plus largement, Paulus et al. (Paulus et al., 1984) ont quant à eux montré que la participation de des informations visuelles dans l'amélioration de la stabilité posturale est dépendante des caractéristiques de l'environnement et du sujet, par exemple, la distance oeil-cible (Paulus et al., 1984, 1989 ; Bles et al., 1980 ; Kapoula & Lê, 2006; Lê & Kapoula, 2006, 2008 ; Vuillerme et al., 2006b), la structure du champ visuel, l'acuité visuelle (Paulus et al., 1984 ; Schmid et al., 2008) ou encore la sensibilité au contraste et la netteté de la vision des sujets (Anand et al., 2002, 2003 ; Lord & Menz, 2000 ; Straube et al., 1990). Ces paramètres doivent être donc contrôlés afin de pouvoir comparer les capacités de contrôle de la posture de différents sujets ou de différentes conditions expérimentales de la littérature.

Les afférences somesthésiques

Etymologiquement, la somesthésie désigne l'ensemble des sensations (aisthêsis) du corps (sôma). Plus généralement, dans le domaine des neurosciences comportementales le terme de somesthésie désigne les perceptions conscientes d'origine cutanée, musculaire ou articulaire. Pour plus de clarté, ces différentes perceptions peuvent être classées en deux grandes catégories : la proprioception et la sensibilité tactile (Schmidt, 1999).

La proprioception

La proprioception, terme introduit par Sherrington (Sherrington, 1906), regroupe différents sens complémentaires permettant d'informer les centres nerveux supérieurs de la position (sens de la position ou stathésie) et des déplacements (sens du mouvement ou kinesthésie) du corps par rapport à la surface du support ou d'un segment corporel par rapport à un autre (Schmidt, 1999). Le sens de la force complète le sens de la position et le sens du mouvement en informant le système nerveux central du niveau de force requis pour réaliser un mouvement ou pour maintenir une position articulaire (Schmidt, 1999).

Les trois sens précédemment cités sont la conséquence d'informations issues de différents récepteurs périphériques (voir par exemple Riemann & Lephart, 2002a,b, pour une revue) eux-mêmes localisés dans les différentes parties du corps. Parmi les récepteurs impliqués dans la sensibilité proprioceptive, on trouve principalement (1) les fuseaux neuromusculaires (FNM) situés dans la partie charnue du muscle, (2) les organes tendineux de Golgi (OTG), terminaisons nerveuses entourées d'une capsule conjonctive qui se situent au niveau des jonctions entre les fibres musculaires et le tissu tendineux, et enfin (3) les mécanorécepteurs, corpuscules de Ruffini et corpuscules de Golgi, respectivement situés au sein des capsules articulaires et dans les ligaments.

En ce qui concerne le rôle de ces récepteurs somesthésiques, on retiendra que (1) le FNM fournit des informations de longueur, de vitesse et de position des articulations grâce aux fibres nerveuses Ia et II qui innervent les fuseaux neuromusculaires, (2) les OTG informent de la tension et la raideur musculaire par l'intermédiaire des fibres Ib, alors que (3) les récepteurs articulaires renseignent sur la direction du mouvement et la perception de la position de l'articulation (voir Gandevia et al., 2002 et Proske, 2006, pour une revue). De manière générale, on considère que pour la plupart des articulations, les informations proprioceptives sont principalement issues des récepteurs musculaires et que les récepteurs articulaires et cutanés (que nous détaillerons plus loin) ne jouent qu'un rôle complémentaire (Proske, 2006). Cependant, attribuer un rôle majeur aux récepteurs musculaires dans la proprioception en générale, et aux FNM dans le sens de la position en particulier, n'est pas sans poser problème. En effet, les FNM sont capables de générer un signal autant pour un allongement passif que pour une contraction volontaire du muscle (Proske, 2006), suggérant la nécessité de mécanismes complexes de traitement de ce signal au niveau du système nerveux central (Allen & Proske, 2006). Ces mécanismes centraux ont récemment été soulignés dans des études montrant que le sens de la position est plus précis lorsque la position articulaire à reproduire est obtenue activement par le sujet que lorsqu'elle l'est passivement, suggérant la participation d'un mécanisme central (sens de l'effort à produire) au sens de la position (Proske, 2006). Les récepteurs musculaires étant en grande partie responsables de la perception de l'effort fourni, ces résultats semblent confirmer le rôle prépondérant des FNM dans le sens de la position, mais la question est toujours débattue. En définitive, la sensibilité proprioceptive

relève de mécanismes physiologiques complexes et les structures du système nerveux impliquées sont nombreuses.

Mise en évidence de la contribution des informations proprioceptives au contrôle de la posture

La contribution des informations proprioceptives au contrôle de la posture bipédique était déjà anticipée par Vierordt dès 1877 (Vierordt, 1877). Selon ses observations, « nous sommes tous conscients de la position des parties de notre corps grâce aux sensations ordinaires transmises par nos muscles ». Depuis, afin d'étudier spécifiquement la contribution de la proprioception dans le contrôle de la posture, on compte essentiellement deux approches possibles.

La première approche consiste à évaluer les performances posturales de patients souffrant de neuropathie sensorielle. En effet, cette pathologie se traduit par une altération, partielle ou complète, de la transmission des informations envoyées par le système somesthésique vers le système nerveux central sans induire d'altération de la commande motrice. A l'image d'autres études menées avec d'autres types de population, les études traitant de l'effet d'une neuropathie sensorielle sur l'activité posturo-cinétique de ces patients (Lajoie et *al.*, 1996) permettent d'alimenter les modèles du comportement moteur et d'aller plus loin, en termes de recherche fondamentale, dans la compréhension de la contribution des informations somesthésiques au contrôle de la posture et du mouvement.

La seconde approche consiste à manipuler expérimentalement les informations proprioceptives par le biais d'une vibration musculaire mécanique. En effet, une vibration mécanique musculaire d'intensité et de fréquence adaptées induit une modification des informations issues des fibres Ia interprétée par le système nerveux central comme un allongement musculaire (Burke et *al.*, 1976 ; Lackner & Levine, 1979 ; Roll & Vedel, 1982 ; Roll et *al.*, 1989). Cette interprétation erronée du système nerveux central entraîne d'une part une illusion de mouvement articulaire et, d'autre part, une contraction du muscle vibré entraînant une modification du contrôle postural de l'individu. Exploitant cette observation, plusieurs études ont analysé l'effet d'une vibration appliquée aux muscles de différentes articulations (Eklund, 1972 ; Pyykkö et *al.*, 1989 ; Kavounoudias et *al.*, 1999 ; Smetanin et *al.*, 2002 ; Magnusson et *al.*, 2006 ; Bove et *al.*, 2007) sur le contrôle postural. Leurs résultats rapportent que l'interprétation par le système nerveux central du signal émis par le muscle vibré est différente selon sa localisation. En effet, l'application de vibrations aux muscles des membres pelviens provoque des réactions correctives de l'ensemble du corps dans un sens opposé au mouvement perçu alors qu'au dessus du bassin, la réaction se fait dans le même sens que le mouvement perçu (Lekhél et *al.*, 1997 ; Ivanenko et *al.*, 1999 ; Kavounoudias et *al.*, 1999 ; Ledin et *al.*, 2003). Deux interprétations de ce phénomène sont possibles : (1) Pour certains auteurs (Lekhél et *al.*, 1997 ; Ivanenko et *al.*, 1999), ce phénomène est lié à l'interaction forte existant entre les informations vestibulaires et proprioceptives cervicales lors du traitement de l'information par le système nerveux central du fait de la nécessité de

connaître les positions relatives de la tête et du tronc pour utiliser les informations vestibulaires de manière efficace. (2) Pour d'autres (Kavounoudias, 1999 ; Bloem et *al.*, 2002), l'explication se trouve dans le rôle fonctionnel différent attribué aux messages proprioceptifs provenant de segments corporels différents. Par exemple, Kavounoudias et *al.* attribuent plutôt une fonction de « régulation », c'est-à-dire d'opposition à la déstabilisation, aux messages proprioceptifs provenant de la partie inférieure du corps, alors qu'ils attribuent plutôt une fonction d'orientation du corps aux informations émanant de la région cervicale.

La sensibilité tactile

La sensibilité tactile est véhiculée par divers mécanorécepteurs (par exemple corpuscules de Meissner, de Pacini, de Ruffini, disques de Merkel...) sensibles à différents stimuli (température, pression, étirement...). Ces récepteurs fournissent au SNC des informations sur le monde extérieur, essentiellement par le biais des mains et des pieds. Les récepteurs cutanés sont les premiers sollicités lors du toucher, bien sûr, mais ils participent également au sens de la position (Moberg, 1983), du mouvement (Moberg, 1983) et de la force (Johansson & Westling, 1984).

Afin d'identifier la contribution des afférences cutanées dans le contrôle de la posture bipédique, les informations tactiles issues de la sole plantaire ont été le plus largement étudiées, mais il faut être conscient que les informations cutanées du reste du corps sont également importantes. Encore une fois, Viervordt (Viervordt, 1877) a identifié très tôt le rôle joué par les informations cutanées plantaires dans le contrôle de la posture debout. Il souligne que « lors des variations de l'équilibre, les différentes parties de la peau de la plante du pied sont comprimées différemment par suite des variations locales des charges » (chapitre 502). Par la suite, la sole plantaire sera même considérée comme une véritable « carte dynamométrique » pour le contrôle de la posture bipédique des sujets (Kavounoudias et *al.*, 1998).

Mise en évidence de la contribution des informations tactiles au contrôle de la posture

Afin de mettre en évidence l'importance des informations cutanées plantaires dans le contrôle de la posture bipédique, diverses méthodes sont utilisées. Une première méthode consiste à évaluer le contrôle de l'équilibre des sujets après avoir éliminé transitoirement les informations issues des récepteurs cutanés plantaires en les ischémiant (Diener et *al.*, 1984b ; Thoumie & Do, 1996), en les hypothermiant (McKeon & Hertel, 2007a,b) ou en les anesthésiant (Meyer et *al.*, 2004a,b ; Thoumie & Do, 1996). Les résultats de ces manipulations montrent que la suppression des afférences cutanées plantaires s'accompagne d'un accroissement significatif de l'instabilité posturale.

Une deuxième méthode consiste en une modification de la surface d'appui (Okubo et *al.*, 1980 ; Maurer et *al.*, 2001), généralement obtenue par l'interposition d'une mousse entre les pieds du sujet et la surface d'appui (e.g., Amblard & Crémieux, 1976 ; Brumagne et *al.*, 2008a,b ; Couillandre et *al.*, 2008;

Fransson et al., 2007; Harringe et al., 2008 ; Horak & Hlavacka, 2001 ; Isableu & Vuillerme, 2006 ; Kapteyn, 1972 ; Leitner et al., 2007 ; Patel et al., 2008a,b ; Straube et al., 1988 ; Vuillerme et al., 2001 ; Wu & Chiang, 1997). Cette manipulation a généralement pour objectif de diminuer la saillance de l'information tactile plantaire, conduisant généralement à une instabilité posturale.

Enfin, une dernière méthode consiste à augmenter la saillance des informations tactiles en utilisant une stimulation mécanique des récepteurs (Priplata et al., 2003, 2006). En effet, lorsque les récepteurs cutanés plantaires sont stimulés par de la vibration (Priplata et al., 2003, 2006), des semelles à picots (Palluel et al., 2008) ou des techniques kinésithérapiques (Vaillant et al., 2008, Bernard-Demanze et al., 2004, 2009), le contrôle de la posture bipédique des sujets est amélioré. De manière intéressante, il est également possible d'augmenter la saillance d'informations tactiles issues d'autres localisations que la sole plantaire, notamment par la pose de bandes adhésives élastiques (Simoneau et al., 1997 ; Vaillant et al., 2008) ou de bandes velcro (Menz et al., 2006).

Les afférences vestibulaires

Le système vestibulaire est classiquement considéré comme le système d'urgence de protection de la chute. Il est constitué par le labyrinthe postérieur qui comprend les systèmes canalaire et otolithique. Pour sa part, le système canalaire est constitué de 3 canaux semi-circulaires par labyrinthe. Ces canaux semi-circulaires signalent les accélérations angulaires de la tête. Quant au système otolithique, il est constitué de l'utricule et du saccule dont les récepteurs réagissent à l'accélération linéaire et ses variations, participant ainsi à la détection de la position de la tête.

Mise en évidence de la contribution des informations vestibulaires au contrôle de la posture

Si la contribution des informations visuelles et somesthésiques au contrôle de la posture bipédique est bien établie, celle des informations vestibulaires reste sujette à discussion. En effet, Fitzpatrick & McCloskey (Fitzpatrick & McCloskey, 1994) rapportent des seuils de sensibilité des canaux semi-circulaires supérieurs aux accélérations des oscillations posturales classiquement observées en posture statique debout non perturbée. Ces résultats suggèrent que le système canalaire n'intervient pas, ou très peu, dans ce type de tâche.

Cependant, d'autres études ont tenté une mise en évidence expérimentale de la contribution des informations vestibulaires au contrôle de la posture bipédique par différents moyens. Le premier de ces moyens a consisté à mettre en évidence une modification du contrôle postural de patients vestibulolésés (e.g., Horak et al., 1990). Encore une fois, le modèle pathologique nous renseigne des mécanismes fondamentaux en jeu dans le contrôle de la posture. Un autre moyen mis en place a consisté en une perturbation expérimentale du vestibule par stimulation galvanique (Cathers et al., 2005), entraînant une dégradation du contrôle postural des sujets sains manipulés, suggérant une contribution possible du système vestibulaire au contrôle de la posture bipédique. Il est important de noter que, pour ces deux études, les modifications posturales étaient observées seulement quand les

informations visuelles et/ou somesthésiques étaient perturbées, confirmant ainsi une étude antérieure de Nashner et *al.* (Nashner et *al.*, 1982) laissant sous-entendre une interdépendance des informations issues du vestibule et celles issues des systèmes visuel et somesthésique.

Pour comprendre ce lien entre le système vestibulaire et les systèmes visuel et somesthésique, il convient d'étudier l'intégration des influx nerveux issus de ces systèmes par les structures sous-corticales et corticales. En effet, si les capteurs sensoriels sont localisés dans différentes parties du corps, l'information qu'ils génèrent converge vers des structures sous-corticales et corticales communes qui contrôlent le système postural par l'intermédiaire de différents réflexes. Parmi ces réflexes, nous retiendrons le réflexe vestibulo-oculaire permettant la stabilisation du regard ainsi que les réflexes vestibulo-spinal et vestibulo-oculo-cervical permettant le contrôle global et le maintien de la posture par leur action sur le réflexe myotatique.

2.2.2. Intégration des informations sensorielles pour le contrôle de la posture bipédique

Comme suggéré précédemment, chacun des trois systèmes visuel, somesthésique et vestibulaire peut contribuer au contrôle de la posture bipédique. Du fait de la grande variabilité de l'environnement, mais également du fait même de l'état du système nerveux qui peut être contraint transitoirement ou définitivement, la contribution de chaque information au contrôle de la posture ne peut pas être fixe (Shumway-Cook & Woollacott, 2007) et des adaptations permanentes sont nécessaires.

Parmi les moyens expérimentaux mis en œuvre afin d'étudier ces adaptations qui traduisent l'organisation des informations sensorielles pour le contrôle de la posture, on peut citer l'Equitest. Il s'agit d'un outil d'exploration et de rééducation de l'équilibre, constitué d'une plateforme de force (fixe ou asservie aux déplacements du centre de gravité du sujet évalué) et d'un décor visuel placé face au sujet (lui aussi fixe ou asservi aux déplacements du centre de gravité du sujet). L'asservissement de la plateforme et du décor aux mouvements du sujet est une caractéristique indispensable de cet outil et permet, via le Test d'Organisation Sensorielle (TOS), d'identifier les stratégies sensorielles préférentiellement utilisées par les sujets (Figure 3). Ce TOS consiste à comparer les capacités posturales d'un sujet lors de 6 conditions expérimentales (maintien de l'équilibre yeux ouverts « C1 », yeux fermés « C2 », yeux ouverts en vision asservie « C3 », yeux ouverts proprioception asservie « C4 », yeux fermés proprioception asservie « C5 », yeux ouverts proprioception et vision asservies « C6 »).

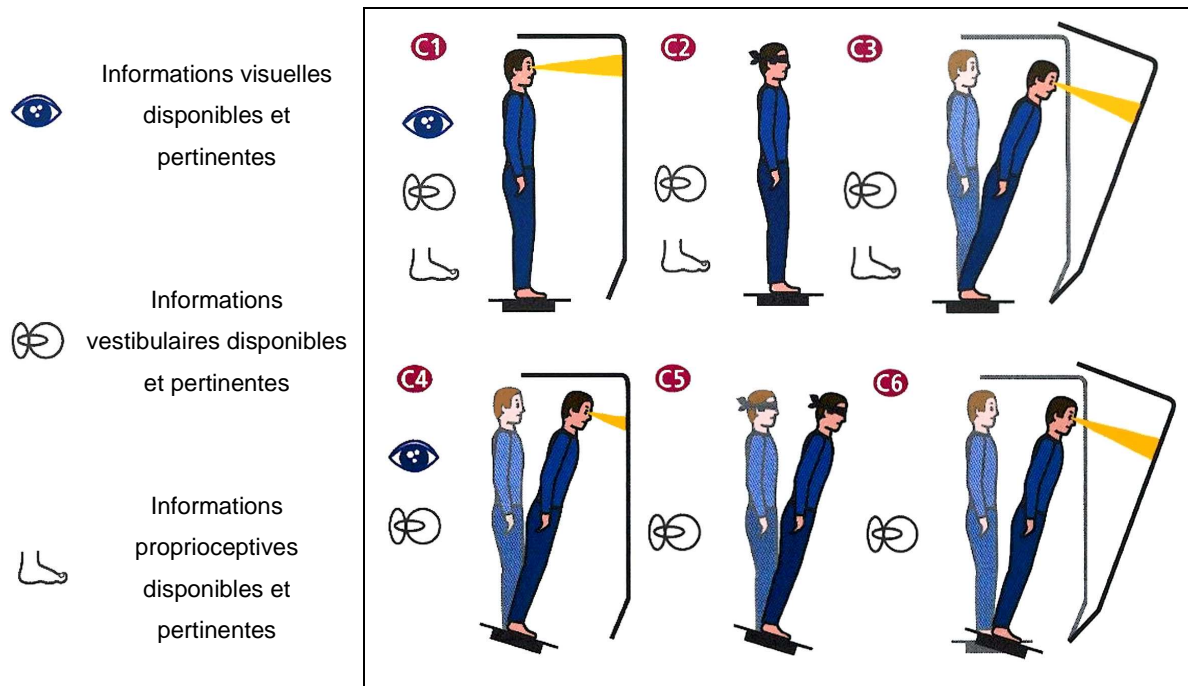


Figure 3. Test d'Organisation Sensorielle

Pour l'ensemble de ces conditions expérimentales, l'asservissement d'une entrée sensorielle a pour objectif de diminuer sa fiabilité/précision. Les capacités de contrôle de la posture bipédique des sujets observées lors du TOS (Nashner et *al.*, 1982 ; Peterka & Black, 1990 ; Woollacott et *al.*, 1986) indiquent clairement que les effets des perturbations induites par la manipulation de plusieurs informations sensorielles ne s'additionnent pas. En effet, les résultats de la littérature suggèrent que chaque entrée sensorielle ne fonctionne pas de manière isolée des autres c'est-à-dire que notre perception est globale et issue de l'intégration sensorielle des informations par le système nerveux central. Cette intégration sensorielle implique une certaine redondance des informations. Cette redondance est positive dans la mesure où les informations issues de chaque entrée sensorielle sont spécifiques et où les seuils de détection et les gammes de fréquence de perception sont différents (Prieto et *al.*, 1996). En d'autres termes, on peut dire que la contribution des différentes entrées dans le contrôle de la posture bipédique est dépendante des conditions dans lesquelles on place le système et que des phénomènes de compensations peuvent intervenir (voir par exemple Horak & MacPherson, 1996 ; Nashner et *al.*, 1982 ; Peterka & Black, 1990 ; Woollacott et *al.*, 1986). La disponibilité et la pertinence des informations issues des différentes entrées sensorielles sont en effet des facteurs déterminant leur contribution dans le processus d'intégration sensorielle. Cette idée a conduit différents auteurs à émettre l'hypothèse d'une « repondération » sensorielle au sein du processus d'intégration sensorielle du système nerveux (e.g., Oie et *al.*, 2002 ; Peterka, 2002 ; Peterka & Loughlin, 2004 ; Vuillerme et *al.*, 2001, 2005).

La repondération sensorielle peut être considérée comme un processus dynamique au cours duquel le système nerveux central doit décider, dans un contexte particulier, quelles informations sont

les plus appropriées et lesquelles ne le sont pas, pour optimiser la réalisation d'une tâche donnée (Oie *et al.*, 2002). Lorsque sa décision est prise, le système nerveux serait capable d'augmenter le poids (ou le gain) des informations pertinentes et diminuer celui de celles qui ne le sont pas (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Si ce processus complexe permet d'optimiser la réponse du système, il est intéressant de noter qu'il présente certaines limites, puisque le poids d'une entrée, même non pertinente, ne peut être réduit à zéro et que les compensations ne permettent souvent que de limiter les effets d'une perturbation, mais pas de les compenser totalement.

Plusieurs études confirment la thèse d'une intégration des informations sensorielles par un processus de repondération (Bronstein, 1986 ; Jeka & Lackner, 1994, 1995 ; Kuo *et al.*, 1998 ; Nashner *et al.*, 1982 ; Peterka, 2002). Dans la majorité de ces études, cependant, la repondération des informations sensorielles était obtenue par une manipulation de l'environnement sensoriel ou de la tâche à réaliser. Compte tenu de l'objectif de prise en charge de personnes souffrant de déficits sensorimoteurs poursuivi au cours de notre travail, il nous semble pertinent et original d'étudier les mécanismes de repondération en manipulant les caractéristiques de l'état du système neuromusculaire propres à l'individu.

2.2.3. La sortie du système : ce qui est contrôlé

Identifier la sortie du système postural consiste à comprendre ce qui est contrôlé par ce dernier. La notion de « contrôle » implique que le système nerveux (1) connaisse l'état actuel du système postural, (2) puisse le comparer à un état désiré et (3) puisse générer des corrections pour atteindre l'état désiré.

Il est désormais admis que les informations issues des capteurs sensoriels cités précédemment sont intégrées par le système nerveux afin de connaître l'état du système (voir les paragraphes précédents).

La comparaison avec un état désiré, quant à elle, se fait au niveau des centres nerveux supérieurs. Cette comparaison avec un état désiré pose la question du paramètre qui est comparé et donc contrôlé. Ainsi, des observations réalisées sur des chats suggèrent que la géométrie des membres est le paramètre principalement contrôlé dans le maintien de l'équilibre (Lacquaniti *et al.*, 1990). Ce paramètre permettrait d'orienter l'axe principal du corps sur la verticale, le positionnement du centre de gravité (CG) étant une conséquence de cette modification d'orientation segmentaire. A l'inverse, plusieurs auteurs s'accordent à dire que la position du CG du corps, correspondant au barycentre des centres de masses des différents segments corporels, est le paramètre prioritairement contrôlé lors d'une posture debout. En effet, leurs résultats montrent que le CG est maintenu à l'intérieur du polygone de sustentation, grâce à une modification de la géométrie corporelle, malgré des perturbations de différentes natures (Mouchnino *et al.*, 1992, 1996 ; Gollhofer *et al.*, 1989 ; Massion *et al.*,

1997). Quoi qu'il en soit, il est important de noter que le contrôle des masses ne peut s'effectuer directement puisque le CG est un point fictif issu d'une construction mathématique.

Enfin, le dernier élément du contrôle est la correction pour atteindre l'état désiré. Cet élément suggère que le contrôle de la posture debout requiert une capacité à produire des forces pour être efficace. Cependant, l'analyse des niveaux de force nécessaires au contrôle de la posture debout (Gu et al., 1996) ou à la récupération d'un déséquilibre (Thelen et al., 2000) montre clairement qu'ils sont très inférieurs aux capacités musculaires des personnes jeunes ou âgées et suggère que ces capacités ne peuvent expliquer les différences posturales observées entre ces deux populations (Gu et al., 1996 ; Hall et al., 1999) dans des conditions normales. De plus, s'il est possible d'observer un contrôle de la posture bipédique dégradé chez des personnes souffrant de faiblesse musculaire, il semble que cette faiblesse soit en lien avec un déficit proprioceptif qui serait le principal responsable de l'altération posturale (Butler et al., 2008).

Les notions de « système postural » et de « contrôle de la posture » présentées, une question intéressante, tant dans le domaine de la recherche fondamentale en neurosciences comportementales et en MPR, est désormais d'en identifier les moyens d'évaluation.

3. Les moyens d'évaluation du contrôle de la posture bipédique

Les modalités d'évaluation du contrôle de la posture bipédique sont nombreuses et présentent toutes des avantages et des inconvénients. Parmi ces modalités, il est possible de distinguer les évaluations cliniques des évaluations instrumentales.

3.1. Les évaluations cliniques

Les évaluations cliniques sont en majorité des échelles d'évaluation de l'équilibre ou des épreuves cliniques (voir Vaillant, 2004 pour une revue).

Les échelles, d'une part, associent des items de difficulté croissante et sont remplies par le thérapeute selon sa perception de la difficulté avec laquelle le sujet effectue la tâche. Cette tâche consiste généralement en un maintien ou un changement de posture. On trouve par exemple, parmi les échelles, celle décrite par Berg (Berg, 1989), consistant à étudier 14 mouvements de la vie quotidienne impliquant des tâches de station assise, de station debout sur sol dur ou sur un carré de mousse et de transferts de positions. Une autre échelle d'évaluation, très utilisée, est celle dite de Tinetti cherchant à établir une évaluation globale de l'équilibre par le biais de 13 items d'évaluation de l'équilibre. L'objectif initial recherché par Tinetti était de suivre l'évolution des patients avec un instrument sensible, ne nécessitant pas d'équipement, étant utilisable avec un minimum d'expérience et reflétant les activités quotidiennes des patients (Tinetti, 1986).

Les épreuves cliniques, d'autre part, consistent à demander le maintien d'une posture ou la recherche d'une limite de stabilité au patient, les indicateurs de performance étant temporels ou spatiaux, respectivement. On décrit par exemple les épreuves chronométrées en appui bipodal et monopodal (inspirées du test de Romberg) et les *Functional Reach Test* et *Lateral Reach Test* sollicitant une adaptation posturale à travers un déséquilibre intrinsèque.

Si ces tests cliniques présentent l'avantage d'être rapide à mettre en oeuvre, peu coûteux et facile d'interprétation (Pérennou et al., 2005), ils fournissent cependant une information limitée sur la ou les causes présumées de l'altération du système postural et doivent donc être, dans la mesure du possible, complétés par une évaluation instrumentale des capacités de contrôle de la posture bipédique (Pelissier & Blayac, 1993).

Nom	Symbole	Description	Unité
Les échelles			
Berg Balance Scale	BBS	14 situations posturales statiques et dynamiques, cotées chacune selon 5 niveaux de 0 (aucune difficulté d'exécution) à 4 (incapacité d'exécuter).	Le score total varie de 0 à 56
Test de Tinetti (équilibre)	TT équilibre	13 tâches posturales cotées chacune selon trois niveaux (normal, adaptatif et anormal) correspondant à des scores respectifs de 1, 0.5 et 0.	Le score total varie de 0 à 13
Les épreuves chronométrées			
Fraitley and Injuries Cooperative Study of Intervention Techniques	FICSIT	Temps de maintien postural obtenus par un sujet dans différentes postures (bipodale pieds parallèles, semi-tandem et tandem, et unipodale), les yeux ouverts puis fermés.	seconde
Sensory Organisation Test	SOT	Temps de maintien postural obtenus par un sujet dans différentes conditions de support (mousse et dur) et de vision (yeux ouverts, yeux fermés et vision stabilisée).	seconde
Les épreuves de limites de stabilité			
Functional Reach Test	FRT	Distance entre la position bras tendu debout vertical, et la position penché vers l'avant au maximum sans décoller les pieds.	centimètre
Lateral Reach Test	LRT	Distance entre la position bras tendu en abduction à 90° (le sujet dos à un mur, pieds écartés de 10 cm et divergents de 30°) et la distance maximale atteinte par l'index lorsque le sujet se penche sur le côté.	centimètre

Tableau 1. Synthèse des principales évaluations cliniques du contrôle de la posture

3.2. Les évaluations instrumentales

Les évaluations instrumentales du contrôle de la posture bipédique requièrent l'utilisation de matériel évaluant les déplacements du CG (vidéographie ou accélérométrie) et/ou du centre des pressions plantaires (CP) (posturographie) (Yelnik & Bonan, 2008).

L'analyse du déplacement du CG du corps et/ou d'autres repères anatomiques, d'une part, fournit des informations pertinentes concernant la nature des oscillations posturales. Cette analyse ne peut se faire que grâce à du matériel spécialisé dans l'analyse du mouvement (généralement des systèmes vidéographique ou accélérométrie) et présente comme limite la nécessaire reconstruction de la position des CG.

L'évaluation posturographique, d'autre part, consiste à analyser les déplacements du CP d'une personne debout. Le CP représente le point d'application de la résultante des forces de réaction exercées par le sujet pour maintenir son équilibre (Bouisset & Maton, 1995). Par conséquent, l'étude du déplacement du CP traduit les capacités de contrôle de l'équilibre du sujet. L'analyse du déplacement du CP est permise par le biais d'une plateforme de force ou d'une nappe de pressions plantaires. L'avènement de l'informatique a permis le développement de ce type de système d'analyse qui est aujourd'hui couramment utilisé. Il existe différents types de plateformes, certaines étant stables et

d'autres instables ou vibrantes. Notre travail traitant du contrôle de la posture bipédique non perturbée, nous ne considérerons que les plateformes stables dans la suite de ce manuscrit. Ces plateformes stables sont généralement composées d'un plateau rigide reposant sur des transducteurs à quartz ou sur des jauges de contrainte. Elles fournissent des mesures des forces verticales, parfois aussi des forces de cisaillement horizontales, permettant de calculer les coordonnées du CP et de suivre ses variations dans le temps. Il est important de noter que des nappes de pression, constituées d'un assemblage de résistances de détection de force (polymères piézo-électriques), peuvent également être utilisées pour déterminer les coordonnées, donc le déplacement, du CP.

Les paramètres recueillis au cours d'une évaluation sont bien entendu dépendants de son type. En ce qui concerne l'évaluation des déplacements du CP en posture bipédique par l'intermédiaire d'une plateforme de force, de nombreux paramètres posturaux ont été décrits (Tableau 2, page 38).

Parmi ces paramètres, on retrouve premièrement ceux issus d'une analyse linéaire conventionnelle des caractéristiques spatio-temporelles de la trajectoire du CP. On décrit par exemple la surface, la vitesse ou l'amplitude du déplacement du CP. Ces paramètres renseignent de différents aspects des capacités de contrôle de la posture bipédique. Ainsi, la surface est classiquement utilisée afin de rendre compte de la performance globale à la tâche posturale, la vitesse traduit les moyens mis en place pour atteindre cette performance (Geurts et al., 1993 ; Maki et al., 1990) et l'amplitude est associée à l'instabilité posturale (Horak et al., 1989).

La trajectoire du CP peut non seulement être analysée dans le domaine spatio-temporel, mais également dans le domaine fréquentiel à l'aide, par exemple, d'une transformée de Fourier (McClenaghan et al., 1996). L'analyse spectrale qui en résulte permet alors de décrire des paramètres tels que la racine quadratique moyenne et la fréquence de la puissance moyenne (Ferdjallah et al, 1999 ; Rougier, 2001) qui traduisent de l'amplitude et de la fréquence privilégiée à laquelle s'effectue l'oscillation posturale.

Au-delà de cette analyse linéaire, il a été montré que les signaux stabilométriques recueillis lors d'une tâche de contrôle de la posture bipédique pouvaient provenir d'un système dynamique non-linéaire (Collins & De Luca, 1993 ; Gagey et al., 1998). Collins & De Luca (Collins & De Luca, 1993) ont émis l'hypothèse que le maintien de la posture est le résultat d'un équilibre dynamique du corps sous l'effet d'oscillations continues, le déplacement du CP étant une réalisation particulière d'un processus stochastique. Une description des propriétés stochastiques des déplacements du CP est alors possible à l'aide de différents outils mathématiques (Collins & De Luca, 1993, Baratto et al., 2002). Pour comprendre ces propriétés, il faut garder à l'esprit que le signal stabilométrique est un ensemble de N points (N dépend de la fréquence d'échantillonnage et de la durée d'acquisition) séparés par $N-1$ intervalles de temps. Il est alors possible d'exprimer la distance moyenne parcourue par le CP dans l'ensemble des intervalles de temps qui séparent toutes les positions échantillonnées distantes du même nombre, m ($1 \leq m \leq N-1$), d'intervalles élémentaires. Si l'on élève cette distance au carré, il est possible de construire

une représentation graphique, nommée variogramme, de cette distance quadratique moyenne en fonction du nombre d'intervalles de temps utilisés pour la calculer. Les variogrammes traduisant la trajectoire du CP sont constitués, de manière caractéristique, d'une succession de 2 portions de droites de pentes différentes. Le point d'intersection de ces droites permet de déterminer le point critique, pour lequel on identifie (1) la distance quadratique moyenne ($\langle \Delta x^2 \rangle$) parcourue avant que le sujet n'initie une correction et (2) l'intervalle de temps (Δt) mis par le sujet pour initier cette correction. Si l'on exprime le variogramme par des échelles logarithmiques, il est alors possible de déterminer le degré de contrôle de la trajectoire du CP par les coefficients d'échelles de courte et de longue latence. Sans entrer dans les détails de la méthode utilisée pour calculer ces paramètres, il faut noter qu'ils pourraient traduire des mécanismes de contrôle différents : le processus de courte durée (coefficient d'échelle de courte latence) pourrait être interprété comme la traduction des mécanismes en boucle ouverte, alors que le processus de longue durée (coefficient d'échelle de longue latence) pourrait être interprété comme la traduction des mécanismes en boucle fermée, du contrôle du déplacement du CP (Collins & De Luca, 1993). Ces interprétations restent cependant soumises à controverse (Delignières, 2006 ; Delignières et *al.*, 2003).

De manière générale, quelles que soient les analyses réalisées sur les déplacements du CP et du CG, elles peuvent être décomposées selon les deux plans directionnels : antéropostérieur (AP ou frontal) et médiolatéral (ML ou sagittal).

Nom	Symbole	Description	Unité
Paramètres issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire du CP			
Surface	Surf	Aire couverte par la trajectoire du CP, avec un intervalle de confiance de 90%.	mm ²
Amplitude maximale	Amax	Distance entre les deux positions du CP les plus éloignées au cours de l'enregistrement.	mm
Variance de la position	Var	Degré de variation des positions du CP autour de sa position moyenne calculée sur la durée de l'essai.	mm ²
Vitesse moyenne	Vmoy	Rapport entre la distance totale parcourue par le CP et le temps d'enregistrement.	mm.s ⁻¹
Vitesse maximale	Vmax	Valeur maximale de la dérivée du déplacement du CP par le temps.	mm.s ⁻¹
Paramètres issus d'une analyse spectrale de la trajectoire du CP			
Racine quadratique moyenne	RMS	Amplitude moyenne des déplacements du CP indépendamment de la fréquence. Elle traduit des caractéristiques spatiales de l'oscillation.	mm
fréquence de la puissance moyenne	Fmoy	Fréquence moyenne du spectre. Elle traduit la fréquence privilégiée à laquelle se fait l'oscillation.	Hz
Paramètres issus d'une analyse non-linéaire de la trajectoire du CP			
Distance quadratique moyenne	$\langle \Delta x^2 \rangle$	Distance quadratique moyenne parcourue avant que le sujet n'initie une correction au déséquilibre.	mm ²
Intervalle de temps	Δt	Temps moyen nécessaire pour que le sujet initie une correction au déséquilibre.	s
Coefficient d'échelle de courte latence	H _{c/}	Degré de corrélation entre les positions passées et futures pour un $t < \Delta t$. Il pourrait traduire le degré de contrôle investi dans la trajectoire du CP avant que le sujet n'initie une correction au déséquilibre.	
Coefficient d'échelle de longue latence	H _{//}	Degré de corrélation entre les positions passées et futures pour un $t > \Delta t$. Il pourrait traduire le degré de contrôle investi dans la trajectoire du CP après que le sujet ait initié une correction au déséquilibre.	

Tableau 2. Synthèse des principaux paramètres posturographiques issus de l'analyse de la trajectoire du centre de pression

3.3. Qualités métrologiques et ergonomiques d'une évaluation clinique

L'évaluation des méthodes de mesure est aujourd'hui une priorité nationale, en particulier pour les professionnels de santé. Pour atteindre le double objectif d'amélioration de la qualité des soins et de réduction des dépenses de santé, il est nécessaire de disposer de moyens de mesure possédant certaines propriétés métrologiques et ergonomiques. Nous entendons par propriétés métrologiques, l'ensemble des propriétés qui déterminent la « qualité de mesure [qu'un instrument] procure » (Lepègle & Coste, 2002, page 41). Ces propriétés constituent un pré-requis fondamental à l'utilisation d'un outil de mesure. Parmi ces propriétés, « la fiabilité et la validité sont les deux qualités essentielles qui devront être considérées » (Fortin et al., 1996, page 113). La fiabilité d'un test renseigne sur sa « capacité [...] à fournir une mesure stable et reproductible lorsque l'évaluation est réalisée à des moments différents, la condition du sujet étant assumée stable par ailleurs » (Fortin et al., 1996, page 113), alors que sa validité « permet d'évaluer jusqu'à quel degré nous avons exprimé la vérité au moyen de l'outil employé » (Fortin et al., 1996, page 116). Différentes méthodes sont utilisées pour appréhender ces deux propriétés métrologiques.

En ce qui concerne la fiabilité, d'une part, l'intervention ou non de(s) l'expérimentateur(s) dans la réalisation du test conduit à des notions différentes de la fiabilité (inter-juges, intra-juges, test-retest). Les évaluations instrumentales du contrôle de la posture bipédique requérant une intervention de l'expérimentateur ou du clinicien qui se limite généralement à la consigne donnée, la fiabilité test-retest semble la plus appropriée.

En ce qui concerne la validité, d'autre part, le test doit à la fois rendre compte de la réalité sous-jacente et fournir de l'information sur le niveau de performance des sujets. Cette validité s'exprime sous différentes formes, évaluées selon une méthodologie spécifique (Fortin et al., 1996). La *validité d'apparence*, premièrement, est soumise au seul jugement logique des sujets pour appréhender si le test évalue bien l'entité à évaluer. La *validité de critère*, deuxièmement, nécessite la comparaison à un critère externe de référence (gold standard). La *validité de construit*, enfin, implique un processus au cours duquel l'évidence s'accumule au fur et à mesure des expériences.

Dans la mesure où l'analyse posturographique est considérée comme le critère (gold standard) d'évaluation posturale en conditions statiques, en recherche fondamentale comme en clinique, pour rendre compte des mécanismes de contrôle de la posture bipédique, lui conférant de fait une bonne validité d'apparence, nous nous focaliserons, au cours de ce travail doctoral, sur la validité de construit. Il s'agit en outre de « la facette la plus importante de la notion de validité [puisqu'] elle permet de dégager au mieux la signification réelle du concept mesuré [...] en le distinguant des concepts voisins » (Fermanian, 2005, page 287).

Classiquement, cette validité de construit s'établit selon un processus intégrant 3 étapes :

(1) la validité de construit *par groupes extrêmes*, pour laquelle un score significativement différent, doit être obtenu entre deux groupes dont la différence est cliniquement évidente pour l'entité mesurée ;

(2) la validité de construit *convergente*, pour laquelle l'outil évalué doit être comparé à d'autres mesures existantes représentant le même concept, et ;

(3) la validité de construit *discriminante*, traduisant la qualité d'un outil à ne pas être associé à des variables avec lesquelles il ne devrait théoriquement pas l'être.

Si d'une manière générale, ces deux critères de fiabilité et de validité sont des pré-requis nécessaires à l'utilisation d'un instrument de mesure (Fortin et al., 1996), ils ne sont pas suffisants. De manière complémentaire, en effet, dans un souci d'application clinique de l'évaluation instrumentale du contrôle de la posture bipédique, il est également nécessaire que les paramètres caractérisant ce contrôle soient utiles et utilisables par le clinicien.

Le critère d'utilité, d'une part, désigne la capacité d'un objet à nous permettre d'atteindre un but visé (Tricot & Tricot, 2000). Le critère d'utilisabilité, d'autre part, peut être défini comme « le degré selon lequel un produit peut-être utilisé, par des utilisateurs identifiés, pour atteindre des buts définis avec efficacité, efficience et satisfaction, dans un contexte d'utilisation spécifié » (Norme ISO 9241-18). En d'autres termes et de manière non exhaustive, un produit utilisable est un produit qui donne l'effet attendu, avec le minimum d'effort et le maximum de satisfaction pour l'utilisateur, c'est-à-dire qu'il soit facile d'apprentissage et d'utilisation. Les moyens classiques d'évaluation de l'utilisabilité sont de deux types : Les tests d'utilisabilité, consistant à observer directement l'utilisateur en train de se servir de l'application, et les évaluations subjectives de l'utilisabilité, évaluée par le biais de questionnaires.

Concernant l'évaluation du contrôle de la posture bipédique, si les cliniciens doivent bénéficier des bases théoriques, actualisées selon l'*evidence based practice*, au cours de leur cursus de formation, l'évolution rapide et permanente des protocoles et des paramètres d'évaluation complique leur adaptation au monde de la clinique. Dans ce contexte, un critère essentiel à l'acquisition et l'utilisation des protocoles et des paramètres d'évaluation du contrôle de la posture bipédique en pratique clinique est leur utilité et leur utilisabilité. Cependant, à notre connaissance, ces deux qualités n'ont fait l'objet d'aucune étude.

3.4. Qualités métrologiques de l'évaluation posturographique

Différentes études ont d'une part cherché à établir la fiabilité des paramètres issus du déplacement du CP pour caractériser le contrôle de la posture bipédique. L'analyse critique de ces études, présentées de manière synthétique dans le Tableau 3 (page 43), suggère que, bien qu'il soit difficile de comparer ces résultats entre eux du fait des différences de procédures d'évaluation de la

posture bipédique, trois facteurs au moins, à savoir (1) l'instruction délivrée aux sujets, (2) la durée et (3) le nombre d'essais réalisés, peuvent influencer le degré de fiabilité des paramètres posturaux recueillis.

En effet, concernant l'instruction délivrée au sujet tout d'abord, de nombreuses études ont évalués l'effet de l'instruction, en termes d'orientation du focus attentionnel du sujet, sur le comportement moteur en général (voir Wulf & Prinz, 2001, pour une revue), et le contrôle de la posture en particulier (e.g., McNevin *et al.*, 2003; Vuillerme & Nafati, 2007 ; Wulf *et al.*, 2001, 2004 ; Zok *et al.*, 2008). Par exemple, une étude récente (Zok *et al.*, 2008) indique que les sujets démontrent un moins bon contrôle de la posture bipédique lorsqu'il leur est demandé de rester « debout détendu » que lorsqu'il leur est demandé de rester « le plus immobile possible ». Nous retiendrons donc cette dernière consigne, à savoir « tenez vous debout le plus immobile possible » (Zok *et al.*, 2008), pour notre évaluation des capacités de contrôle de la posture bipédique

L'effet de la durée des essais caractérisant le contrôle de la posture bipédique sur les paramètres posturographiques recueillis, a lui aussi fait l'objet de nombreuses études (e.g. Carpenter *et al.*, 2001 ; Doyle *et al.*, 2007 ; Lafond *et al.*, 2004 ; Le Clair & Riach, 1996) dont les protocoles varient considérablement, allant de 10 à 120 secondes d'acquisition par essai (voir Tableau 3, page 43). L'étude de Le Clair & Riach (Le Clair & Riach, 1996) avait en outre pour objectif d'étudier l'effet de la durée de l'essai sur la fiabilité test-retest des paramètres posturographiques. L'évaluation de cette qualité métrologique selon le nombre d'essais est particulièrement intéressante et leurs résultats suggèrent que 30 secondes d'acquisition permettent d'obtenir une bonne fiabilité des paramètres posturographiques selon les deux axes médiolatéral et antéropostérieur. Dans une perspective d'application en clinique de prise en charge des personnes déficientes, connues pour être fatigables aux niveaux physique et attentionnel, nous avons choisi de retenir cette durée d'acquisition de 30 secondes.

En ce qui concerne le troisième facteur enfin, aucune étude, à notre connaissance, n'a spécifiquement évalué l'effet du nombre d'essais sur la fiabilité test-retest des paramètres posturographiques issus de l'analyse du CP. Ce facteur est pourtant connu pour avoir une influence sur la fiabilité de l'entité mesurée (e.g., Monaghan *et al.*, 2007 ; Pinsault *et al.*, 2008b). Une de nos études expérimentales sera spécifiquement menée pour répondre à cette problématique.

L'établissement de la validité des différents paramètres posturographiques issus de l'analyse de la trajectoire du CP pour caractériser le contrôle de la posture bipédique a d'autre part, elle aussi, fait l'objet de plusieurs études (e.g., Chiari *et al.*, 2002 ; Prieto *et al.*, 1996). L'analyse posturographique étant, comme nous l'avons évoqué précédemment, considérée comme le critère (gold standard) de l'évaluation de la posture bipédique, l'établissement de la seule validité de construit, est généralement l'objet de ces études (e.g., Benvenuti *et al.*, 1999 ; Chiari *et al.*, 2002 ; Prieto *et al.*, 1996), et en particulier :

(1) la validité de construit par groupes extrêmes, généralement établie par des études dont l'objectif principal est de déterminer quel paramètre posturographique (s'il en est) issu de l'analyse de

la trajectoire du CP, discrimine le contrôle de la posture bipédique de personnes jeunes saines à celui de personnes connues pour présenter des troubles posturaux, telles que les personnes âgées saines. C'est par exemple le cas de l'étude de Prieto et *al.* (Prieto et *al.*, 1996) dont l'objectif était spécifiquement d'évaluer la sensibilité des paramètres posturographiques (issus des déplacements du CP) à détecter les modifications du contrôle de la posture liées à l'âge.

(2) la validité de construit discriminante, généralement établie par des études démontrant que les paramètres utilisés ne différencient pas le contrôle de la posture de population pour lesquelles ce contrôle n'a pas de raisons d'être différent. C'est par exemple le cas de l'étude de Chiari et *al.* (Chiari et *al.*, 2002) montrant aucune différence de contrôle de la posture en fonction du genre, normalisation faite des données anthropométriques.

Si nous ne mentionnons ici en exemple que deux études, il faut noter que les effets du genre et de l'âge sur le contrôle de la posture bipédique ont été très largement étudiés (e.g. Black et *al.*, 1982 ; Era & Heikkinen, 1985 ; Fujita et *al.*, 2005 ; Hageman et *al.*, 1995 ; Hasselkus & Shambes, 1975 ; Kinney LaPier et *al.*, 1997 ; Kolleger et *al.*, 1992 ; Maki et *al.*, 1990 ; McKeon & Hertel, 2008 ; Prado et *al.*, 2007 ; Prieto et *al.*, 1996). Cependant, il faut également rappeler que la validité ne s'obtient que lorsque les évidences s'accroissent au fur et à mesure des expériences et des études. De plus, ces différentes études évaluant les effets du genre et de l'âge sur le contrôle de la posture bipédique utilisent des procédures expérimentales différentes, connues pour influencer les valeurs des paramètres posturaux obtenus par les sujets, soulignant la nécessité de valider chacun des nouveaux protocoles expérimentaux mis en place.

Partie 1 – Introduction générale

Etude	Pop (n)	Conditions	Variables	T (s)	Essai	Statistique	Résultats
Goldie et al., 1989	Jeunes sains (28)	1 Pied ; 2 Pieds ; YO ; YF ; Tandem	MLpos ; APpos	32	1	Régression linéaire	Pour 2 pieds-YO: ML=0.30; AP=0.11
Geurts et al., 1993	Jeunes sains (8)	YO ; VF ; YF	RMSa; RMSv; Amplitude	20	10	Coefficient de Variation	RMSa=36% (ML),33% (AP); RMSv=35% (ML),20% (AP); Amax=32% (ML),27% (AP)
Mattacola et al., 1995	Jeunes sains (12)	1 Pied; 2 Pieds; YO; YF	Sway Index	10	10	CCI	Pour 2 pieds-YF, CCI=0.06
Samson & Crowe, 1996	Sujets sains (15)	PJ: YO-YF Pieds alignés: YO-YF	Vmoy	60	10	Coefficient de Variation	Pour PJ-YF: CV=10.53%
Le Clair & Riach, 1996	Jeunes sains (25)	PJ: YO-YF Romberg: YO-YF	SDpos; Vmoy	10,20,30,45 et 60	1	Reliability Coefficient	MLSDpos = 0.81; APSDpos = 0.86; Vmoy = 0.84
Benvenuti et al., 1999	Personnes âgées (36)	PJ; Pieds écartés; Ferme; Mousse; YO; YF	MLpos; APpos Vmoy	20	1	CCI	Pour YF-Pieds écartés: CCI=0.78 (MLpos), 0.83 (APpos), 0.71 (Vel)
Carpenter et al., 2001	Jeunes sains (49)	YO	MLpos; APpos SDpos	120, analysés en 15, 30, 60 et 120	3	CCI	Selon la durée: CCI=0.86 à 0.91 pour MLpos; CCI=0.75 à 0.85 pour APpos; CCI=0.58 à 0.74 pour MLSDpos; CCI=0.32 à 0.73 pour APSDpos
Rogind et al., 2003	Jeunes sains (29)	Pieds Parallèles; Romberg YO; YF	Vmoy Amplitude Sway Index	25	1	Coefficient de Variation	Selon les conditions et les variables, CV de 0.13 à 0.23
Lafond et al., 2004	Personnes âgées (7)	Pieds écartés YO	Surface; Amplitude; RMSa; Vmoy	120 analysés en 30, 60 et 120	9	CCI	Pour 1 essai de 30 sec: CCI=0.22 (Surface); 0.44 (AmplML); 0.29 (AmplAP); 0.35 (RMSaML); 0.39 (RMSaAP); 0.87 (VmoyML); 0.73 (VmoyAP)
Doyle et al., 2005	Jeunes sains (30)	YO; YF Ferme; Mousse	Amplitude Vmax Surface	10	3	CCI; Coefficient de Variation	CCI=0.51 (AmplML); 0.65 (AmplAP); 0.19 (VmaxML); 0.58 (VmaxAP); 0.95 (Surface)
Doyle et al., 2007	Jeunes sains (15)	YO; YF	SDpos; Surface Vmoy	90 analysés en 30, 60 et 90	10	G-coefficient	Pour des essais de 30 s selon le nombre: G=0.32 à 0.61 pour MLSDpos; G=0.30 à 0.65 pour APSDpos; G=0.64 à 0.93 pour Voy; G=0.33 à 0.60 pour la surface
Santos et al., 2008	Jeunes sains (12)	Pieds Parallèles; YO; YF	MLpos; APpos SDpos Vmoy; Amplitude Surface	60	4	G-coefficient	G=0.37 (MLpos); 0.52 (APpos); 0.40 (MLSDpos); 0.50 (APSDpos); 0.61 (AmplML); 0.78 (AmplAP); 0.46 (VmoyML); 0.38 (VmoyAP); 0.52 (Surface)

Tableau 3. Revue de la littérature traitant de la fiabilité de paramètres issus de l'analyse de la trajectoire du CP

Abréviations: N = nombre de sujets. YO= Yeux Ouverts; VF= Vision Floutée; YF= Yeux Fermés; PJ= Pieds Jointés; ML= mediolatéral; AP= anteropostérieur; MLpos= position moyenne du CP en ML; APpos= position moyenne du CP en AP; MLSDpos= écart-type de MLpos; APSDpos= écart-type de APpos; RMSa= root mean square de l'amplitude; RMSv= root mean square de la vitesse; Vmax= vitesse maximale; Vmoy= vitesse moyenne ; CCI= coefficient de corrélation intraclasse

4. Les moyens de prises en charge des troubles posturaux

Si l'on considère le système postural décrit précédemment, il est possible que les troubles posturaux se manifestent sur ses deux fonctions. En effet, le trouble peut être lié soit à un défaut d'orientation, soit de stabilisation, soit des deux. Quelle que soit la fonction mise en jeu, les troubles posturaux peuvent en outre se manifester aux différents niveaux du système postural. En effet, ils peuvent être liés à (1) un défaut de perception des récepteurs périphériques, (2) un défaut dans l'acheminement de l'information du récepteur au SNC, (3) un défaut de traitement de cette information par le SNC, (4) un défaut dans la correction motrice à réaliser commandée par le SNC ou (5) un déficit moteur au niveau des muscles effecteurs. Bien que le bon fonctionnement de l'ensemble de la boucle du système postural soit indispensable à un contrôle postural efficace, ce travail doctoral ne sera consacré qu'au versant perceptif des troubles posturaux.

Si l'on considère l'aspect perceptif des troubles posturaux, l'essentiel de la prise en charge rééducative consiste à augmenter/améliorer/faciliter l'intégration des informations sensorielles. Or, comme nous l'avons évoqué dans la description du fonctionnement du système postural, l'intégration des informations sensorielles dépend de la pertinence des informations fournies par les récepteurs périphériques. En rééducation, il est possible d'utiliser des moyens conventionnels et/ou instrumentaux pour manipuler cette pertinence.

4.1. Prises en charge conventionnelles

Les moyens de prises en charge conventionnelles utilisés en rééducation dépendent du système sensoriel sur lequel on souhaite intervenir. En ce qui concerne les informations visuelles, il semble difficile, en dehors d'une correction par des appareils ou une chirurgie, d'en augmenter la précision et la fiabilité. En revanche, concernant les systèmes somesthésique et vestibulaire, plusieurs moyens sont à notre disposition.

Parmi les moyens d'amélioration du contrôle postural par manipulation de l'entrée somesthésique, on retrouve des techniques kinésithérapiques comme les étirements, massages et mobilisations de différents segments corporels (membres inférieurs et région cervicale), qui ont démontré leur efficacité dans l'amélioration du contrôle de la posture de sujets jeunes (Pinsault, 2005 ; Vaillant, 2004 ; Vaillant et *al.*, 2006), âgés (Vaillant, 2004) et souffrant de neuropathie périphérique (Bernard-Demanze, 2005 ; Bernard-Demanze et *al.*, 2009). La sole plantaire étant un point essentiel de l'entrée somesthésique pour le contrôle de la posture bipédique, les techniques de pédicurie-podologie et l'équipement des chaussures par des semelles orthopédiques adaptées devraient également être efficaces pour améliorer le contrôle de la posture bipédique. En effet, une étude récente a, par exemple, montré l'efficacité d'une stimulation mécanique de la sole plantaire par le port de semelles à picots pour l'amélioration du contrôle de la posture bipédique de sujets jeunes et âgés (Palluel et *al.*, 2008).

Parmi les moyens de prise en charge des troubles posturaux lorsqu'ils sont d'origine vestibulaire, on retrouve des techniques classiques de rééducation vestibulaire visant à contraindre le patient à utiliser différentes entrées sensorielles pour réaliser une tâche donnée. Les techniques de stimulations optocinétiques (e.g., Loader *et al.*, 2007) ou des méthodes de rééducation plus globale (e.g., Black & Pesznecker, 2003 ; Hall & Cox, 2009) ont en effet démontré leur efficacité dans l'amélioration des performances posturales des sujets atteints de lésion vestibulaire.

Une des limites des prises en charge conventionnelles, nécessitant la présence d'un thérapeute, est qu'elle n'est pas utilisable de manière routinière. Un moyen d'améliorer l'intégration sensorielle de manière plus *permanente et accessible*, pour le contrôle de la posture bipédique de patients souffrant de troubles posturaux d'origine perceptive, est l'utilisation de dispositifs de suppléance perceptive.

4.2. Prise en charge par l'utilisation de dispositifs de suppléance perceptive

D'une manière générale, un système de suppléance perceptive se compose de trois éléments distincts (Figure 4) : des capteurs (1) permettent la conversion d'une forme d'énergie (photonique, sonore, mécanique ou autre) en signaux interprétables par un système de couplage (2) qui est responsable de l'activation coordonnée de stimulateurs (3). Si l'on considère l'indépendance relative de ces trois éléments, ainsi que la grande diversité des types de capteurs et d'actionneurs disponibles à l'heure actuelle, de nombreux systèmes de suppléance perceptive existent (Lenay *et al.*, 2000, pour une liste non exhaustive) ou sont envisageables. Ces dispositifs sont conçus pour répondre à des objectifs spécifiques, de recherche fondamentale (étude de la cognition, des processus et des procédures d'apprentissage) et/ou de recherche appliquée (aide aux handicapés, ergonomie des interfaces, performances artistiques et ludiques).

Pour les dispositifs de suppléance perceptive répondant spécifiquement à l'amélioration du contrôle de la posture bipédique par exemple, on trouve essentiellement des capteurs de pressions plantaires et des capteurs accélérométriques. Le signal recueilli au moyen de ces capteurs est ensuite codé puis transmis au sujet via une image (biofeedback visuel), un son (biofeedback auditif) ou une stimulation tactile (biofeedback tactile) (voir Dozza, 2006 pour une revue).

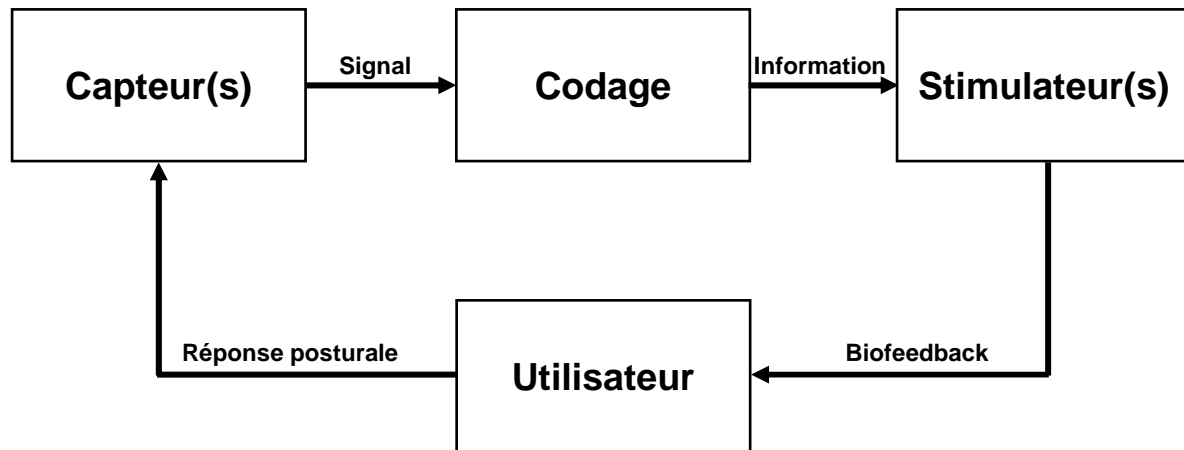


Figure 4. Architecture d'un dispositif de suppléance dédié à la prise en charge des troubles posturaux

Selon nous, parmi les dispositifs de suppléance perceptive existants (Betker *et al.*, 2006 ; Dault *et al.*, 2003 ; Davide *et al.*, 2005 ; de Haart *et al.*, 2005 ; Dozza *et al.*, 2005a,b, 2007 ; Femery *et al.*, 2004 ; Lajoie, 2004 ; Pinsault & Vuillerme, 2008c ; Rougier, 2005 ; Shumway-Cook, 1988 ; Sihvonen *et al.*, 2004 ; Van Peppen *et al.*, 2006 ; Wu, 1997 ; Yavuzer *et al.*, 2006) très peu sont satisfaisants d'un point de vue ergonomique et esthétique, ce qui confine leur utilisation à la recherche fondamentale pure ou à la prise en charge de la personne déficiente dans des tâches « artificielles » et statiques réalisées en laboratoire³. En particulier, la plupart des dispositifs existants relayent l'information par le biais du canal auditif ou visuel, ce qui empêche l'utilisateur de percevoir et d'utiliser les signaux extérieurs, visuels ou auditifs pour l'exécution de tâches concurrentes.

Un autre type de dispositif de suppléance perceptive, le « Tongue Display Unit » (TDU) (Bach-y-Rita *et al.*, 1998), a cependant été mis au point. Ce dispositif a été conçu par le Professeur Bach-y-Rita (Figure 5) du Centre des Neurosciences de l'Université du Wisconsin (USA).

Il s'agit d'un dispositif de suppléance sensorielle visuo-tactile, initialement destiné aux personnes déficientes visuelles (Bach-y-Rita *et al.*, 1998 ; Bach-y-Rita & Kercel, 2003 ; Bach-y-Rita, 2004 ; Kupers *et al.*, 2006 ; Kupers & Ptito, 2004 ; Ptito & Kuepers, 2005 ; Ptito *et al.*, 2005 ; Sampaio *et al.*, 2001). Son principe est de transformer une image, captée par une caméra, en une « image tactile » transmise par une matrice d'électrostimulation en contact avec la surface supérieure de la langue.

³ « ... many technological hurdles remain before those devices can be used in daily life » (Renier & De Volder, 2005, p. 497).



Figure 5: Photographie du Dr Paul Bach-y-Rita

L'utilisation de la langue comme localisation de la stimulation peut surprendre mais ce choix est justifié par deux raisons principales.

La première raison est en rapport avec les caractéristiques neurophysiologiques de l'interface sensorielle. La langue, organe du corps humain possédant la plus grande densité de récepteurs tactiles du corps, dispose en effet de capacités discriminatives très élevées (Figure 6) (Essick et *al.*, 1999 ; Sampaio et *al.*, 2001 ; Trulsson & Essik, 1997), avec une présence plus marquée des terminaisons sensibles dans sa partie antérieure (Grossman, 1964). De surcroît, la langue ne requiert que 3% du voltage nécessaire à la perception de la stimulation sur le derme (5-15 V) (Bach-y-Rita et *al.*, 1998). Constamment baignée de salive, elle conduit en effet parfaitement les micro-impulsions et possède une résistance électrique presque constante.

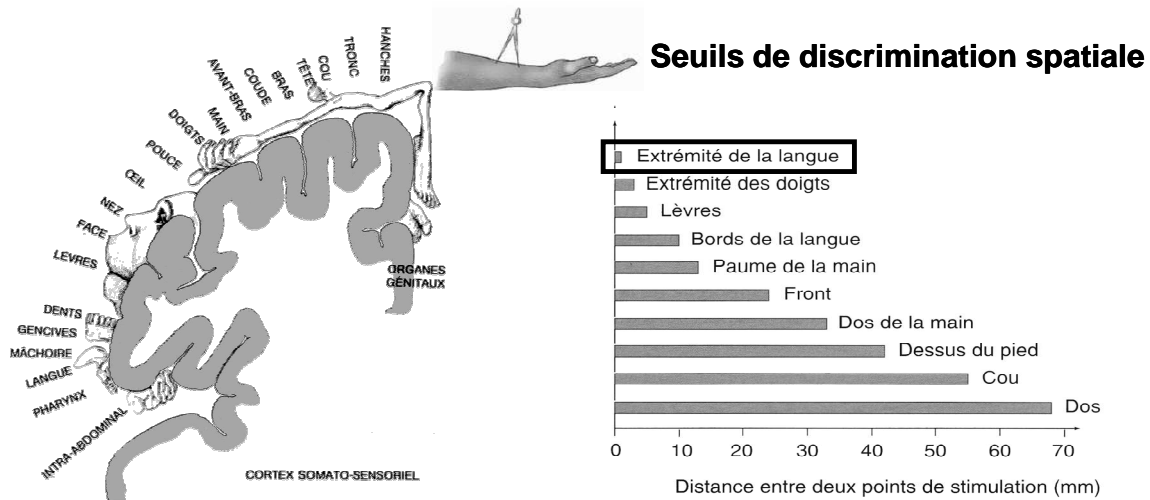


Figure 6. Illustration des capacités discriminatives de différentes parties corporelles

La seconde raison, de nature ergonomique, a trait aux conditions d'utilisation et d'appropriation d'un dispositif de suppléance perceptive. Nous pensons que cette interface homme-machine peut offrir une possibilité réaliste d'application non seulement pratique, mais également esthétiquement acceptable, pour l'utilisateur. Pratique, dans la mesure où l'utilisation d'une voie de transmission de l'information spécifiquement dédiée (modalité linguale) devrait réduire la « saturation » des canaux visuels et auditifs observée en situation routinière, et permettre le bon usage de ce dispositif embarqué dans des tâches dynamiques réalisées en condition de validité écologique (Vuillerme, 2002). Esthétiquement acceptable⁴, dans la mesure où la bouche est un milieu protégé qui permet d'envisager d'adapter la matrice d'électrostimulation linguale dans un appareillage orthodontique communiquant par voie hertzienne avec un modem déporté.

Si plusieurs études rapportent une amélioration des capacités de contrôle de la posture de personnes présentant un déficit sensorimoteur lors de l'utilisation de dispositifs de suppléance perceptive visuelle (Dault *et al.*, 2003 ; Pinsault & Vuillerme, 2008c ; Rougier, 2005 ; Shumway-Cook, 1988 ; Sihvonen *et al.*, 2004 ; Van Peppen *et al.*, 2006 ; Vuillerme *et al.*, 2008a ; Wu, 1997) ou auditive (Chiari *et al.*, 2005 ; Dozza *et al.*, 2005a,b, 2007 ; Hegeman *et al.*, 2005), peu d'études, à notre connaissance, se sont intéressées à l'efficacité des dispositifs de suppléance perceptive par électrostimulation linguale pour la correction des troubles posturaux de ces personnes. Pour répondre à cette problématique, au cours de notre troisième chapitre expérimental nous avons ciblé deux populations :

- Les personnes amputées pour la suppléance des informations somesthésiques plantaires.
- Les personnes vestibulolésées pour la suppléance des informations cervicovestibulaires.

⁴ « La prothèse sensorielle doit être suffisamment discrète de façon à ce que celle-ci ne renforce pas le handicap et que son porteur ne soit pas considéré par les autres comme un « monstre technologique » (Lenay *et al.*, 2000, p. 297).

Objectifs

Il nous a semblé important de présenter dans cette introduction générale, que nous savons non exhaustive, des définitions, concepts et résultats relatifs aux fonctions, fonctionnement et moyens d'évaluation et de prise en charge du système postural.

Notre travail doctoral vise en effet au développement et à la validation de solutions biomédicales innovantes d'amélioration du contrôle de la posture bipédique de personnes souffrant d'une altération de leur système sensori-moteur. Comme mentionné précédemment, la mise en place de ces solutions pour des patients (comme c'est le cas dans notre troisième chapitre expérimental) nécessite l'établissement préalable d'évaluations posturales objectives, fiables, valides, utiles et utilisables, ainsi que de fondements théoriques scientifiquement établis présumant de leur efficacité, qui sont, eux, obtenus par l'évaluation de sujets sains exclusivement (comme c'est le cas dans nos premier et deuxième chapitres expérimentaux).

Dans ce contexte, trois objectifs complémentaires sont poursuivis.

(1) sur un plan méthodologique, le **premier chapitre expérimental** vise à évaluer les qualités métrologiques et ergonomiques d'évaluations posturographiques des capacités de contrôle de la posture bipédique ;

(2) sur un plan fondamental dans le domaine des neurosciences comportementales, le **deuxième chapitre expérimental** vise à mieux comprendre les mécanismes mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique ;

(3) sur un plan appliqué à la clinique dans le domaine général de la Médecine Physique et de Réadaptéion et plus particulièrement celui de la kinésithérapie, le **troisième chapitre expérimental** vise à développer, mettre en place et évaluer l'efficacité d'une prise en charge à court terme, fondée sur l'exploitation du paradigme de suppléance perceptive et dédiée à la compensation des déficits posturaux chez les personnes atteintes de lésion vestibulaire et amputées du membre inférieur.

Au-delà des objectifs spécifiques à chacun de ces chapitres expérimentaux, pris dans leur ensemble, nos travaux devraient permettre de proposer une démarche de bonne pratique thérapeutique, fondée sur la mise en œuvre d'évaluations posturales et de prises en charges raisonnées et sur la preuve des déficits posturaux.

PARTIE 2

Chapitres expérimentaux

Chapitre expérimental 1 : Vers une évaluation objective raisonnée du contrôle de la posture bipédique

Chapitre expérimental 2 : Vers une meilleure compréhension des mécanismes d'intégration multi-sensorielle mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique

Chapitre expérimental 3 : Vers une prise en charge raisonnée des troubles posturaux fondée sur la preuve

Chapitre expérimental 1

Vers une évaluation objective raisonnée du contrôle de la posture bipédique

1. Etude 1 : Fiabilité test-retest de paramètres posturographiques d'évaluation du contrôle de la posture bipédique en fonction du nombre d'essais
2. Etude 2 : Validité de construit discriminante et par groupes extrêmes de paramètres posturographiques d'évaluation du contrôle de la posture bipédique
3. Etude 3 : Etude de l'utilité des paramètres posturographiques d'évaluation du contrôle de la posture bipédique
4. Etude 4 : Etude de l'utilisabilité perçue par les kinésithérapeutes des paramètres posturographiques d'évaluation du contrôle de la posture bipédique en pratique clinique

L'évaluation des capacités de contrôle de la posture bipédique est une tâche complexe, autant pour le chercheur⁵ (Rocchi et *al.*, 2004), que pour le clinicien⁶ (Gagey et *al.*, 1980 ; Rocchi et *al.*, 2004), compte tenu :

(1) de la multitude et la diversité des tests cliniques (Tableau 1, page 35) et paramètres posturographiques (Tableau 2, page 38) disponibles, dont la complexité croissante éloigne l'évaluation instrumentale des capacités de contrôle de la posture bipédique dans la pratique clinique quotidienne (Thoumie & Mevellec, 2001),

(2) des contraintes matérielles inhérentes à la pratique clinique (Perneger et *al.*, 2001), et

(3) de la nécessité de disposer d'outils de mesure dont les propriétés métrologiques⁷ et ergonomiques⁸ ont été établies.

Dans ce contexte, l'objectif de ce premier chapitre expérimental est de déterminer la procédure expérimentale d'évaluation posturographique du contrôle de la posture bipédique la plus appropriée à la pratique clinique. Cette procédure expérimentale devra retenir des paramètres posturographiques à la fois (1) fiables, (2) valides, (3) utiles, et (4) utilisables en clinique afin de permettre une « évaluation posturale raisonnée » (Pérennou et *al.*, 2005, page 318) facilitant leur interprétation à des fins de diagnostic ou de suivi de prise en charge.

Pour ce faire, nous avons adopté une démarche, présentée sur la Figure 7, qui a consisté :

(1) à déterminer la procédure expérimentale nous permettant de retenir un maximum de paramètres posturographiques fiables en minimisant le nombre d'essais à réaliser (étude 1), puis,

(2) à réduire le nombre de paramètres retenus en nous basant sur des critères de fiabilité (étude 1), de validité (étude 2), d'utilité (étude 3) et d'utilisabilité (étude 4) des paramètres posturographiques.

Il est important de noter qu'il s'agit d'une démarche en entonnoir, pour laquelle les paramètres doivent avoir satisfait aux critères précédents pour être inclus dans l'analyse suivante. Si les critères définissant le degré de fiabilité et de validité des paramètres sont bien connus (Fortin et *al.*, 1996), ceux définissant leur utilité et leur utilisabilité sont plus difficiles à établir. En effet, si l'on ne se situe pas dans le cadre d'une comparaison d'objets finalisés, il faut disposer d'un modèle a priori de l'utilité et de l'utilisabilité (Tricot & Tricot, 2000). Appliqué à notre problème et afin de faciliter l'interprétation des paramètres posturographiques, le modèle que nous choisissons consiste, pour les paramètres ayant démontré leurs qualités métrologiques de fiabilité et validité, à :

(1) éliminer les paramètres posturographiques n'ayant pas démontré leur fiabilité, ni leur validité selon les deux axes médiolatéral et antéropostérieur, puis,

⁵ « La mesure cinématique et dynamique de la performance posturale chez un homme sain, qui repose sur un support stable et manifeste un bon contrôle de son équilibre, est en elle-même une véritable gageure pour le chercheur » (Amblard, 1998, page 225).

⁶ « Il est hors de question de compter sur la stabilométrie pour dépister les troubles posturaux, ou pour confirmer leur diagnostic qui ne repose que sur des données cliniques d'interrogatoire, d'examen clinique, d'évolution. » (<http://pmsgagey.club.fr>).

⁷ « Si certains tests reposant sur des bases physiopathologiques solides ont traversé les époques sans que leurs propriétés métrologiques aient été analysées [...], il est toujours préférable d'utiliser des outils d'évaluation dont les propriétés métrologiques sont connues et satisfaisantes » (Pérennou et *al.*, 2005, page 318).

⁸ « The number of COP-based parameters selected should be small enough to reduce computation, avoid redundancy and enable clear interpretation of the results » (Rocchi et *al.*, 2004, page 72).

(2) déterminer le degré d'intercorrélation des paramètres restant pour identifier des « familles » de paramètres renseignant de caractéristiques différentes du contrôle de la posture bipédique, et enfin,

(3) sélectionner les paramètres les plus utilisables au sein de chaque « famille » de paramètres.

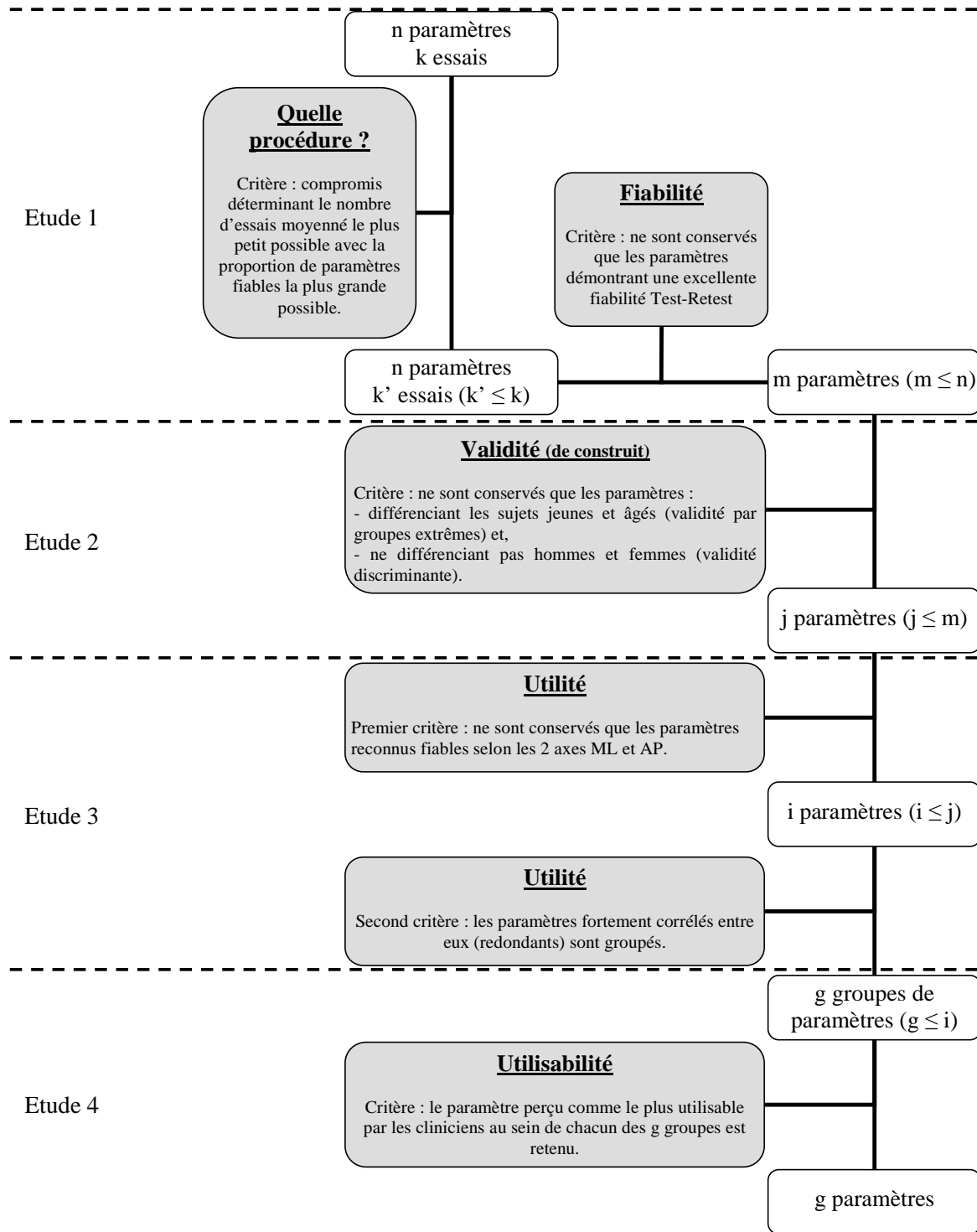


Figure 7. Illustration schématique des procédures expérimentales mises en place dans le premier chapitre expérimental visant à (1) déterminer la procédure expérimentale nous permettant de retenir un maximum de paramètres posturographiques fiables en un minimum d'essais (étude 1), puis, (2) à réduire ce nombre de paramètres en nous basant sur des critères de fiabilité (étude 1), validité (étude 2), utilité (étude 3) et utilisabilité (étude 4) des paramètres. Cette démarche détermine l'organisation en 4 études de notre premier chapitre expérimental.

1. Etude 1 : Fiabilité test-retest de paramètres posturographiques d'évaluation du contrôle de la posture bipédique en fonction du nombre d'essais

Dix jeunes adultes sains (âge : 25 ± 3 ans ; poids : 69 ± 14 kg ; taille : 175 ± 10 cm) ont été testés dans une tâche posturale consistant à se tenir debout le plus immobile possible (Zok et al., 2008), les pieds écartés de façon à ce que les bords internes fassent un angle de 30° (distance entre les malléoles de 3 cm), les bras le long du corps, les yeux fermés sous un masque opaque, pendant 32 secondes (Le Clair & Riach, 1996). Cette position standardisée représente une position moyenne préférée des individus (Kapteyn et al., 1983). Une plateforme (Equi+, référence PF-01 ; Aix-les-Bains, France), constituée d'une plaque triangulaire en aluminium (80 cm de côté) reposant sur trois capteurs de force dynamométriques uni-axiaux, a été utilisée afin de mesurer les déplacements du CP. Les signaux analogiques issus de ces capteurs, après amplification et numérisation, étaient enregistrés sur un ordinateur à la fréquence d'échantillonnage de 64 Hz. Afin d'évaluer la fiabilité test-retest, les sujets ont exécuté cette tâche posturale au cours de 2 sessions expérimentales de 10 essais à 30 minutes d'intervalle.

Différents paramètres posturographiques issus des analyses spatio-temporelle, spectrale et non-linéaire de la trajectoire du CP (référéncés dans le Tableau 2, page 38) ont été retenus.

Parmi les paramètres spatio-temporels du CP, 4 étaient exprimés en 2 dimensions (2D) (i.e. indépendamment des axes antéropostérieur et médiolatéral) (Surface, $A_{max\ 2D}$, $V_{moy\ 2D}$ et $V_{max\ 2D}$), 4 étaient exprimés selon chacun des axes (1D) médiolatéral (ML) (Var_{ML} , $A_{max\ ML}$, $V_{moy\ ML}$ et $V_{max\ ML}$) et antéropostérieur (AP) (Var_{AP} , $A_{max\ AP}$, $V_{moy\ AP}$ et $V_{max\ AP}$), pour un total de 12 paramètres.

Les paramètres spectraux et non-linéaires du CP étaient quant à eux directement exprimés selon chacun des axes (1D) médiolatéral (ML) et antéropostérieur (AP), pour un total de 6 paramètres issus d'analyse spectrale ($F_{moy\ ML}$, $F_{med\ ML}$, RMS_{ML} , $F_{moy\ AP}$, $F_{med\ AP}$, et RMS_{AP}) et 8 paramètres issus d'analyse non-linéaire (Δt_{ML} , $\langle \Delta x^2 \rangle_{ML}$, Hcl_{ML} , Hll_{ML} , Δt_{AP} , $\langle \Delta x^2 \rangle_{AP}$, Hcl_{AP} , et Hll_{AP}).

L'analyse statistique, réalisée avec le logiciel R (R 2.7.2) sur les valeurs obtenues pour 1 à 10 essais moyennés (1, 1-2, 1-3, 1-4, 1-5, 1-6, 1-7, 1-8, 1-9 et 1-10), a consisté à calculer les coefficients de corrélation intraclasse (CCI) et leurs intervalles de confiance à 95%, calculés par la méthode de bootstrap. Une analyse de Bland et Altman (Bland & Altman, 1986), rapportant (1) la moyenne des différences (D) entre les sessions test et retest pour les 10 sujets, (2) l'écart-type de ces différences (SD Diff) et (3) les limites de l'accord (« limits of agreement ») ($95\% \text{ LOA} = \text{Diff} \pm 2 * \text{SD Diff}$), a également été conduite.

Compte tenu de la nature clinique de notre test, nous nous sommes appuyé sur l'interprétation des CCI proposée dans la classification de Fleiss (Fleiss, 1986) qui stipule que :

- $CCI > 0,75$ indique une excellente reproductibilité,
- $0,40 < CCI < 0,75$ indique une reproductibilité moyenne à bonne,
- $CCI < 0,40$ indique une faible reproductibilité.

Les résultats de la fiabilité test-retest des différents paramètres posturographiques, issus des analyses spatio-temporelle, spectrale et non linéaire de la trajectoire du CP, calculés en fonction du nombre d'essais réalisés sont présentés :

- dans les tableaux 4, 5 et 6 pour les paramètres spatio-temporels du CP selon les deux dimensions, selon l'axe ML et selon l'axe AP, respectivement,
- dans les tableaux 7 et 8 pour les paramètres spectraux du CP selon l'axe ML et AP, respectivement et
- dans les tableaux 9 et 10 pour les paramètres non-linéaires du CP selon l'axe ML et AP, respectivement.

Essai(s) moyenné(s)	Paramètres du CP	D	SD Diff	SEM	ICC (95% CI)	95% LOA
1	Surface	-8.6	38.3	0.8	0.61 (0.08 – 0.89)	-85.2 – 68.0
	Amax _{2D}	-5.9	9.0	0.7	0.50 (0.00 – 0.87)	-23.9 – 12.0
	Vmoy _{2D}	-0.6	0.9	0.9	0.82 (0.57 – 0.92)	-2.5 – 1.3
	Vmax _{2D}	2.5	6.3	0.9	0.79 (0.45 – 0.94)	-10.0 – 15.1
1-2	Surface	2.0	18.7	1.0	0.92 (0.69 – 0.96)	-35.4 – 39.4
	Amax _{2D}	-0.5	8.1	0.8	0.71 (0.16 – 0.95)	-16.7 – 15.7
	Vmoy _{2D}	-0.3	0.6	1.0	0.94 (0.83 – 0.98)	-1.4 – 0.8
	Vmax _{2D}	1.7	4.4	0.9	0.83 (0.59 – 0.93)	-7.2 – 10.6
1-3	Surface	-3.3	15.8	1.0	0.94 (0.81 – 0.98)	-34.9 – 28.3
	Amax _{2D}	-0.9	7.3	0.9	0.88 (0.55 – 0.96)	-15.5 – 13.7
	Vmoy _{2D}	-0.4	0.8	0.9	0.84 (0.55 – 0.95)	-2.1 – 1.3
	Vmax _{2D}	0.8	2.8	0.9	0.80 (0.29 – 0.94)	-4.9 – 6.5
1-4	Surface	-1.4	18.5	1.0	0.92 (0.81 – 0.95)	-38.4 – 35.5
	Amax _{2D}	0.0	5.8	0.9	0.88 (0.60 – 0.95)	-11.5 – 11.6
	Vmoy _{2D}	-0.3	0.7	0.9	0.90 (0.72 – 0.96)	-1.6 – 1.0
	Vmax _{2D}	1.2	2.8	0.9	0.88 (0.54 – 0.96)	-4.4 – 6.8
1-5	Surface	-4.8	12.1	1.0	0.96 (0.89 – 0.98)	-29.0 – 19.4
	Amax _{2D}	-0.8	6.8	1.0	0.95 (0.78 – 0.98)	-14.4 – 12.8
	Vmoy _{2D}	-0.4	0.7	0.9	0.88 (0.60 – 0.97)	-1.9 – 1.1
	Vmax _{2D}	0.2	2.0	0.9	0.83 (0.25 – 0.96)	-3.8 – 4.2
1-6	Surface	-4.7	14.8	1.0	0.95 (0.87 – 0.98)	-34.4 – 24.9
	Amax _{2D}	-0.5	8.9	1.0	0.94 (0.69 – 0.99)	-18.4 – 17.3
	Vmoy _{2D}	-0.4	0.7	0.9	0.88 (0.60 – 0.98)	-1.9 – 1.0
	Vmax _{2D}	-0.1	2.2	0.9	0.77 (0.24 – 0.95)	-4.6 – 4.4
1-7	Surface	-4.5	15.6	1.0	0.95 (0.85 – 0.98)	-35.6 – 26.6
	Amax _{2D}	0.3	8.4	1.0	0.92 (0.61 – 0.99)	-16.6 – 17.2
	Vmoy _{2D}	-0.4	0.7	0.9	0.89 (0.67 – 0.98)	-1.8 – 1.0
	Vmax _{2D}	-0.4	2.6	0.9	0.77 (0.30 – 0.93)	-5.5 – 4.8
1-8	Surface	0.0	19.8	1.0	0.93 (0.78 – 0.96)	-39.5 – 39.5
	Amax _{2D}	-0.1	8.2	1.0	0.91 (0.62 – 0.98)	-16.4 – 16.3
	Vmoy _{2D}	-0.4	0.7	0.9	0.89 (0.64 – 0.97)	-1.9 – 1.0
	Vmax _{2D}	0.2	2.6	0.9	0.79 (0.29 – 0.94)	-5.1 – 5.4
1-9	Surface	2.8	23.1	0.9	0.90 (0.76 – 0.93)	-43.5 – 49.0
	Amax _{2D}	0.3	8.0	0.9	0.88 (0.52 – 0.96)	-15.6 – 16.3
	Vmoy _{2D}	-0.3	0.8	0.9	0.87 (0.63 – 0.96)	-2.0 – 1.3
	Vmax _{2D}	0.0	3.0	0.9	0.78 (0.30 – 0.93)	-6.0 – 6.1
1-10	Surface	0.7	24.2	1.0	0.91 (0.72 – 0.95)	-47.7 – 49.1
	Amax _{2D}	0.4	7.5	1.0	0.90 (0.56 – 0.96)	-14.7 – 15.4
	Vmoy _{2D}	-0.3	0.8	0.9	0.89 (0.64 – 0.97)	-1.9 – 1.2
	Vmax _{2D}	0.0	2.9	0.9	0.81 (0.29 – 0.95)	-5.8 – 5.7

Tableau 4. Moyenne (D), écart-type (SD Diff), Erreur Standard de Mesure (SEM), Coefficient de corrélation intraclasse (CCI) et son intervalle de confiance à 95% (95% IC) et les Limites d'agrément à 95% (95% LOA) des paramètres posturaux issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire CP selon les deux dimensions (surface, amplitude maximale (Amax_{2D}), vitesse moyenne (Vmoy_{2D}) et vitesse maximale (Vmax_{2D})) lorsque 1 à 10 essais sont comparés entre les sessions test et retest

Le bloc du tableau correspondant au nombre minimum d'essais moyennés nécessaire et suffisant pour obtenir une excellente fiabilité (CCI > 0,75) de la totalité des paramètres posturaux issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire CP selon les deux dimensions est grisé.

Essai(s) moyenné(s)	Paramètres du CP	D	SD Diff	SEM	ICC (95% CI)	95% LOA
1	Var _{ML}	-1.4	2.3	0.5	0.27 (0.00 – 0.92)	-6.0 – 3.2
	Amax _{ML}	-2.1	3.1	0.6	0.42 (0.00 – 0.86)	-8.3 – 4.2
	Vmoy _{ML}	-0.3	0.6	0.8	0.64 (0.13 – 0.93)	-1.4 – 0.8
	Vmax _{ML}	-4.6	3.7	0.7	0.54 (0.03 – 0.77)	-11.9 – 2.8
1-2	Var _{ML}	-0.9	1.0	0.9	0.76 (0.42 – 0.94)	-2.8 – 1.1
	Amax _{ML}	-1.5	1.4	0.8	0.71 (0.38 – 0.83)	-4.3 – 1.3
	Vmoy _{ML}	-0.2	0.4	0.9	0.83 (0.40 – 0.98)	-0.9 – 0.6
	Vmax _{ML}	-2.2	2.9	0.8	0.69 (0.37 – 0.89)	-8.0 – 3.5
1-3	Var _{ML}	-0.7	0.7	0.8	0.85 (0.65 – 0.93)	-2.1 – 0.7
	Amax _{ML}	-1.3	1.5	0.9	0.76 (0.59 – 0.83)	-4.2 – 1.7
	Vmoy _{ML}	-0.2	0.4	0.9	0.76 (0.22 – 0.94)	-1.0 – 0.6
	Vmax _{ML}	-1.3	2.1	0.9	0.86 (0.42 – 0.95)	-5.6 – 2.9
1-4	Var _{ML}	-0.5	1.1	0.9	0.80 (0.58 – 0.91)	-2.6 – 1.7
	Amax _{ML}	-1.2	1.3	0.9	0.80 (0.61 – 0.87)	-3.9 – 1.5
	Vmoy _{ML}	-0.2	0.4	0.9	0.77 (0.36 – 0.91)	-1.0 – 0.5
	Vmax _{ML}	-1.9	2.2	0.9	0.80 (0.30 – 0.93)	-6.4 – 2.6
1-5	Var _{ML}	-0.4	0.6	1.0	0.91 (0.78 – 0.96)	-1.7 – 0.8
	Amax _{ML}	-1.2	0.9	0.9	0.85 (0.67 – 0.90)	-3.0 – 0.5
	Vmoy _{ML}	-0.2	0.4	0.9	0.78 (0.44 – 0.92)	-1.0 – 0.5
	Vmax _{ML}	-1.8	2.2	0.9	0.78 (0.31 – 0.94)	-6.1 – 2.5
1-6	Var _{ML}	-0.3	0.7	1.0	0.91 (0.76 – 0.97)	-1.7 – 1.1
	Amax _{ML}	-0.9	0.9	0.9	0.89 (0.72 – 0.95)	-2.7 – 0.8
	Vmoy _{ML}	-0.3	0.3	0.9	0.82 (0.57 – 0.91)	-0.8 – 0.3
	Vmax _{ML}	-1.7	1.7	0.9	0.85 (0.42 – 0.96)	-5.2 – 1.8
1-7	Var _{ML}	-0.3	0.5	1.0	0.95 (0.84 – 0.99)	-1.3 – 0.6
	Amax _{ML}	-0.8	0.8	1.0	0.91 (0.74 – 0.97)	-2.4 – 0.9
	Vmoy _{ML}	-0.3	0.2	0.9	0.84 (0.65 – 0.91)	-0.8 – 0.2
	Vmax _{ML}	-1.3	1.9	0.9	0.86 (0.49 – 0.95)	-5.1 – 2.6
1-8	Var _{ML}	-0.1	0.7	1.0	0.93 (0.81 – 0.98)	-1.5 – 1.2
	Amax _{ML}	-0.4	1.1	1.0	0.92 (0.73 – 0.98)	-2.6 – 1.7
	Vmoy _{ML}	-0.3	0.3	0.9	0.86 (0.57 – 0.94)	-0.8 – 0.3
	Vmax _{ML}	-1.0	2.2	0.9	0.88 (0.47 – 0.96)	-5.3 – 3.3
1-9	Var _{ML}	0.1	1.0	0.9	0.89 (0.69 – 0.96)	-1.8 – 2.0
	Amax _{ML}	-0.1	1.3	0.9	0.90 (0.71 – 0.97)	-2.7 – 2.5
	Vmoy _{ML}	-0.2	0.3	0.9	0.88 (0.64 – 0.95)	-0.8 – 0.4
	Vmax _{ML}	-0.7	2.5	0.9	0.85 (0.49 – 0.94)	-5.7 – 4.2
1-10	Var _{ML}	0.1	1.1	0.9	0.86 (0.61 – 0.96)	-2.1 – 2.4
	Amax _{ML}	-0.1	1.5	0.9	0.87 (0.63 – 0.97)	-3.2 – 3.0
	Vmoy _{ML}	-0.2	0.3	1.0	0.90 (0.71 – 0.96)	-0.7 – 0.4
	Vmax _{ML}	-0.5	2.6	0.9	0.85 (0.52 – 0.94)	-5.7 – 4.7

Tableau 5. Moyenne (D), écart-type (SD Diff), Erreur Standard de Mesure (SEM), Coefficient de corrélation intraclasse (CCI) et son intervalle de confiance à 95% (95% IC) et les Limites d'agrément à 95% (95% LOA) des paramètres posturaux issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire CP selon l'axe ML (variance de la position du CP (Var ML), amplitude maximale (Amax ML), vitesse moyenne (Vmoy ML) et vitesse maximale des déplacements du CP (Vmax ML)) lorsque 1 à 10 essais sont comparés entre les sessions test et retest

Le bloc du tableau correspondant au nombre minimum d'essais moyennés nécessaire et suffisant pour obtenir une excellente fiabilité (CCI > 0,75) de la totalité des paramètres posturaux issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire CP selon l'axe ML est grisé.

Essai(s) moyenné(s)	Paramètres du CP	D	SD Diff	SEM	ICC (95% CI)	95% LOA
1	Var _{AP}	3.2	12.5	0.5	0.30 (0.00 – 0.79)	-21.8 – 28.2
	Amax _{AP}	2.6	6.2	0.7	0.50 (0.00 – 0.88)	-9.8 – 15.1
	Vmoy _{AP}	-0.4	1.0	0.9	0.80 (0.54 – 0.88)	-2.3 – 1.5
	Vmax _{AP}	-5.3	9.7	0.9	0.78 (0.36 – 0.94)	-24.7 – 14.2
1-2	Var _{AP}	4.1	6.8	0.9	0.73 (0.29 – 0.90)	-9.5 – 17.7
	Amax _{AP}	1.9	4.3	0.8	0.71 (0.19 – 0.95)	-6.8 – 10.6
	Vmoy _{AP}	-0.2	0.5	1.0	0.93 (0.78 – 0.97)	-1.3 – 0.9
	Vmax _{AP}	-0.3	8.2	0.9	0.82 (0.53 – 0.92)	-16.6 – 16.1
1-3	Var _{AP}	1.1	5.7	0.8	0.82 (0.52 – 0.90)	-10.2 – 12.4
	Amax _{AP}	1.0	2.8	0.9	0.87 (0.51 – 0.95)	-4.7 – 6.7
	Vmoy _{AP}	-0.3	0.8	0.9	0.83 (0.44 – 0.94)	-1.8 – 1.2
	Vmax _{AP}	-0.7	7.3	0.9	0.80 (0.29 – 0.94)	-15.3 – 13.8
1-4	Var _{AP}	1.8	5.2	0.9	0.84 (0.57 – 0.95)	-8.6 – 12.2
	Amax _{AP}	1.4	2.9	0.9	0.87 (0.60 – 0.94)	-4.4 – 7.1
	Vmoy _{AP}	-0.2	0.6	1.0	0.90 (0.66 – 0.90)	-1.4 – 1.0
	Vmax _{AP}	0.2	5.5	0.9	0.88 (0.60 – 0.96)	-10.8 – 11.3
1-5	Var _{AP}	-0.4	2.9	1.0	0.96 (0.83 – 0.99)	-6.2 – 5.5
	Amax _{AP}	0.4	2.0	1.0	0.95 (0.73 – 0.98)	-3.6 – 4.4
	Vmoy _{AP}	-0.3	0.7	0.9	0.87 (0.51 – 0.98)	-1.7 – 1.2
	Vmax _{AP}	-0.7	6.6	0.9	0.85 (0.26 – 0.96)	-13.9 – 12.4
1-6	Var _{AP}	-0.7	4.4	1.0	0.92 (0.67 – 0.99)	-9.5 – 8.2
	Amax _{AP}	0.1	2.3	1.0	0.94 (0.71 – 0.99)	-4.5 – 4.6
	Vmoy _{AP}	-0.3	0.8	0.9	0.86 (0.46 – 0.98)	-1.8 – 1.2
	Vmax _{AP}	-0.6	8.8	0.9	0.77 (0.34 – 0.93)	-18.3 – 17.0
1-7	Var _{AP}	-0.6	5.2	1.0	0.91 (0.65 – 0.97)	-11.0 – 9.8
	Amax _{AP}	-0.2	2.6	1.0	0.92 (0.66 – 0.98)	-5.4 – 4.9
	Vmoy _{AP}	-0.3	0.7	0.9	0.87 (0.55 – 0.98)	-1.7 – 1.2
	Vmax _{AP}	0.1	8.2	0.9	0.78 (0.26 – 0.94)	-16.3 – 16.6
1-8	Var _{AP}	0.2	5.6	0.9	0.88 (0.50 – 0.96)	-11.1 – 11.5
	Amax _{AP}	0.3	2.6	1.0	0.91 (0.59 – 0.98)	-5.0 – 5.5
	Vmoy _{AP}	-0.3	0.7	0.9	0.87 (0.52 – 0.98)	-1.7 – 1.1
	Vmax _{AP}	-0.2	7.9	0.9	0.80 (0.33 – 0.93)	-15.9 – 15.5
1-9	Var _{AP}	0.0	6.0	0.9	0.85 (0.54 – 0.93)	-12.1 – 12.0
	Amax _{AP}	0.1	3.0	0.9	0.88 (0.45 – 0.95)	-6.0 – 6.1
	Vmoy _{AP}	-0.2	0.8	0.9	0.86 (0.50 – 0.97)	-1.8 – 1.3
	Vmax _{AP}	0.2	7.6	0.9	0.80 (0.28 – 0.93)	-15.0 – 15.4
1-10	Var _{AP}	-0.6	5.8	0.9	0.88 (0.57 – 0.96)	-12.1 – 11.0
	Amax _{AP}	0.0	2.8	1.0	0.90 (0.60 – 0.96)	-5.6 – 5.6
	Vmoy _{AP}	-0.3	0.7	0.9	0.88 (0.58 – 0.97)	-1.7 – 1.2
	Vmax _{AP}	0.2	7.1	0.9	0.83 (0.35 – 0.95)	-13.9 – 14.3

Tableau 6. Moyenne (D), écart-type (SD Diff), Erreur Standard de Mesure (SEM), Coefficient de corrélation intraclasse (CCI) et son intervalle de confiance à 95% (95% IC) et les Limites d'agrément à 95% (95% LOA) des paramètres posturaux issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire CP selon l'axe AP (variance de la position du CP (Va_{AP}), amplitude maximale (Amax_{AP}), vitesse moyenne (Vmoy_{AP}) et vitesse maximale (Vmax_{AP})) lorsque 1 à 10 essais sont comparés entre les sessions test et retest

Le bloc du tableau correspondant au nombre minimum d'essais moyennés nécessaire et suffisant pour obtenir une excellente fiabilité (CCI > 0,75) de la totalité des paramètres posturaux issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire CP selon l'axe AP est grisé.

Essai(s) moyenné(s)	Paramètres du CP	D	SD Diff	SEM	ICC (95% CI)	95% LOA
1	Fmoy _{ML}	-0.012	0.109	0.4	0.17 (0.00-0.84)	-0.23 - 0.21
	Fmed _{ML}	-0.016	0.108	0.5	0.25 (0.00-0.90)	-0.23 - 0.20
	RMS _{ML}	-0.045	0.095	0.5	0.25 (0.00-0.90)	-0.24 - 0.15
1-2	Fmoy _{ML}	0.005	0.046	0.9	0.82 (0.39-0.94)	-0.09 - 0.10
	Fmed _{ML}	0.003	0.067	0.9	0.72 (0.43-0.81)	-0.13 - 0.14
	RMS _{ML}	-0.044	0.048	0.8	0.70 (0.30-0.88)	-0.14 - 0.05
1-3	Fmoy _{ML}	-0.017	0.039	0.9	0.80 (0.35-0.97)	-0.10 - 0.06
	Fmed _{ML}	-0.017	0.055	0.9	0.76 (0.38-0.93)	-0.13 - 0.09
	RMS _{ML}	-0.029	0.037	0.9	0.83 (0.62-0.93)	-0.10 - 0.05
1-4	Fmoy _{ML}	-0.005	0.038	0.9	0.79 (0.39-0.95)	-0.08 - 0.07
	Fmed _{ML}	-0.015	0.044	0.9	0.84 (0.57-0.94)	-0.10 - 0.07
	RMS _{ML}	-0.023	0.041	0.9	0.83 (0.65-0.92)	-0.11 - 0.06
1-5	Fmoy _{ML}	-0.008	0.037	0.9	0.83 (0.47-0.92)	-0.08 - 0.07
	Fmed _{ML}	-0.017	0.047	0.9	0.79 (0.47-0.90)	-0.11 - 0.08
	RMS _{ML}	-0.021	0.026	0.9	0.90 (0.76-0.96)	-0.07 - 0.03
1-6	Fmoy _{ML}	-0.013	0.031	0.9	0.86 (0.54-0.94)	-0.08 - 0.05
	Fmed _{ML}	-0.017	0.041	0.9	0.86 (0.54-0.93)	-0.10 - 0.07
	RMS _{ML}	-0.016	0.028	1.0	0.91 (0.78-0.96)	-0.07 - 0.04
1-7	Fmoy _{ML}	-0.009	0.028	1.0	0.92 (0.68-0.96)	-0.07 - 0.05
	Fmed _{ML}	-0.015	0.034	0.9	0.89 (0.60-0.96)	-0.08 - 0.05
	RMS _{ML}	-0.016	0.020	1.0	0.94 (0.82-0.98)	-0.06 - 0.02
1-8	Fmoy _{ML}	-0.014	0.031	0.9	0.87 (0.62-0.94)	-0.08 - 0.05
	Fmed _{ML}	-0.017	0.038	0.9	0.88 (0.56-0.96)	-0.09 - 0.06
	RMS _{ML}	-0.011	0.024	1.0	0.93 (0.78-0.98)	-0.06 - 0.04
1-9	Fmoy _{ML}	-0.020	0.031	0.9	0.86 (0.56-0.94)	-0.08 - 0.04
	Fmed _{ML}	-0.023	0.040	0.9	0.85 (0.50-0.95)	-0.10 - 0.06
	RMS _{ML}	-0.002	0.033	1.0	0.91 (0.75-0.96)	-0.07 - 0.06
1-10	Fmoy _{ML}	-0.017	0.034	0.9	0.87 (0.51-0.94)	-0.09 - 0.05
	Fmed _{ML}	-0.019	0.043	0.9	0.84 (0.40-0.95)	-0.11 - 0.07
	RMS _{ML}	-0.003	0.035	1.0	0.91 (0.76-0.97)	-0.07 - 0.07

Tableau 7. Moyenne (D), écart-type (SD Diff), Erreur Standard de Mesure (SEM), Coefficient de corrélation intraclasse (CCI) et son intervalle de confiance à 95% (95% IC) et les Limites d'agrément à 95% (95% LOA) des paramètres posturaux issus d'une analyse spectrale de la trajectoire du CP selon l'axe ML (fréquence moyenne (Fmoy ML), fréquence médiane (Fmed ML), Root Mean Square (RMS ML) lorsque 1 à 10 essais sont comparés entre les sessions test et retest

Le bloc du tableau correspondant au nombre minimum d'essais moyennés nécessaire et suffisant pour obtenir une excellente fiabilité (CCI > 0,75) de la totalité des paramètres posturaux issus d'une analyse spectrale de la trajectoire du CP selon l'axe ML est grisé.

Essai(s) moyenné(s)	Paramètres du CP	D	SD Diff	SEM	ICC (95% CI)	95% LOA
1	Fmoy _{AP}	-0.059	0.080	0.6	0.31 (0.00-0.68)	-0.22 - 0.10
	Fmed _{AP}	-0.022	0.125	NC	0.00 (0.00-0.49)	-0.27 - 0.23
	RMS _{AP}	0.046	0.196	0.6	0.35 (0.00-0.79)	-0.35 - 0.44
1-2	Fmoy _{AP}	-0.026	0.062	0.6	0.31 (0.00-0.53)	-0.15 - 0.10
	Fmed _{AP}	-0.002	0.093	0.4	0.14 (0.00-0.51)	-0.19 - 0.18
	RMS _{AP}	0.045	0.145	0.8	0.65 (0.19-0.84)	-0.25 - 0.34
1-3	Fmoy _{AP}	0.002	0.049	0.7	0.47 (0.00-0.73)	-0.10 - 0.10
	Fmed _{AP}	0.015	0.074	0.4	0.13 (0.00-0.63)	-0.13 - 0.16
	RMS _{AP}	0.013	0.134	0.8	0.70 (0.19-0.89)	-0.26 - 0.28
1-4	Fmoy _{AP}	-0.003	0.042	0.8	0.58 (0.14-0.79)	-0.09 - 0.08
	Fmed _{AP}	0.012	0.051	0.7	0.48 (0.00-0.89)	-0.09 - 0.11
	RMS _{AP}	0.025	0.100	0.9	0.81 (0.45-0.93)	-0.18 - 0.23
1-5	Fmoy _{AP}	0.000	0.031	0.9	0.77 (0.35-0.90)	-0.06 - 0.06
	Fmed _{AP}	0.010	0.047	0.7	0.52 (0.00-0.82)	-0.08 - 0.10
	RMS _{AP}	-0.001	0.064	1.0	0.93 (0.70-0.99)	-0.13 - 0.13
1-6	Fmoy _{AP}	-0.001	0.037	0.9	0.73 (0.11-0.90)	-0.08 - 0.07
	Fmed _{AP}	0.009	0.056	0.7	0.49 (0.00-0.85)	-0.10 - 0.12
	RMS _{AP}	-0.007	0.073	1.0	0.92 (0.68-0.98)	-0.15 - 0.14
1-7	Fmoy _{AP}	0.001	0.030	0.9	0.82 (0.21-0.95)	-0.06 - 0.06
	Fmed _{AP}	0.011	0.049	0.8	0.61 (0.00-0.92)	-0.09 - 0.11
	RMS _{AP}	-0.010	0.075	1.0	0.91 (0.68-0.97)	-0.16 - 0.14
1-8	Fmoy _{AP}	-0.006	0.022	0.9	0.89 (0.48-0.97)	-0.05 - 0.04
	Fmed _{AP}	0.004	0.042	0.8	0.69 (0.00-0.96)	-0.08 - 0.09
	RMS _{AP}	0.002	0.079	0.9	0.90 (0.67-0.96)	-0.16 - 0.16
1-9	Fmoy _{AP}	-0.008	0.021	0.9	0.88 (0.51-0.96)	-0.05 - 0.03
	Fmed _{AP}	0.006	0.037	0.9	0.78 (0.00-0.95)	-0.07 - 0.08
	RMS _{AP}	-0.006	0.088	0.9	0.87 (0.56-0.94)	-0.18 - 0.17
1-10	Fmoy _{AP}	-0.007	0.017	1.0	0.93 (0.67-0.98)	-0.04 - 0.03
	Fmed _{AP}	0.006	0.030	0.9	0.84 (0.29-0.96)	-0.05 - 0.07
	RMS _{AP}	-0.012	0.082	1.0	0.90 (0.65-0.96)	-0.18 - 0.15

Tableau 8. Moyenne (D), écart-type (SD Diff), Erreur Standard de Mesure (SEM), Coefficient de corrélation intraclasse (CCI) et son intervalle de confiance à 95% (95% IC) et les Limites d'agrément à 95% (95% LOA) des paramètres posturaux issus d'une analyse spectrale de la trajectoire du CP selon l'axe AP (fréquence moyenne (Fmoy AP), fréquence médiane (Fmed AP), Root Mean Square (RMS AP) lorsque 1 à 10 essais sont comparés entre les sessions test et retest

Le bloc du tableau correspondant au nombre minimum d'essais moyennés nécessaire et suffisant pour obtenir une excellente fiabilité (CCI > 0,75) de la totalité des paramètres posturaux issus d'une analyse spectrale de la trajectoire du CP selon l'axe AP est grisé.

Essai(s) moyenné(s)	Paramètres du CP	D	SD Diff	SEM	ICC (95% CI)	95% LOA
1	Δt_{ML}	-0.067	0.658	0.2	0.06 (0.00-0.84)	-1.38 - 1.25
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{ML}$	-0.552	4.188	0.5	0.27 (0.00-0.96)	-8.93 - 7.82
	HcI_{ML}	0.010	0.073	0.3	0.09 (0.00-0.57)	-0.14 - 0.16
	HII_{ML}	-0.053	0.121	NC	0.00 (0.00-0.44)	-0.30 - 0.19
1-2	Δt_{ML}	-0.046	0.301	0.7	0.44 (0.18-0.92)	-0.65 - 0.56
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{ML}$	-0.116	1.844	0.9	0.77 (0.48-0.92)	-3.80 - 3.57
	HcI_{ML}	0.010	0.045	0.5	0.30 (0.00-0.67)	-0.08 - 0.10
	HII_{ML}	-0.036	0.091	NC	0.00 (0.00-0.29)	-0.22 - 0.15
1-3	Δt_{ML}	-0.025	0.301	0.6	0.40 (0.09-0.81)	-0.63 - 0.58
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{ML}$	-0.385	2.008	0.8	0.68 (0.39-0.91)	-4.41 - 3.63
	HcI_{ML}	0.005	0.035	0.7	0.49 (0.00-0.90)	-0.07 - 0.08
	HII_{ML}	0.003	0.070	0.2	0.04 (0.00-0.42)	-0.14 - 0.14
1-4	Δt_{ML}	-0.001	0.307	0.6	0.36 (0.08-0.75)	-0.62 - 0.61
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{ML}$	-0.455	2.288	0.8	0.60 (0.25-0.88)	-5.03 - 4.12
	HcI_{ML}	-0.002	0.029	0.6	0.33 (0.00-0.87)	-0.06 - 0.06
	HII_{ML}	0.000	0.069	NC	0.00 (0.00-0.43)	-0.14 - 0.14
1-5	Δt_{ML}	0.025	0.262	0.6	0.39 (0.09-0.69)	-0.50 - 0.55
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{ML}$	-0.203	1.924	0.8	0.67 (0.33-0.88)	-4.05 - 3.65
	HcI_{ML}	-0.002	0.027	0.4	0.15 (0.00-0.64)	-0.06 - 0.05
	HII_{ML}	-0.006	0.068	NC	0.00 (0.00-0.23)	-0.14 - 0.13
1-6	Δt_{ML}	0.031	0.229	0.7	0.44 (0.09-0.83)	-0.43 - 0.49
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{ML}$	-0.234	1.879	0.8	0.69 (0.36-0.90)	-3.99 - 3.52
	HcI_{ML}	-0.003	0.023	0.4	0.16 (0.00-0.76)	-0.05 - 0.04
	HII_{ML}	0.008	0.060	0.2	0.03 (0.00-0.48)	-0.11 - 0.13
1-7	Δt_{ML}	0.023	0.193	0.7	0.55 (0.18-0.85)	-0.36 - 0.41
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{ML}$	-0.368	1.578	0.9	0.76 (0.48-0.89)	-3.52 - 2.79
	HcI_{ML}	-0.004	0.018	0.4	0.14 (0.00-0.60)	-0.04 - 0.03
	HII_{ML}	0.014	0.048	0.6	0.40 (0.00-0.66)	-0.08 - 0.11
1-8	Δt_{ML}	0.029	0.192	0.7	0.55 (0.18-0.83)	-0.36 - 0.41
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{ML}$	0.075	2.091	0.8	0.72 (0.38-0.94)	-4.11 - 4.26
	HcI_{ML}	-0.003	0.017	0.7	0.52 (0.00-0.92)	-0.04 - 0.03
	HII_{ML}	0.015	0.049	0.6	0.33 (0.00-0.60)	-0.08 - 0.11
1-9	Δt_{ML}	0.033	0.211	0.7	0.46 (0.09-0.81)	-0.39 - 0.46
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{ML}$	0.236	2.026	0.9	0.73 (0.34-0.95)	-3.82 - 4.29
	HcI_{ML}	-0.002	0.016	0.6	0.42 (0.00-0.83)	-0.03 - 0.03
	HII_{ML}	0.021	0.036	0.7	0.48 (0.00-0.81)	-0.05 - 0.09
1-10	Δt_{ML}	0.023	0.222	0.7	0.44 (0.02-0.81)	-0.42 - 0.47
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{ML}$	0.131	2.188	0.8	0.70 (0.23-0.97)	-4.25 - 4.51
	HcI_{ML}	-0.001	0.016	0.7	0.50 (0.00-0.81)	-0.03 - 0.03
	HII_{ML}	0.019	0.039	0.6	0.34 (0.00-0.69)	-0.06 - 0.10

Tableau 9. Moyenne (D), écart-type (SD Diff), Erreur Standard de Mesure (SEM), Coefficient de corrélation intraclasse (CCI) et son intervalle de confiance à 95% (95% IC) et les Limites d'agrément à 95% (95% LOA) des paramètres posturaux issus d'une analyse non-linéaire de la trajectoire du CP selon l'axe ML (distance quadratique moyenne $\langle \Delta x^2 \rangle_{ML}$), Intervalle de temps (Δt_{ML}), Coefficient d'échelle de courte latence (HcI ML), Coefficient d'échelle de longue latence (HII ML)) lorsque 1 à 10 essais sont comparés entre les sessions test et retest

Essai(s) moyenné(s)	Paramètres du CP	D	SD Diff	SEM	ICC (95% CI)	95% LOA
1	Δt_{AP}	0.014	0.426	0.7	0.44 (0.00-0.87)	-0.84 - 0.87
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{AP}$	3.758	13.129	0.7	0.46 (0.03-0.79)	-22.5 - 30.0
	Hcl_{AP}	0.019	0.059	0.7	0.47 (0.00-0.76)	-0.10 - 0.14
	Hll_{AP}	0.042	0.165	NC	0.00 (0.00-0.45)	-0.29 - 0.37
1-2	Δt_{AP}	-0.084	0.304	0.7	0.55 (0.07-0.89)	-0.69 - 0.52
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{AP}$	0.688	5.953	0.9	0.84 (0.22-0.89)	-11.2 - 12.6
	Hcl_{AP}	0.021	0.045	0.7	0.47 (0.01-0.79)	-0.07 - 0.11
	Hll_{AP}	0.035	0.100	0.5	0.25 (0.00-0.52)	-0.17 - 0.24
1-3	Δt_{AP}	0.227	1.051	0.4	0.18 (0.00-0.46)	-1.88 - 2.33
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{AP}$	2.561	8.226	0.8	0.68 (0.23-0.89)	-13.9 - 19.0
	Hcl_{AP}	0.015	0.068	0.4	0.12 (0.00-0.52)	-0.12 - 0.15
	Hll_{AP}	0.002	0.084	0.5	0.23 (0.00-0.63)	-0.17 - 0.17
1-4	Δt_{AP}	-0.029	1.006	0.3	0.11 (0.00-0.34)	-2.04 - 1.98
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{AP}$	0.622	9.324	0.8	0.69 (0.34-0.84)	-18.0 - 19.3
	Hcl_{AP}	0.024	0.060	0.5	0.24 (0.00-0.65)	-0.10 - 0.14
	Hll_{AP}	0.008	0.079	0.5	0.29 (0.00-0.73)	-0.15 - 0.17
1-5	Δt_{AP}	-0.012	0.941	0.2	0.06 (0.00-0.35)	-1.89 - 1.87
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{AP}$	0.562	9.727	0.8	0.64 (0.22-0.83)	-18.9 - 20.0
	Hcl_{AP}	0.017	0.054	0.6	0.39 (0.00-0.59)	-0.09 - 0.13
	Hll_{AP}	-0.006	0.053	0.8	0.58 (0.00-0.81)	-0.11 - 0.10
1-6	Δt_{AP}	-0.007	0.831	0.3	0.07 (0.00-0.36)	-1.67 - 1.66
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{AP}$	1.088	9.580	0.8	0.67 (0.16-0.81)	-18.1 - 20.3
	Hcl_{AP}	0.016	0.054	0.6	0.35 (0.00-0.65)	-0.09 - 0.12
	Hll_{AP}	-0.016	0.067	0.6	0.41 (0.00-0.63)	-0.15 - 0.12
1-7	Δt_{AP}	-0.031	0.686	0.4	0.17 (0.00-0.46)	-1.40 - 1.34
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{AP}$	0.793	8.563	0.8	0.72 (0.22-0.83)	-16.3 - 17.9
	Hcl_{AP}	0.017	0.047	0.7	0.46 (0.00-0.77)	-0.08 - 0.11
	Hll_{AP}	-0.013	0.065	0.6	0.35 (0.00-0.65)	-0.14 - 0.12
1-8	Δt_{AP}	-0.018	0.628	0.4	0.17 (0.00-0.51)	-1.27 - 1.24
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{AP}$	1.436	8.532	0.8	0.71 (0.27-0.81)	-15.6 - 18.5
	Hcl_{AP}	0.016	0.044	0.6	0.41 (0.00-0.72)	-0.07 - 0.10
	Hll_{AP}	-0.012	0.058	0.7	0.50 (0.00-0.75)	-0.13 - 0.10
1-9	Δt_{AP}	-0.004	0.584	0.4	0.18 (0.00-0.54)	-1.17 - 1.16
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{AP}$	1.759	8.140	0.9	0.73 (0.37-0.83)	-14.5 - 18.0
	Hcl_{AP}	0.013	0.041	0.7	0.45 (0.00-0.74)	-0.07 - 0.10
	Hll_{AP}	-0.022	0.048	0.7	0.52 (0.00-0.77)	-0.12 - 0.07
1-10	Δt_{AP}	-0.015	0.570	0.5	0.27 (0.00-0.61)	-1.16 - 1.13
	$\langle \Delta x^2 \rangle_{AP}$	1.348	8.549	0.9	0.76 (0.47-0.83)	-15.8 - 18.5
	Hcl_{AP}	0.011	0.038	0.8	0.57 (0.00-0.77)	-0.07 - 0.09
	Hll_{AP}	-0.026	0.046	0.8	0.58 (0.00-0.76)	-0.12 - 0.07

Tableau 10. Moyenne (D), écart-type (SD Diff), Erreur Standard de Mesure (SEM), Coefficient de corrélation intraclasse (CCI) et son intervalle de confiance à 95% (95% IC) et les Limites d'agrément à 95% (95% LOA) des paramètres posturaux issus d'une analyse non-linéaire de la trajectoire du CP selon l'axe AP (distance quadratique moyenne ($\langle \Delta x^2 \rangle_{AP}$), Intervalle de temps (Δt_{AP}), Coefficient d'échelle de courte latence (Hcl_{AP}), Coefficient d'échelle de longue latence (Hll_{AP})) lorsque 1 à 10 essais sont comparés entre les sessions test et retest

D'une manière générale, ces résultats montrent que les CCI augmentent avec le nombre d'essais moyennés pour déterminer les capacités de contrôle de la posture bipédique (Tableaux 4 à 10). Ils permettent en outre de construire la Figure 8 représentant le pourcentage de paramètres posturographiques démontrant une excellente fiabilité en fonction du nombre d'essais moyennés.

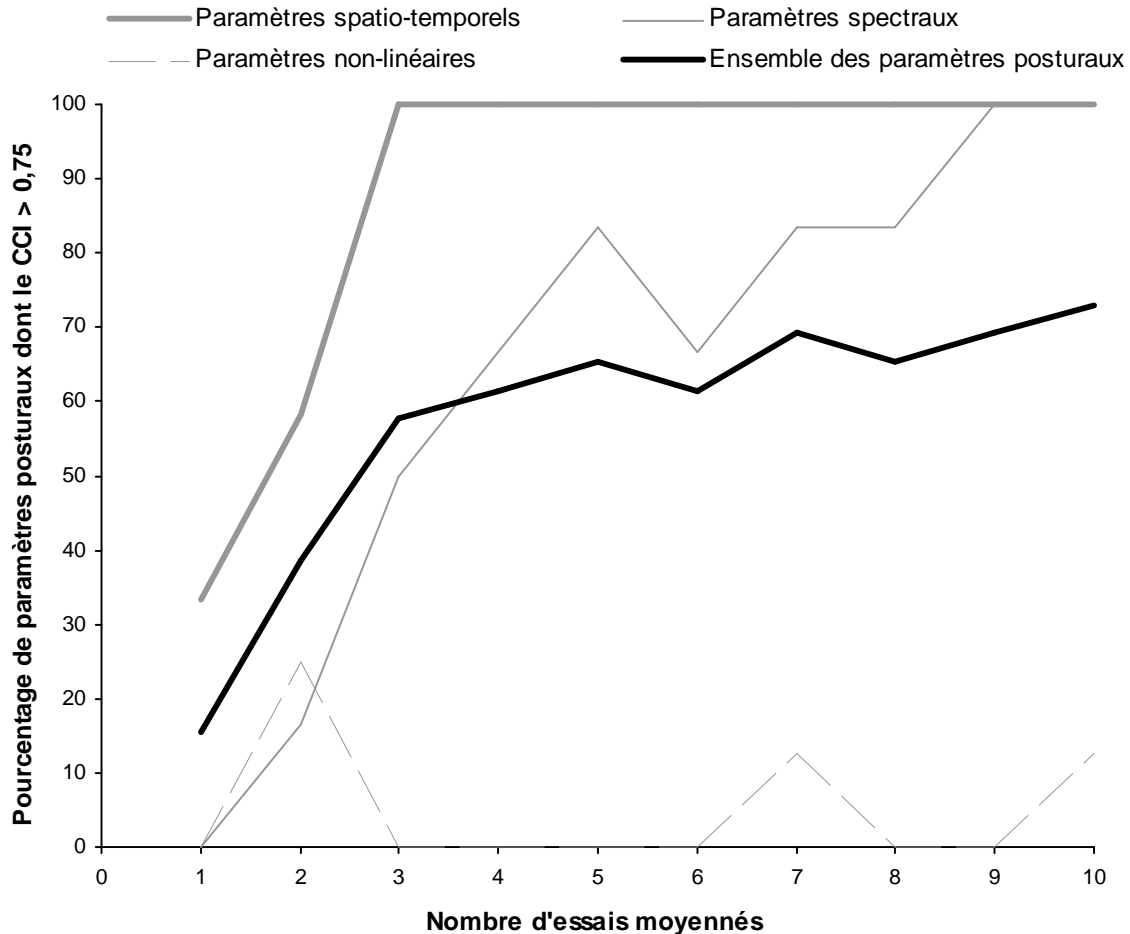


Figure 8. Pourcentage de l'ensemble des paramètres posturographiques (trait noir) et des paramètres analysés spécifiquement dans les domaines spatio-temporel (trait gris épais), spectral (trait gris fin) et non-linéaire (trait pointillé) démontrant une excellente fiabilité (CCI > 0,75) en fonction du nombre d'essais moyennés pour caractériser le comportement postural des sujets

L'analyse de la Figure 8 indique que lorsque l'on augmente le nombre de paramètres posturographiques utilisés pour caractériser le contrôle de la posture des sujets :

- de 1 à 2 essais, le pourcentage de paramètres présentant un CCI > 0,75 augmente de 23%,
- de 2 à 3 essais, ce pourcentage augmente encore de 19%, alors qu'
- au-delà de 3 essais, ce pourcentage n'est plus modifié de manière significative (variations inférieures à 8%) pour la prise en compte d'un essai supplémentaire dans le calcul des paramètres.

Autrement dit, à partir de 3 essais, la réalisation d'un essai supplémentaire ne nous semble pas apporter un bénéfice suffisant en terme d'augmentation de la proportion de paramètre fiable. En conséquence, pour satisfaire aux exigences pratiques d'une utilisation de l'évaluation

posturographique en clinique, nous proposons de retenir une procédure expérimentale consistant à moyenner 3 essais de 32 secondes réalisés les yeux fermés.

En outre, lorsque l'on retient cette procédure expérimentale, nos résultats montrent qu'aucun des paramètres issus de l'analyse non linéaire et qu'aucun des paramètres issus de l'analyse spectrale selon l'axe antéropostérieur ne présente de CCI supérieurs à 0,75. Ce point sera spécifiquement discuté ultérieurement et, conformément à la démarche que nous nous sommes fixée (Figure 7, page 53), ces paramètres ne seront pas retenus pour les études suivantes.

2. Etude 2 : Validité de construit discriminante et par groupes extrêmes de paramètres posturographiques d'évaluation du contrôle de la posture bipédique

Quarante jeunes hommes sains (âge : 22 ± 2 ans ; poids : 69 ± 6 kg ; taille : 173 ± 5 cm), 40 jeunes filles saines (âge : 22 ± 1 ans ; poids : 64 ± 9 kg ; taille : 169 ± 7 cm) et 40 hommes âgés (âge : 73 ± 3 ans ; poids : 69 ± 4 kg ; taille : 169 ± 4 cm) ont participé à l'expérience

Au cours de cette expérience, les sujets devaient réaliser la tâche posturale décrite dans l'expérience 1 selon la procédure expérimentale sélectionnée à l'issue de l'étude 1 (3 essais de 32 secondes les yeux fermés).

Afin d'évaluer la validité de construit discriminante, traduisant la qualité d'un outil à ne pas être associé à des variables avec lesquelles il ne devrait théoriquement pas l'être (Fortin et al., 1996), les paramètres posturographiques fiables (étude 1) mesurés chez 40 jeunes hommes et 40 jeunes filles ont été comparés.

Afin d'évaluer la validité de construit par groupes extrêmes, pour laquelle un score significativement différent doit être obtenu entre deux groupes dont la différence est cliniquement évidente pour l'entité mesurée (Fortin et al., 1996), les paramètres posturographiques fiables (étude 1) mesurés chez 40 jeunes hommes et 40 hommes âgés de plus de 70 ans ont été comparés.

Comme mentionné dans le Tableau 11, une ANOVA 3 Groupes (Jeunes Hommes *versus* Jeunes Filles *versus* Hommes Agés) montre un effet du Groupe pour chacun des paramètres posturographiques.

La décomposition de cet effet simple révèle :

(1) une absence de différence significative entre le groupe des Jeunes Hommes et celui des Jeunes Filles pour chacun des paramètres posturographiques ($P_s > 0.05$) (Tableau 11),

(2) une augmentation significative des valeurs de chacun des paramètres obtenus pour le groupe des Hommes Agés par rapport à celles obtenues pour le groupe des Jeunes Hommes ($P_s < 0.05$) (Tableau 11).

Paramètres posturaux fiables	Analyses de variance 3 groupes (JH vs. JF vs. PA)				Analyses post-hoc	
	dl	dl Erreur	F	P	JH vs. JF P	JH vs. PA P
Surface	2	177	121.35	****	NS	***
Var_{ML}	2	177	77.47	****	NS	***
Var_{AP}	2	177	67.55	****	NS	***
Amax_{2D}	2	177	88.70	****	NS	***
Amax_{ML}	2	177	74.17	****	NS	***
Amax_{AP}	2	177	109.86	****	NS	***
Vmoy_{2D}	2	177	86.44	****	NS	***
Vmoy_{ML}	2	177	108.05	****	NS	***
Vmoy_{AP}	2	177	68.35	****	NS	***
Vmax_{2D}	2	177	21.34	***	NS	***
Vmax_{ML}	2	177	10.44	***	NS	***
Vmax_{AP}	2	177	19.98	****	NS	***
RMS_{ML}	2	177	122.37	****	NS	***
Fmoy_{ML}	2	177	14.41	****	NS	***
Fmed_{ML}	2	177	13.30	****	NS	***

Tableau 11. Résultats des analyses de variance et de la décomposition de ses effets réalisées sur les trois groupes de sujets Jeunes Hommes (JH), Jeunes Femmes (JF) et Personnes Agées (PA) pour l'ensemble des paramètres posturographiques fiables. (*** : P<0.001 et **** :P<0.0001)

Nos résultats suggèrent que les paramètres posturographiques que nous avons identifiés comme fiables dans l'étude 1 présentent également une bonne validité de construit discriminante et par groupes extrêmes. Nous les retenons donc tous pour les études suivantes.

3. Etude 3 : Etude de l'utilité des paramètres posturographiques d'évaluation du contrôle de la posture bipédique

L'objectif de cette troisième étude était de réduire le nombre de paramètres posturographiques caractérisant le contrôle de la posture bipédique en nous basant sur des critères d'utilité préalablement fixés. Un paramètre est considéré comme cliniquement utile si et seulement si :

(1) il démontre des qualités métrologiques de fiabilité et de validité selon ses axes médiolatéral et antéropostérieur (premier critère),

(2) il fournit une information non-redondante à celle fournie par un ou plusieurs autres paramètres (second critère).

L'étude 1 nous a permis d'identifier que les paramètres posturographiques issus de l'analyse non linéaire et de l'analyse spectrale de la trajectoire du CP selon l'axe antéropostérieur ne présentaient pas une excellente fiabilité. Notre premier critère nous conduit donc à exclure également les paramètres posturographiques issus de l'analyse non linéaire et de l'analyse spectrale de la trajectoire du CP selon l'axe médiolatéral. Par conséquent, nous n'avons appliqué notre second critère d'utilité qu'aux seuls paramètres issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire du CP.

Le degré d'intercorrélation de ces paramètres devrait nous permettre d'identifier des groupes de paramètres très corrélés, fournissant donc une information redondante. Pour ce faire, nous avons calculé le degré d'intercorrélation, par le calcul des coefficients de corrélation de Pearson, entre ces différents paramètres posturographiques obtenus chez 230 sujets jeunes (âge : 22 ± 2 ans ; poids : 72 ± 12 kg ; taille : 178 ± 18 cm).

L'interprétation des coefficients de corrélation de Pearson que nous choisissons est la suivante, récemment décrite par Suponitsky et *al.* (Suponitsky et *al.*, 2008) :

- $r > 0,9$ indique une corrélation très élevée,
- $0,7 < r < 0,9$ indique une corrélation élevée,
- $0,5 < r < 0,7$ indique une corrélation modérée,
- $0,3 < r < 0,5$ indique une corrélation basse, et
- $r < 0,3$ indique une corrélation très basse.

Les résultats de l'analyse des intercorrélations sont présentés sur le Tableau 12 page suivante.

Paramètres posturaux fiables et valides	Surface	Var _{ML}	Var _{AP}	Amax _{2D}	Amax _{ML}	Amax _{AP}	Vmoy _{2D}	Vmoy _{ML}	Vmoy _{AP}	Vmax _{2D}	Vmax _{ML}	Vmax _{AP}
Surface	1,00											
Var _{ML}	0,84 ***	1,00										
Var _{AP}	0,89 ***	0,54 ***	1,00									
Amax _{2D}	0,77 ***	0,60 ***	0,73 ***	1,00								
Amax _{ML}	0,67 ***	0,73 ***	0,44 ***	0,81 ***	1,00							
Amax _{AP}	0,83 ***	0,57 ***	0,85 ***	0,93 ***	0,63 ***	1,00						
Vmoy _{2D}	0,49 ***	0,40 ***	0,41 ***	0,56 ***	0,51 ***	0,56 ***	1,00					
Vmoy _{ML}	0,49 ***	0,45 ***	0,36 ***	0,55 ***	0,61 ***	0,51 ***	0,90 ***	1,00				
Vmoy _{AP}	0,43 ***	0,29 **	0,40 ***	0,51 ***	0,40 ***	0,55 ***	0,95 ***	0,76 ***	1,00			
Vmax _{2D}	0,17 *	0,20 *		0,58 ***	0,65 ***	0,38 ***	0,32 ***	0,38 ***	0,24 ***	1,00		
Vmax _{ML}		0,14 **		0,52 ***	0,66 ***	0,26 ***	0,21 **	0,32 ***		0,88 ***	1,00	
Vmax _{AP}	0,18 **	0,21 **		0,59 ***	0,66 ***	0,39 ***	0,35 ***	0,42 ***	0,27 ***	0,97 ***	0,90 ***	1,00

Tableau 12. Intercorrélation entre les paramètres posturographiques fiables et valides en 2D et/ou selon les deux axes ML et AP. Ces paramètres posturographiques sont tous issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire du CP. Quand la corrélation est significative ($p < 0.05$) le coefficient de corrélation r et son seuil de significativité (test de Fisher) sont reportés (***: $p < 0.001$; **: $p < 0.01$ et * : $p < 0.05$).

Une représentation graphique (Figure 9) de ces degrés d'intercorrélations, présentée sur la page suivante, permet d'identifier très clairement 3 « familles » de paramètres posturographiques non corrélés entre elles.

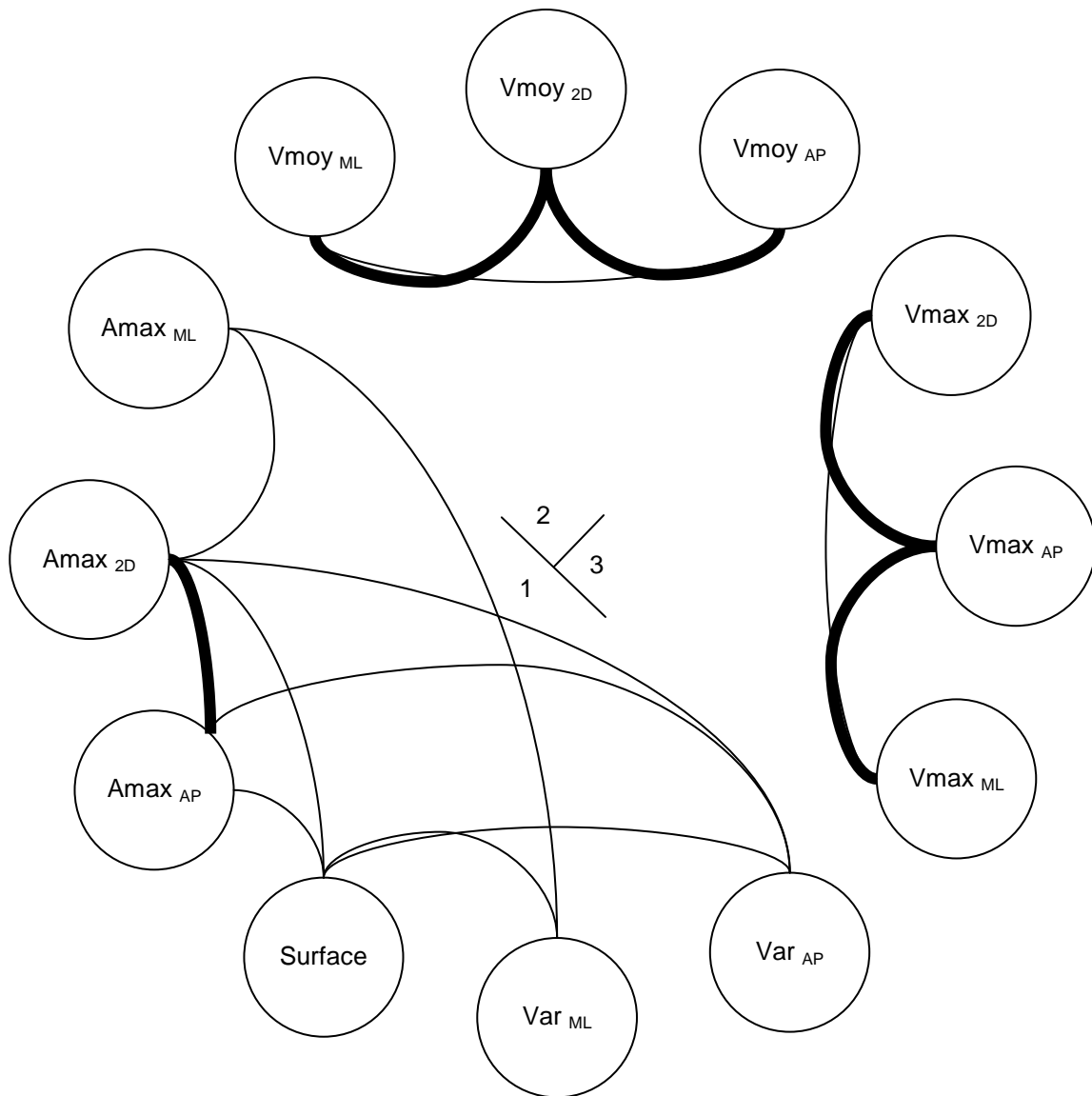


Figure 9. Représentation schématique des intercorrélations entre les paramètres posturographiques fiables et valides en 2D et/ou selon les deux axes ML et AP. Les traits épais reliant deux paramètres représentent un coefficient de corrélation supérieur à 0,90 entre ces deux variables, alors qu'un trait fin représente un coefficient de corrélation compris entre 0,70 et 0,90. Le symbole de division, au centre de la figure, matérialise la présence de 3 groupes de paramètres posturographiques.

A l'issue de cette étude 3, nous sommes parvenus, grâce à notre premier critère d'utilité, à réduire le nombre de paramètres posturographiques fiables, valides et utiles aux seuls paramètres issus d'une analyse spatio-temporelle. Au sein de ces paramètres, on peut identifier, grâce à notre second critère d'utilité, trois groupes de paramètres posturographiques non corrélés entre eux, renseignant probablement d'éléments différents du contrôle de la posture bipédique.

Deux de ces trois groupes sont renseignés exclusivement par la vitesse moyenne et la vitesse maximale. En revanche, trois sortes de paramètres composent le troisième groupe. Il est nécessaire, selon notre objectif initial de réduction des paramètres posturographiques, d'en isoler un seul des trois. Pour ce faire, nous retiendrons un critère d'utilisabilité, présenté dans l'étude suivante.

4. Etude 4 : Etude de l'utilisabilité perçue par les kinésithérapeutes des paramètres posturographiques d'évaluation du contrôle de la posture bipédique en pratique clinique

Les trois études précédentes nous ont permis d'identifier les paramètres posturographiques issus d'une analyse spatio-temporelles comme les plus fiables, valides et utiles pour évaluer le contrôle postural des sujets selon la procédure expérimentale déterminée dans l'étude 1. Selon notre démarche de réduction des paramètres posturographiques pour la pratique clinique, le dernier élément à prendre en compte est l'utilisabilité perçue par les cliniciens de ces paramètres.

Pour ce faire, un questionnaire traitant de l'évaluation du contrôle de la posture bipédique a été rempli, de manière volontaire, par 45 kinésithérapeutes. Ce questionnaire était mis en ligne sur internet avec un accès limité. Pour pouvoir répondre au questionnaire, les sujets devaient y être invités par un courrier électronique leur délivrant un code d'accès. La diffusion de ce courrier auprès des cliniciens a été réalisée par le biais d'associations professionnelles et il était demandé dans le courrier de le diffuser aux personnes susceptibles d'être intéressées.

Le questionnaire était structuré en deux parties.

La première partie permettait de renseigner l'identité et le degré de pratique du kinésithérapeute (âge, sexe, années de pratique, formation spécifique en posture, temps consacré à l'évaluation de la posture).

La seconde partie du questionnaire regroupait des questions sur l'utilisabilité perçue des paramètres posturographiques (issus des analyses spatio-temporelle, spectrale et non-linéaire de la trajectoire du CP). Les sujets devaient coter l'utilisabilité perçue pour chacun de ces paramètres sur une échelle de type Likert à 7 degrés graduée de 1, « pas du tout », et 7, « tout à fait ».

Il est important de noter qu'une annexe à ce questionnaire indiquait les définitions et significations fonctionnelles de chacun de ces paramètres.

Les caractéristiques des kinésithérapeutes ayant répondu à notre questionnaire sont reportés dans le Tableau 13 suivant :

Sexe	âge	Années de pratique	Formation spécifique en posture
35 hommes / 10 femmes	37 ± 12 ans	14 ± 12 ans	27 non / 18 oui

Tableau 13. Caractéristiques des kinésithérapeutes ayant répondu au questionnaire de l'étude 4

A la question : « Combien de temps pensez-vous pouvoir accorder à l'évaluation de l'équilibre d'une personne souffrant de troubles posturaux ? », les kinésithérapeutes ont majoritairement répondu 10 à 15 minutes (Figure 10).

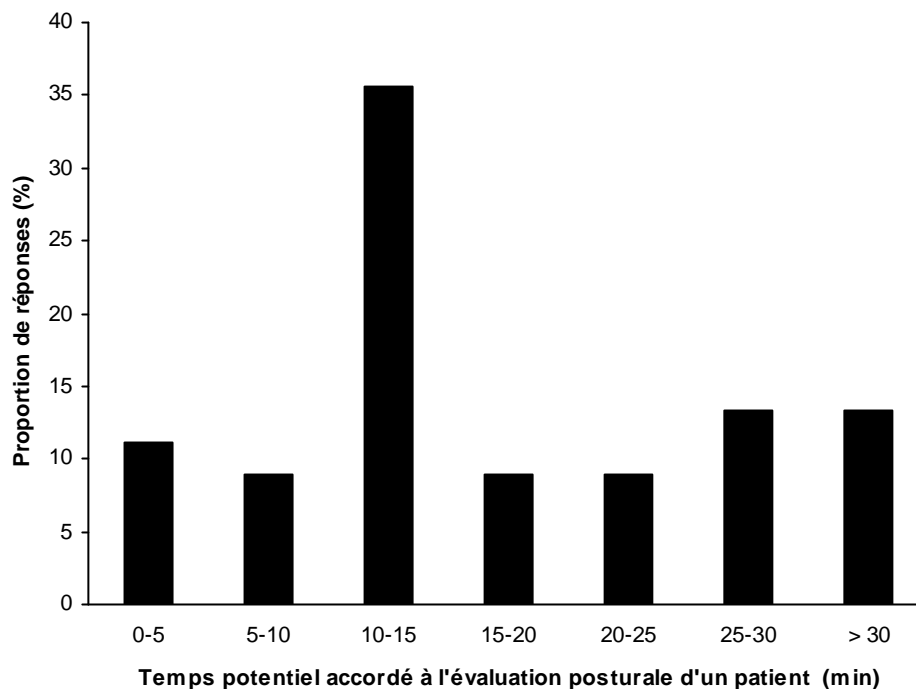


Figure 10. Proportion (en %) des réponses fournies par les sujets à la question « Combien de temps pensez-vous pouvoir accorder à l'évaluation de l'équilibre d'une personne souffrant de troubles posturaux ? »

A la question : « A quel degré vous sentez vous capable d'utiliser les paramètres posturographiques suivants de façon efficace et rapide ? », posée pour chacun des paramètres posturographiques fiables et valides en 2D et/ou selon les deux axes ML et AP, les kinésithérapeutes ont majoritairement répondu 7 (« tout à fait ») pour la surface et 4 (« moyennement ») pour les quatre autres paramètres (Amax, Var, Vmoy et Vmax). (Tableau 14).

Paramètres fiables valides et utiles	1 (pas du tout)	2 (très peu)	3 (un peu)	4 (moyennement)	5 (assez)	6 (beaucoup)	7 (tout à fait)
Surface	0.0	8.9	13.3	8.9	22.2	20.0	26.7
Amax	4.4	6.7	15.6	20.0	17.8	17.8	17.8
Var	15.6	8.9	11.1	20.0	17.8	13.3	13.3
Vmoy	13.3	8.9	8.9	22.2	13.3	13.3	20.0
Vmax	13.3	15.6	13.3	26.7	6.7	13.3	11.1

Tableau 14. Proportion (en %) des réponses fournies par l'ensemble des 45 kinésithérapeutes à la question « A quel degré vous sentez vous capable d'utiliser les paramètres posturographiques suivants de façon efficace et rapide ? »

Les proportions les plus importantes sont en gras.

Une analyse complémentaire a été réalisée, dans le but d'identifier si l'utilisabilité perçue des paramètres posturographiques était différente selon que les kinésithérapeutes aient reçu (Tableau 15), ou non (Tableau 16), une formation complémentaire dans le domaine de l'évaluation de la posture.

Paramètres fiables valides et utiles	1 (pas du tout)	2 (très peu)	3 (un peu)	4 (moyennement)	5 (assez)	6 (beaucoup)	7 (tout à fait)
Surface	0.0	7.4	18.5	7.4	25.9	25.9	14.8
Amax	3.7	7.4	14.8	25.9	22.2	18.5	7.4
Var	25.9	11.1	7.4	18.5	18.5	11.1	7.4
Vmoy	14.8	7.4	11.1	29.6	11.1	14.8	11.1
Vmax	14.8	11.1	18.5	29.6	7.4	14.8	3.7

Tableau 15. Proportion (en %) des réponses fournies par les 27 kinésithérapeutes n'ayant pas reçu de formation spécifique complémentaire en posture à la question « A quel degré vous sentez vous capable d'utiliser les paramètres posturographiques suivants de façon efficace et rapide ? »
Les proportions les plus importantes sont en gras.

Paramètres fiables valides et utiles	1 (pas du tout)	2 (très peu)	3 (un peu)	4 (moyennement)	5 (assez)	6 (beaucoup)	7 (tout à fait)
Surface	0.0	11.1	5.6	11.1	16.7	11.1	44.4
Amax	5.6	5.6	16.7	11.1	11.1	16.7	33.3
Var	0.0	5.6	16.7	22.2	16.7	16.7	22.2
Vmoy	11.1	11.1	5.6	11.1	16.7	11.1	33.3
Vmax	11.1	22.2	5.6	22.2	5.6	11.1	22.2

Tableau 16. Proportion (en %) des réponses fournies par les 18 kinésithérapeutes ayant reçu de formation spécifique complémentaire en posture à la question « A quel degré vous sentez vous capable d'utiliser les paramètres posturographiques suivants de façon efficace et rapide ? »
Les proportions les plus importantes sont en gras.

Les résultats de cette analyse complémentaire indiquent que, de manière générale, l'utilisabilité perçue des paramètres posturographiques augmente lorsque les sujets ont reçu une formation complémentaire en évaluation de la posture.

De plus, la surface semble être le paramètre plébiscité par les kinésithérapeutes, qu'ils aient ou non reçu une formation complémentaire en évaluation de la posture.

Conclusion du premier chapitre expérimental

Dans leur ensemble, les études consignées dans ce premier chapitre expérimental nous ont permis d'établir une procédure fiable, en un nombre d'essais à réaliser raisonnable, d'évaluation posturographique des capacités de contrôle de la posture bipédique.

Elles nous ont en outre permis de réduire le nombre de paramètres caractérisant le contrôle postural selon des critères de fiabilité, validité, utilité et utilisabilité. Cette réduction du nombre de paramètres est un point important pour une utilisation clinique de l'évaluation posturale (Rocchi *et al.*, 2004).

Il apparaît que la vitesse moyenne, la vitesse maximale et la surface couverte par la trajectoire du CP remplissent ces critères.

La surface couverte par la trajectoire du CP apparaissant comme le paramètre fiable, valide, utile et perçue comme le plus utilisable par une majorité des kinésithérapeutes interrogés pour notre étude, nous faisons le choix de ne retenir que ce paramètre pour les analyses réalisées lors des études des deuxième et troisième chapitres expérimentaux.

De plus, nous pensons que ce paramètre est le plus adapté à la consigne posturale que nous délivrons au sujet, c'est-à-dire « restez le plus immobile possible ».

Chapitre expérimental 2

Vers une meilleure compréhension des mécanismes de contrôle de la posture bipédique

1. Etude préliminaire 1 : Pertinence de l'exercice fatigant les muscles cervicaux
 - 1.1. Evaluation du caractère fatigant de l'exercice musculaire cervical
 - 1.2. Effet de l'exercice musculaire cervical sur les capacités proprioceptives cervicales
2. Etude préliminaire 2 : Pertinence de l'exercice fatigant les muscles lombaires
 - 2.1. Evaluation du caractère fatigant de l'exercice musculaire lombaire
 - 2.2. Effet de l'exercice musculaire sur les capacités proprioceptives lombaires
3. Etude 1 : Contribution des informations sensorielles issues des récepteurs physiologiques au contrôle de la posture bipédique en état de fatigue des muscles du rachis
 - 3.1. Etude 1.1. Contribution de la vision
 - 3.2. Etude 1.2. Contribution du segment tête-cou
 - 3.3. Etude 1.3. Contribution du segment pied-cheville
4. Etude 2 : Contribution des informations sensorielles issues de capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive au contrôle de la posture bipédique en état de fatigue des muscles du rachis.
 - 4.1. Etude 2.1. Contribution des informations sensorielles du segment tête-cou issues de capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive au contrôle de la posture bipédique en état de fatigue des muscles du rachis
 - 4.2. Etude 2.2. Contribution des informations sensorielles du segment pied-cheville issues de capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive au contrôle de la posture bipédique en état de fatigue des muscles du rachis

Dans le respect de la démarche que nous avons énoncée dans le préambule de ce manuscrit, de manière complémentaire à l'établissement d'évaluations fiables, valides, utiles et utilisables du contrôle de la posture bipédique, il est nécessaire de mener une recherche fondamentale en neurosciences comportementales sur les mécanismes mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique, afin de proposer une prise en charge raisonnée (« evidence based practice ») des troubles de la posture bipédique.

Dans ce contexte, l'objectif de ce deuxième chapitre expérimental est de mieux comprendre les mécanismes d'intégration des informations sensorielles mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique.

Pour ce faire, nous avons exploité le paradigme expérimental consistant à évaluer les adaptations du système nerveux central à des manipulations (i) de l'état du système neuromusculaire du rachis, par le biais d'une fatigue musculaire et (ii) de la disponibilité, fiabilité et précision des informations sensorielles visuelles, issues du segment tête-cou et du segment pied-cheville (Vuillerme, 2002). La manipulation de ces informations a été obtenue (1) par une action perturbante ou stimulante dirigée sur les capteurs physiologiques eux-mêmes (étude 1), et (2) par l'utilisation de capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive (étude 2).

Notons dès à présent que l'ensemble des manipulations des informations sensorielles (en dehors de la condition Vision de l'étude 1) ont été réalisées en l'absence d'information visuelle (yeux fermés sous un masque opaque).

Si ces manipulations sensorielles (dont les effets sur le contrôle de la posture bipédique ont déjà fait l'objet de nombreux travaux) seront présentées dans nos études, il convient dans un premier temps de justifier le choix d'une fatigue musculaire localisée au niveau du rachis et du type d'exercices musculaires utilisés, et de s'assurer que ces exercices musculaires induisent bien une altération du système neuromusculaire.

Le choix de fatiguer le rachis cervical et le rachis lombaire a, d'une part, été guidé par deux raisons, de nature:

(1) fondamentale, dans la mesure où ni la contribution du rachis au contrôle de la posture bipédique, ni les effets d'une fatigue musculaire à ce niveau sur le contrôle de la posture bipédique n'avaient fait l'objet d'étude ;

(2) appliquée, dans la mesure où nombreuses sont les activités professionnelles ou récréatives qui donnent lieu à des états de fatigues musculaires au niveau du rachis cervical et du rachis lombaire.

D'autre part, s'il est possible d'induire une fatigue musculaire aussi bien en réalisant des exercices isométriques et anisométriques, il semble que les contractions isométriques fassent apparaître des phénomènes de fatigue centrale avant ceux de la fatigue périphérique (Kay *et al.*, 2000, Babault *et al.*, 2006). L'objectif recherché par nos exercices musculaires étant plutôt d'obtenir des phénomènes périphériques, nous avons choisi des exercices musculaires anisométriques pour lesquels il était demandé aux sujets de réaliser le plus grand nombre de mouvements possibles, dans la totalité

de l'amplitude articulaire permise, en suivant un rythme imposé par un métronome (40 battements/min) et jusqu'à épuisement, c'est-à-dire jusqu'à ce qu'ils ne soient plus capables de réaliser le mouvement ou de suivre le rythme imposé.

Ces mouvements consistaient pour le protocole fatiguant les muscles cervicaux, à se tenir debout et réaliser une élévation d'épaules avec une charge (haltères) correspondant à 30 % de la force maximale volontaire (Figure 11), déterminée individuellement lors d'un pré-test.

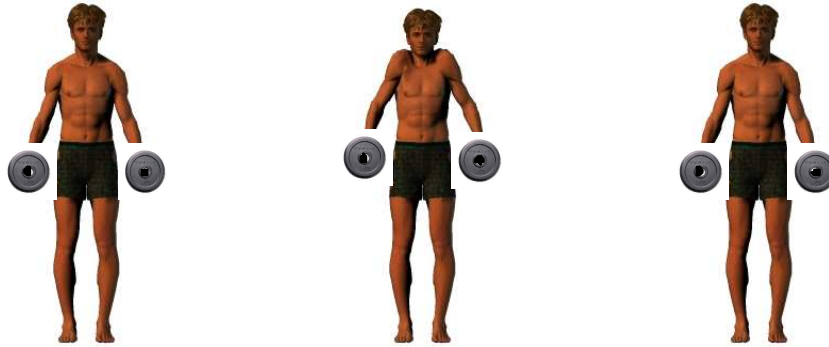


Figure 11. Illustration du protocole d'exercices fatiguant les muscles cervicaux

Pour le protocole fatiguant les muscles lombaires, les sujets étaient en procubitus sur une table, le tronc dans le vide, et le mouvement à réaliser consistait à ramener le tronc à l'horizontal, dans l'alignement des membres inférieurs, puis à le laisser retomber en ralentissant la chute (Figure 12).



Figure 12. Illustration du protocole d'exercices fatiguant les muscles lombaires

Enfin, afin de s'assurer que ces exercices musculaires étaient appropriés pour induire une altération du système neuromusculaire au niveau du rachis cervical et lombaire, nous avons mis en place une série d'études (étude préliminaire 1 pour l'exercice musculaire cervical et étude préliminaire 2 pour l'exercice musculaire lombaire) visant à évaluer (1) le caractère fatiguant de nos exercices musculaires, puis (2) les effets de ces exercices sur les capacités proprioceptives cervicale et lombaire.

Pour ces 2 études préliminaires, l'exercice est considéré comme fatiguant si (1) la force maximale volontaire (FMV) générée par le sujet après l'exercice est inférieure à celle qu'il générerait avant (Edwards et *al.*, 1981), (2) la fréquence médiane (Fmed) du spectre de puissance du signal électromyographique (EMG) diminue alors que son amplitude (évaluée par la RMS, par exemple) augmente (De Luca, 1984 ; Viitasalo & Komi, 1977) et (3) la perception subjective de l'état de fatigue du sujet évaluée par l'échelle de Borg CR10 (Borg, 1990) est supérieure à 7 (« très sévère »). Notons que des études ont par ailleurs montré une bonne corrélation entre les mesures physiologiques objectives et la perception subjective de fatigue chez des sujets jeunes sains (Robertson et *al.*, 1990).

Etude préliminaire 1 : Pertinence de l'exercice fatigant les muscles cervicaux

4.1. Evaluation du caractère fatigant de l'exercice musculaire cervical

Cinq sujets masculins sains (âge : 26 ± 3 ans ; poids : 69 ± 5 kg ; taille : 178 ± 8 cm) ont réalisé l'exercice fatigant les muscles cervicaux présenté Figure 11. Le caractère fatigant des exercices musculaires cervicaux et lombaires était déterminé selon la procédure suivante (Figure 13) :

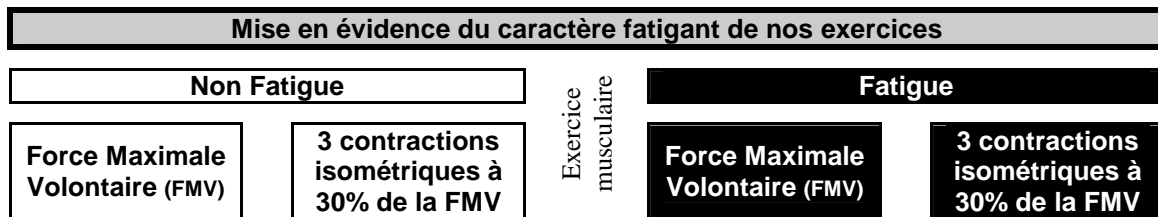


Figure 13. Illustration schématique de la procédure expérimentale vérifiant le caractère fatigant de nos exercices

Des mesures de FMV, ainsi que des mesures EMG des muscles cervicaux ont été réalisées avant et après les exercices fatigants ces muscles. Les FMV étaient recueillies par une jauge de contrainte placée au dessus de l'épaule du sujet (Figure 14). Les sujets avaient pour consigne de mettre leur épaule, dans le cas des muscles cervicaux, au contact de la jauge avec précaution avant de développer un maximum de force selon un mouvement d'élévation du moignon de l'épaule.

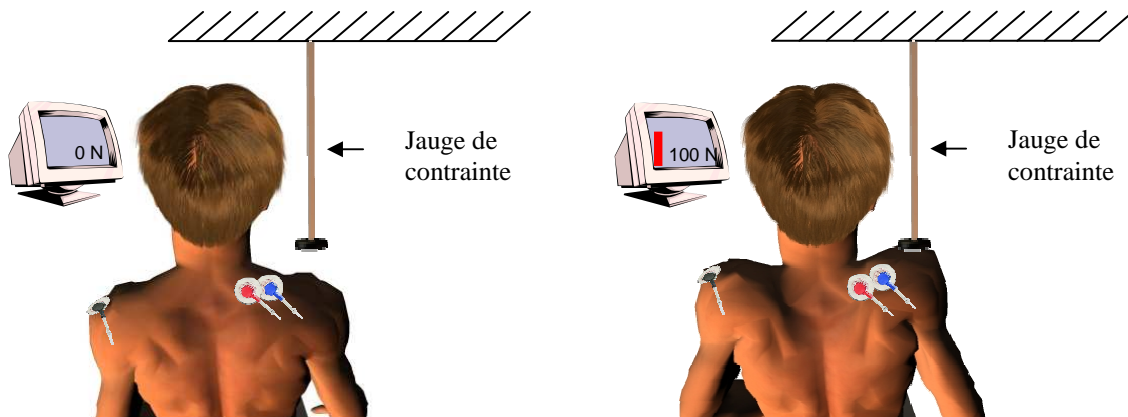


Figure 14. Illustration du positionnement des électrodes pour le recueil des EMG et des forces générées par le sujet dans l'exercice musculaire fatigant les muscles cervicaux

Les électrodes permettant le recueil du signal EMG était positionnée selon la méthodologie proposée par Farina et *al.* (Farina et *al.*, 2002) et illustrée sur la Figure 14.

Les signaux EMG recueillis pour chaque sujet, avant et après l'exercice fatigant, étaient obtenus pour une génération de force constante fixée à 30% de la FMV initiale (Tableau 17). Une évaluation subjective de la fatigue par l'échelle de Borg CR10 était également recueillie à l'issue des exercices.

Les résultats obtenus, présentés Tableau 17, indiquent que l'exercice musculaire proposé induit bien une fatigue pour l'ensemble des sujets testés.

	FMV (%)	Fmed (%)	RMS (%)	Borg
Sujet 1	- 6	- 33	+ 12	7
Sujet 2	- 14	- 23	+ 53	9
Sujet 3	- 49	- 15	+ 58	9
Sujet 4	- 49	- 30	+ 3	9
Sujet 5	- 32	- 25	+ 35	8
Moyenne	- 28	- 25	+ 33	8

Tableau 17. Evolution des paramètres objectifs (FMV, Fmed et RMS du spectre de puissance de l'EMG) et cotation subjective (Borg) caractérisant le caractère fatigant de notre exercice musculaire cervical

4.2. Effet de l'exercice musculaire cervical sur les capacités proprioceptives cervicales

Neuf sujets masculins sains (âge : 28 ± 6 ans ; taille : 178 ± 5 cm ; poids : 71 ± 6 kg) ont réalisés un test de repositionnement céphalique (TRC) (Revel et al., 1991), dont nous nous sommes préalablement assurés de la fiabilité et validité (Pinsault et al., 2008b,c ; Pinsault & Vuillerme 2009c ; Vuillerme et al., 2008d), dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue cervicale », afin d'évaluer les effets d'une fatigue des muscles du rachis cervical sur le sens de la position céphalique.

Pour ce faire, les sujets étaient équipés d'un casque léger, attaché de manière stable sur la tête, sur lequel était fixé un pointeur lumineux relié, par un fil électrique, à un bouton poussoir. Ils avaient la vision occultée et étaient assis adossés sur une chaise à haut dossier située à 3 mètres d'un mur blanc filmé durant toute l'expérience, dans une position du rachis cervical considérée par eux-mêmes comme « neutre de rotation et de flexion ». Après quelques secondes de concentration sur cette position neutre, les sujets marquaient la *position initiale* de leur tête par une pression sur le bouton poussoir. La tâche consistait ensuite à effectuer une rotation maximale de la tête vers la droite, ou la gauche, pendant 2 secondes et à retrouver la position neutre avec un maximum de précision sans consigne de vitesse. Lorsque la *position finale* était stabilisée, les sujets marquaient à nouveau la position de la tête en pressant le bouton poussoir.

L'écart entre les positions *initiale* et *finale*, matérialisées par les impacts laser sur le mur, était établi par un logiciel d'analyse vidéo puis traduit en degré d'angle par trigonométrie pour constituer un repositionnement. Dix repositionnements étaient demandés aux sujets pour chacune des rotations droite et gauche, pour un total de 20 repositionnements.

Les erreurs absolue (EA) et variable (EV), traduisant respectivement la précision et la variabilité du repositionnement (Schmidt, 1988), ont été calculées.

L'analyse statistique réalisée (test t pour données appariées) montre une augmentation significative des EA et EV commises en condition de « Fatigue cervicale » (Figure 15) par rapport à celles commises en condition « Non fatigue » ($t = 2.57, P < 0.05$, pour EA ; $t = 3.52, P < 0.001$, pour EV).

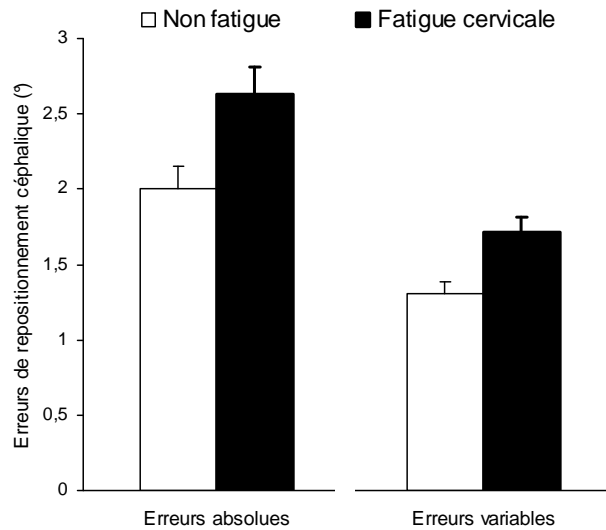


Figure 15. Moyennes et erreurs standards des erreurs absolue et variable commises par les sujets dans les 2 conditions expérimentales de « Non fatigue » et « Fatigue Cervicale »

5. Etude préliminaire 2 : Pertinence de l'exercice fatiguant les muscles lombaires

5.1. Evaluation du caractère fatiguant de l'exercice musculaire lombaire

Cinq sujets masculins sains (âge : 26 ± 3 ans ; poids : 69 ± 5 kg ; taille : 178 ± 8 cm) ont réalisé l'exercice fatiguant les muscles lombaires présenté Figure 12.

Le caractère fatiguant de cet exercice était déterminé selon la même procédure que pour les muscles cervicaux, c'est-à-dire que des mesures de FMV, des mesures EMG et une évaluation subjective de la fatigue par l'échelle de Borg CR10 ont été réalisées avant et après les exercices fatiguants Figure 13.

Les FMV étaient recueillies par une jauge de contrainte placée au niveau de la 7^{ème} vertèbre thoracique (Figure 16) et les électrodes permettant le recueil du signal EMG étaient positionnées (Figure 16) selon les recommandations de la Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (Hermens et al., 1999).

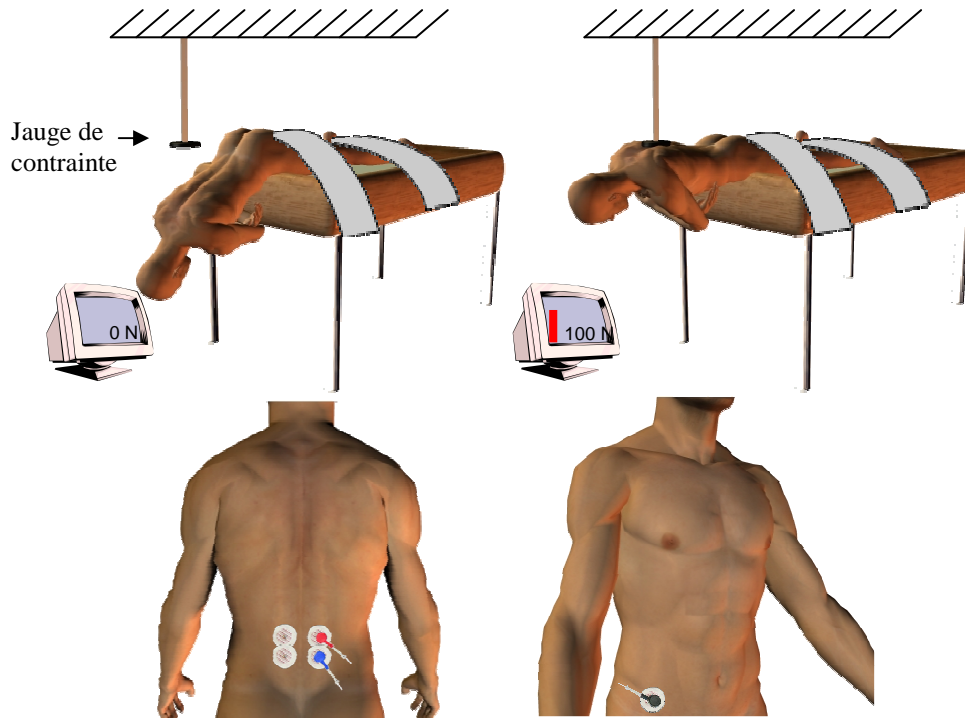


Figure 16. Illustration du positionnement des électrodes pour le recueil des EMG (partie inférieure) et des forces générées par le sujet (partie supérieure) dans l'exercice musculaire fatiguant les muscles

Les résultats obtenus indiquent que, selon les critères que nous nous sommes fixés, l'exercice musculaire proposé induit bien une fatigue pour l'ensemble des sujets testés (Tableau 18).

	FMV (%)	Fmed (%)	RMS (%)	Borg
Sujet 1	- 34	- 6	+ 18	9
Sujet 2	- 53	- 20	+ 33	9
Sujet 3	- 46	- 21	+ 166	9
Sujet 4	- 21	- 16	+ 13	9
Sujet 5	- 52	- 21	+ 45	9
Moyenne	- 42	- 17	+ 33	9

Tableau 18. Evolution des paramètres objectifs (FMV, Fmed et RMS du spectre de puissance de l'EMG) et cotation subjective (Borg) caractérisant le caractère fatiguant de notre exercice musculaire lombaire

5.2. Effet de l'exercice musculaire sur les capacités proprioceptives lombaires

Vingt sujets masculins sains (âge : 23 ± 4 ans ; taille : 177 ± 6 cm ; poids : 71 ± 11 kg) ont réalisé un test de repositionnement lombaire (TRL) (Maffey-Ward et al., 1996 ; Dolan & Green, 2006), dont nous nous sommes préalablement assurés de la fiabilité et validité (Pinsault et al., 2009c soumis), dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue lombaire », afin d'évaluer les effets d'une fatigue des muscles du rachis lombaire sur le sens de la position lombaire.

Pour ce faire, les sujets étaient équipés d'un électrogoniomètre fixé en regard des premières vertèbres lombaire (L1) et sacrée (S1) et relié au système d'acquisition (Biopac Systems Inc., California). Un bouton poussoir relié au système d'acquisition permettait aux sujets de matérialiser les positions du goniomètre. Ces derniers avaient la vision occultée et étaient assis sur une chaise sans dossier dans une position « bien droite » (genoux et hanches fléchis à 90° et épines iliaques antéro et postéro-supérieures situées dans un plan horizontal) contrôlée visuellement par l'expérimentateur (Maffrey-Ward et al., 1996). Après quelques secondes de concentration sur cette position neutre *initiale*, les sujets avaient pour consigne de la matérialiser par une pression sur le bouton poussoir. La tâche consistait ensuite à effectuer une rétroversion du bassin dans toute l'amplitude permise et à retrouver la position neutre avec un maximum de précision sans consigne de vitesse. Lorsque la position *finale* était stabilisée, les sujets marquaient de nouveau la position de leur rachis lombaire en pressant sur le bouton poussoir.

L'écart entre les positions *initiale* et *finale* était fourni en degré par le logiciel d'acquisition du signal de l'électrogoniomètre et constituaient 1 repositionnement. Dix repositionnements étaient demandés aux sujets afin de calculer les erreurs absolue (EA) et variable (EV) commises par les sujets.

L'analyse statistique réalisée (test t pour données appariées) montre une augmentation significative des EA et EV commises en condition de « Fatigue lombaire » (Figure 17) par rapport à celles commises en condition « Non fatigue » ($t = 4.11, P < 0.001$, pour EA ; $t = 3.23, P < 0.01$, pour EV).

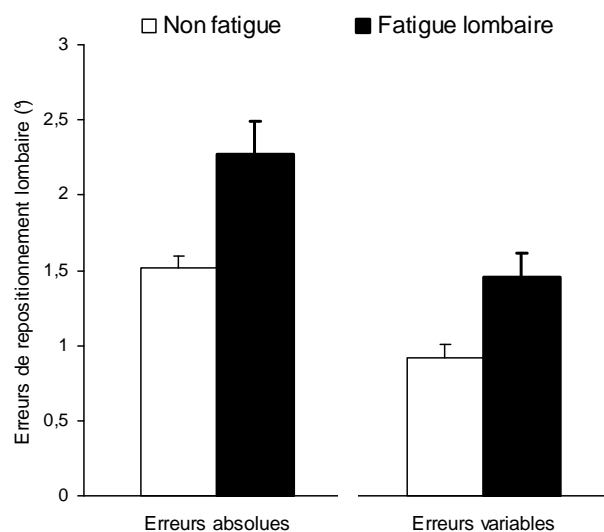


Figure 17. Moyennes et erreurs standards des erreurs absolue et variable commises par les sujets dans les 2 conditions expérimentales de « Non fatigue » et « Fatigue Lombaire »

Conclusion des études préliminaires

Au-delà de leur aspect original dans le domaine des neurosciences que nous discuterons dans notre troisième partie, dans leur ensemble, les résultats de ces deux études préliminaires permettent de valider le caractère fatigant de nos exercices musculaires et confirment qu'ils induisent bien une modification de l'état du système neuromusculaire du rachis.

6. Etude 1 : Contribution des informations sensorielles issues des récepteurs physiologiques au contrôle de la posture bipédique en état de fatigue des muscles du rachis

L'objectif de cette première étude est d'évaluer si, et dans quelle mesure, la contribution des informations sensorielles issues des récepteurs physiologiques au contrôle de la posture bipédique peut être modifiée par l'état du système neuromusculaire du rachis.

Compte tenu du rôle important joué par les informations visuelles et issues des segments tête-cou et pied-cheville (Roll & Roll, 1988) dans le contrôle de la posture bipédique, trois études visant à évaluer spécifiquement la contribution des informations :

- (1) visuelles (étude 1.1),
- (2) du segment tête-cou (étude 1.2) et
- (3) du segment pied-cheville (étude 1.3),

en état de non fatigue et de fatigue des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire ont été réalisées.

Les procédures expérimentales mises en place dans ces trois études que nous décrivons en détail dans les paragraphes suivants sont présentées de manière synthétique sur la Figure 18 suivante.

Etude 1 : Contribution des informations sensorielles issues des récepteurs physiologiques

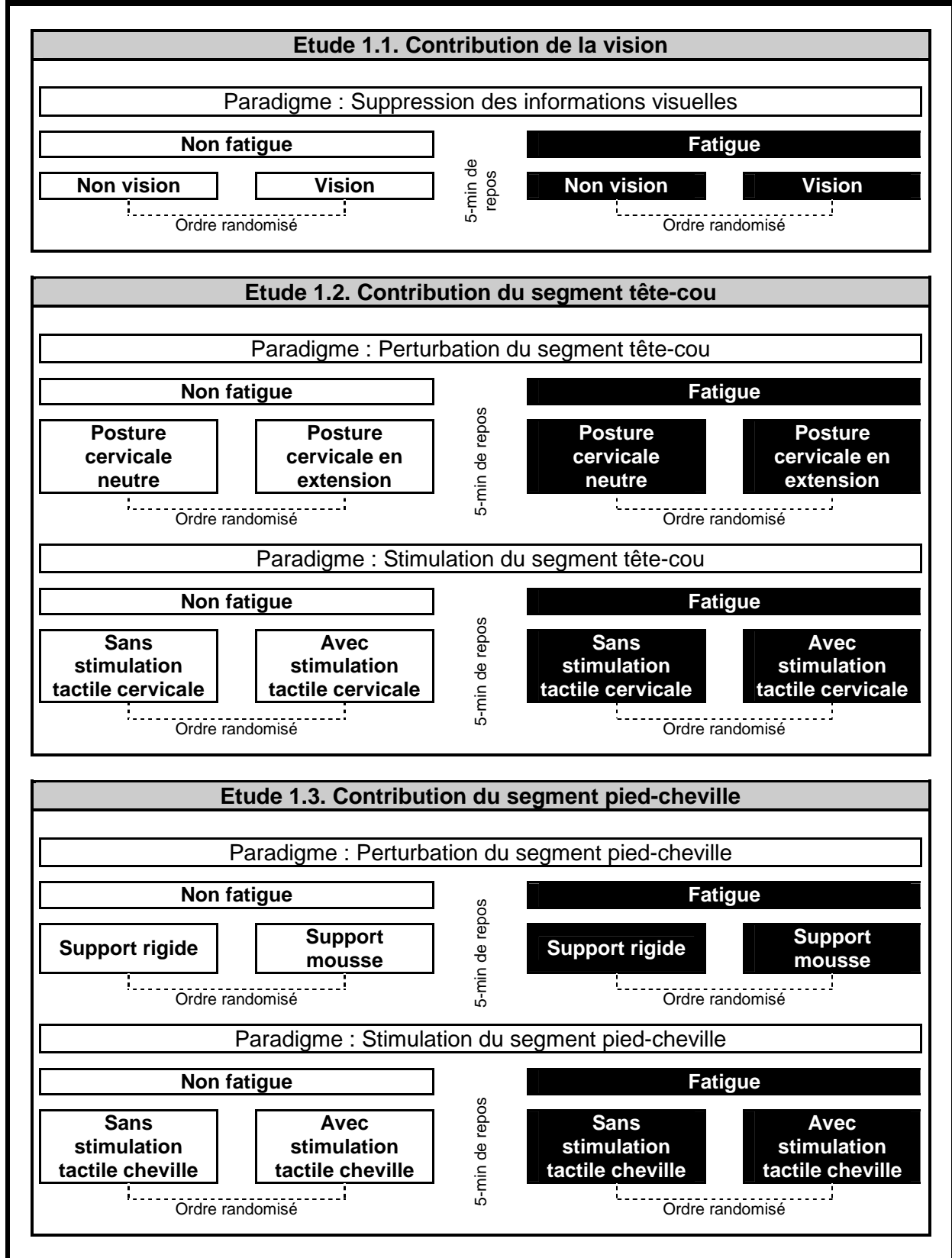


Figure 18. Illustration schématique des procédures expérimentales mises en place dans l'étude 1 du deuxième chapitre expérimental

6.1. Etude 1.1. Contribution de la vision

L'objectif de cette étude est de déterminer si, et dans quelle mesure, la contribution des informations visuelles au contrôle de la posture bipédique peut être modifiée par l'état du système neuromusculaire du rachis.

Pour ce faire, les sujets ont été testés dans la tâche et selon la procédure expérimentale précédemment décrite page 54, dans deux conditions de Non fatigue et de Fatigue des muscles du rachis cervical (étude 1.1.1) ou du rachis lombaire (étude 1.1.2) et deux conditions sensorielles pour lesquelles la disponibilité des informations visuelles a été manipulée.

Ces deux dernières conditions consistaient à porter un masque opaque et à fermer les yeux sous le masque pour la condition Non vision et à fixer une croix noire située à 1 mètre du sujet à hauteur des yeux pour la condition Vision (afin de standardiser au maximum l'environnement visuel des sujets).

Nous émettons l'hypothèse que la vision a un effet stabilisateur sur le contrôle de la posture bipédique dans les deux conditions de non fatigue et de fatigue des muscles du rachis, avec un effet plus marqué en condition de fatigue des muscles du rachis.

6.1.1. Etude 1.1.1. Contribution de la vision en état de fatigue des muscles cervicaux

Quatorze sujets masculins sains (âge : 23 ± 3 ans ; poids : 75 ± 10 kg ; taille : 180 ± 6 cm) ont été testés dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue cervicale » et les deux conditions « Non vision » et « Vision », afin d'évaluer les effets de la vision et d'une fatigue des muscles du rachis cervical sur le contrôle de la posture bipédique.

Une ANOVA 2 Fatigues cervicales (Non fatigue *versus* Fatigue cervicale) \times 2 Conditions visuelles (Non vision *versus* Vision) avec mesures répétées sur les deux facteurs montre deux effets simples Fatigue cervicale ($F(1,13)=11.01$, $P<0.01$) et Condition visuelle ($F(1,13)=5.44$, $P<0.05$), ainsi qu'une interaction Fatigue cervicale \times Condition visuelle ($F(1,13)=8.02$, $P<0.05$).

La décomposition de cette interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 19, révèle :

(1) une diminution significative des surfaces couvertes par la trajectoire du CP, mesurées en condition « Vision » par rapport à celles mesurées en condition « Non vision » dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue cervicale » ($P_s<0.05$),

(2) avec un effet plus prononcé en condition « Fatigue cervicale » ($P<0.001$) qu'en condition « Non fatigue » ($P<0.05$).

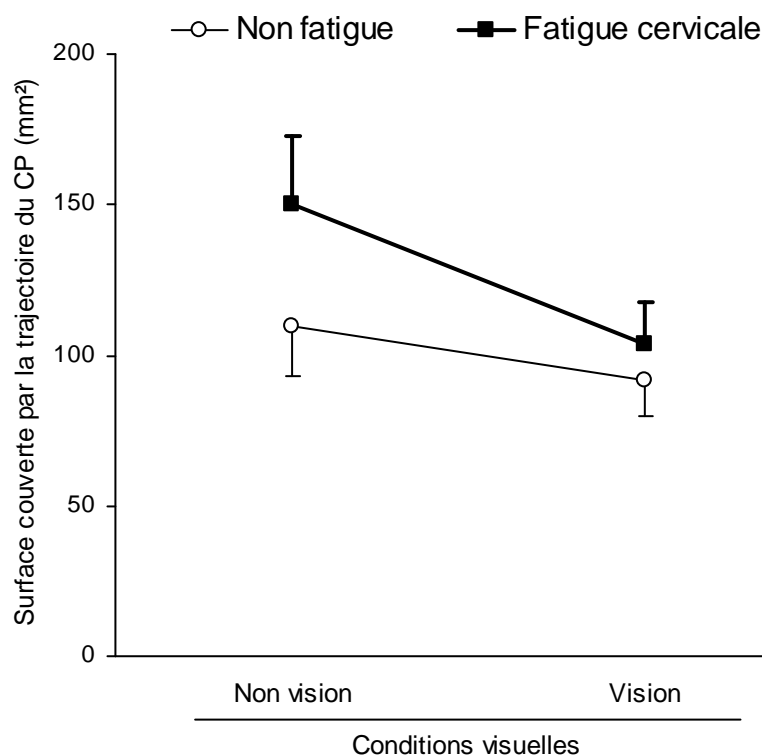


Figure 19. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Non vision, (2) Non fatigue / Vision, (3) Fatigue cervicale / Non vision et (4) Fatigue cervicale / Vision

6.1.2. Etude 1.1.2. Contribution de la vision en état de fatigue des muscles lombaires

Quatorze sujets masculins sains (âge : 28 ± 5 ans ; poids : 73 ± 8 kg ; taille : 179 ± 6 cm) ont été testés dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue lombaire » et les deux conditions « Non vision » et « Vision », afin d'évaluer les effets de la vision et d'une fatigue des muscles du rachis lombaire sur le contrôle de la posture bipédique.

Une ANOVA 2 Fatigues lombaires (Non fatigue *versus* Fatigue lombaire) \times 2 Conditions visuelles (Non vision *versus* Vision) avec mesures répétées sur les deux facteurs montre deux effets simples Fatigue lombaire ($F(1,13)=38.30$, $P<0.001$) et Condition visuelle ($F(1,13)=14.49$, $P<0.01$), ainsi qu'une interaction Fatigue lombaire \times Condition visuelle ($F(1,13)=7.83$, $P<0.05$).

La décomposition de cette interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 20, révèle :

(1) une diminution significative des surfaces couvertes par la trajectoire du CP, mesurées en condition « Vision » par rapport à celles mesurées en condition « Non vision » dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue lombaire » ($P_s<0.01$),

(2) avec un effet plus prononcé en condition « Fatigue lombaire » ($P<0.001$) qu'en condition « Non fatigue » ($P<0.01$).

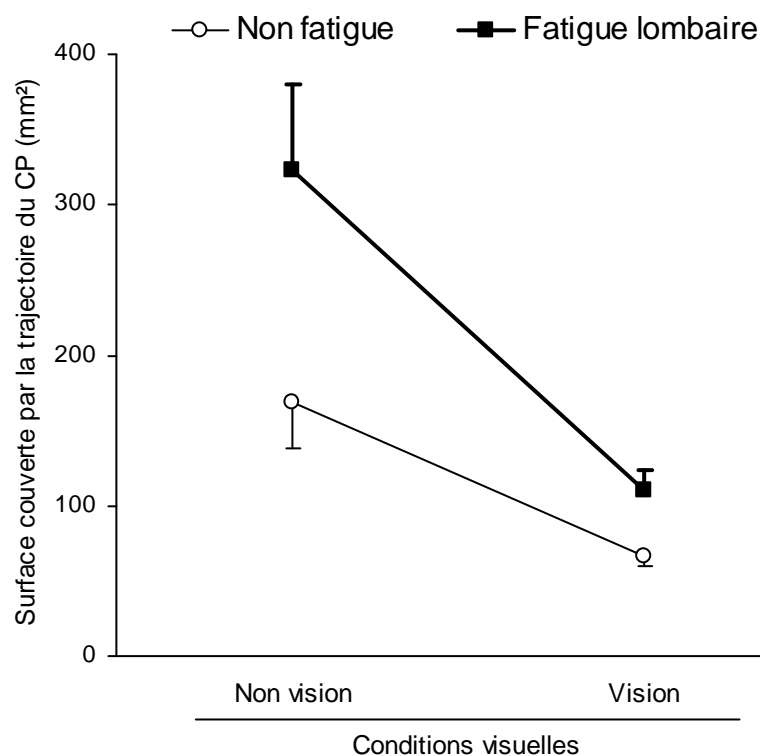


Figure 20. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Non vision, (2) Non fatigue / Vision, (3) Fatigue lombaire / Non vision et (4) Fatigue lombaire / Vision

6.2. Etude 1.2. Contribution du segment tête-cou

L'objectif de cette deuxième étude est de déterminer si, et dans quelle mesure, la contribution des informations sensorielles du segment tête-cou au contrôle de la posture bipédique peut être modifiée par l'état du système neuromusculaire du rachis.

Pour ce faire, les sujets ont été testés dans la tâche et selon la procédure expérimentale précédemment décrite page 54, dans deux conditions de Non fatigue et de Fatigue des muscles du rachis cervical (études 1.2.1 et 1.2.2) ou du rachis lombaire (études 1.2.1 et 1.2.2) et trois conditions sensorielles pour lesquelles la précision et la fiabilité des informations sensorielles issues du segment tête-cou :

(1) *n'ont pas été manipulées*, constituant les conditions de référence (conditions dites « Posture cervicale neutre » et « Sans stimulation tactile cervicale ») ;

(2) ont été *diminuées* par l'adoption d'une posture en extension du rachis cervical (condition dite « Posture cervicale en extension ») (Figure 21). Il est en effet admis que cette posture en extension induit une modification dans l'orientation des canaux semi-circulaires et la configuration des récepteurs musculaires et capsulo-ligamentaires cervicaux, impliquant une modification des informations transmises au système nerveux central pouvant perturber le système de contrôle de la posture bipédique (Anand *et al.*, 2002, 2003 ; Brandt *et al.*, 1981, 1986 ; Buckley *et al.*, 2005 ; Jackson & Epstein, 1991 ; Karlberg, 1995 ; Pinsault & Vuillerme, 2008a ; Ryan & Cope, 1955 ; Simoneau *et al.*, 1992 ; Straube *et al.*, 1992 ; Vuillerme & Rougier, 2005). Il est difficile, dans cette condition sensorielle, de différencier les informations provenant spécifiquement du vestibule de celles provenant de la somesthésie cervicale, c'est pourquoi nous considérons le segment tête-cou dans son ensemble.

(3) ont été *augmentées* par la pose d'une contention adhésive élastique au niveau cervical (condition dite « Avec stimulation tactile cervicale ») (Figure 21). Cette contention a été réalisée dans le but d'augmenter le retour des informations sensorielles tactiles de la région cervicale, sans avoir d'action mécanique sur cette région (Pinsault *et al.*, 2009a en révision ; Simoneau *et al.*, 1997 ; Vaillant, 2004 ; Vaillant *et al.*, 2008). Les résultats d'une étude que nous avons réalisée dans notre laboratoire a en effet mis en évidence une amélioration du sens de la position céphalique lorsque les sujets pouvaient disposer de cette stimulation tactile cervicale (Pinsault *et al.*, 2009a en révision).



Figure 21. Illustration de la condition expérimentale « Posture cervicale en extension » durant laquelle les sujets devaient maintenir la tête inclinée en arrière à 45°. Cette position était standardisée par une vérification visuelle de l'expérimentateur

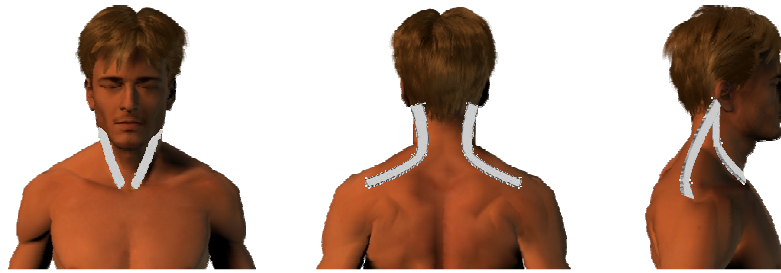


Figure 22. Illustration de la condition expérimentale « Avec stimulation tactile cervicale ». La stimulation de la région cervicale était réalisée à l'aide de 4 bandelettes adhésives de 3 cm de largeur (Elastoplast, BSN Medical)

Les deux premières bandelettes étaient appliquées directement sur la peau des protubérances occipitales externes à l'angle médial des scapulas en suivant le trajet de la portion supérieure des muscles trapèzes. Les deux autres bandelettes étaient appliquées directement sur la peau du processus mastoïde des os temporaux à l'articulation sterno-costo-claviculaire en suivant le trajet des muscles sternocléidomastoïdiens.

Au total, deux études comprenant deux expériences chacune ont été réalisées dans le but d'évaluer les effets d'une fatigue des muscles du rachis cervical (étude 2.1.) et du rachis lombaire (étude 2.2.) sur l'intégration des informations issues du segment tête-cou pour le contrôle de la posture bipédique. Nous émettons les hypothèses que :

- la posture cervicale en extension a un effet déstabilisateur sur le contrôle de la posture bipédique dans les deux conditions de non fatigue et de fatigue des muscles du rachis, avec un effet plus marqué en condition de fatigue de ces muscles.
- la stimulation tactile cervicale a un effet stabilisateur sur le contrôle de la posture bipédique dans les deux conditions de non fatigue et de fatigue des muscles du rachis, avec un effet plus marqué en condition de fatigue de ces muscles.

Etude 1.2.1. Contribution du segment tête-cou en état de fatigue des muscles cervicaux

Etude 1.2.1.1. Effet de la posture cervicale

Dix-huit sujets masculins sains (âge : 27 ± 5 ans ; poids : 71 ± 8 kg ; taille : 177 ± 6 cm) ont été testés dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue cervicale » et les deux conditions « Posture cervicale neutre » et « Posture cervicale en extension », afin d'en évaluer les effets sur le contrôle de la posture bipédique.

Une ANOVA 2 Fatigues cervicales (Non fatigue *versus* Fatigue cervicale) \times 2 Postures cervicales (Neutre *versus* Extension) avec mesures répétées sur les deux facteurs montre deux effets simples Fatigue cervicale ($F(1,17)=5.92$, $P<0.05$) et Posture cervicale ($F(1,17)=8.36$, $P<0.05$), ainsi qu'une interaction Fatigue cervicale \times Posture cervicale ($F(1,17)=4.58$, $P<0.05$).

La décomposition de cette interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 23, révèle :

(1) une augmentation significative des surfaces couvertes par la trajectoire du CP, mesurées en condition « Posture cervicale en extension » par rapport à celles mesurées en condition « Posture cervicale neutre », dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue cervicale » ($P_s<0.05$),

(2) avec un effet plus prononcé en condition « Fatigue cervicale » ($P<0.001$) qu'en condition « Non fatigue » ($P<0.05$).

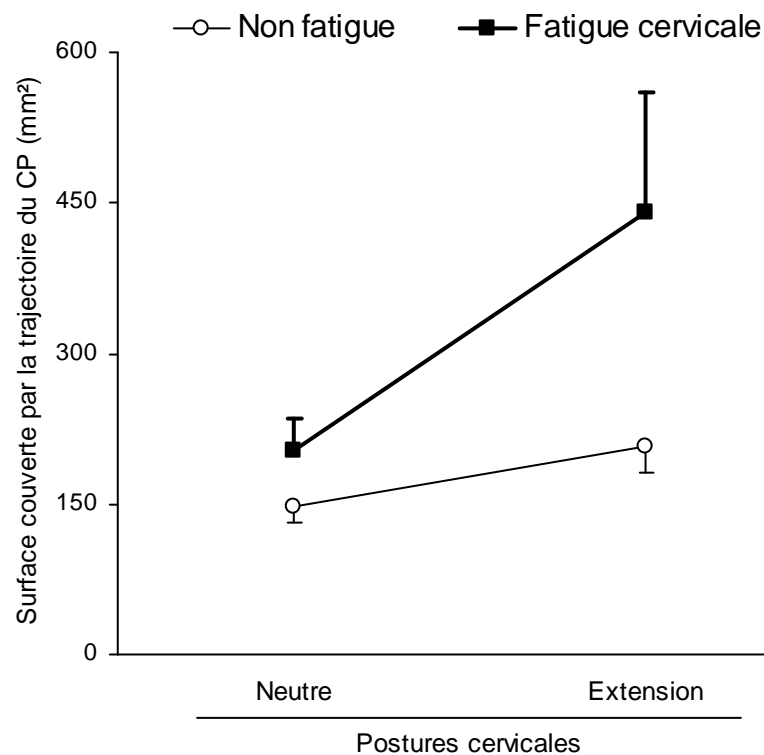


Figure 23. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Posture cervicale neutre, (2) Non fatigue / Posture cervicale en extension, (3) Fatigue cervicale / Posture cervicale neutre et (4) Fatigue cervicale / Posture cervicale en extension

Étude 1.2.1.2. Effet d'une stimulation tactile cervicale

Dix-huit sujets masculins sains (âge : 24 ± 3 ans ; poids : 71 ± 7 kg ; taille : 178 ± 5 cm) ont été testés dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue cervicale » et les deux conditions « Sans stimulation tactile cervicale » et « Avec stimulation tactile cervicale », afin d'évaluer les effets sur le contrôle de la posture bipédique.

Une ANOVA 2 Fatigues cervicales (Non fatigue *versus* Fatigue cervicale) \times 2 Stimulations tactiles cervicales (Sans stimulation tactile cervicale *versus* Avec stimulation tactile cervicale) avec mesures répétées sur les deux facteurs montre deux effets simples Fatigue cervicale ($F(1,17)=9.30$, $P<0.01$) et Stimulation tactile cervicale ($F(1,17)=21.15$, $P<0.001$), ainsi qu'une interaction Fatigue cervicale \times Stimulation tactile cervicale ($F(1,17)=4.49$, $P<0.05$).

La décomposition de cette interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 24, révèle :

(1) une diminution significative des surfaces couvertes par la trajectoire du CP, mesurées en condition « Avec stimulation tactile cervicale » par rapport à celles mesurées en condition « Sans stimulation tactile cervicale » dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue cervicale » ($P_s<0.05$).

(2) avec un effet plus prononcé en condition « Fatigue cervicale » ($P<0.001$) qu'en condition « Non fatigue » ($P<0.05$).

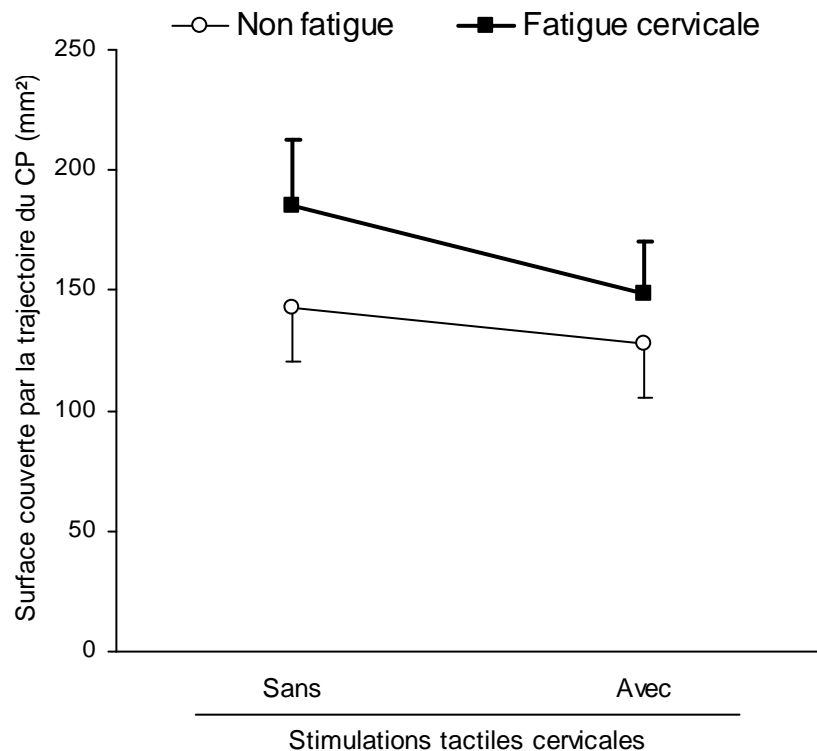


Figure 24. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans stimulation tactile cervicale, (2) Non fatigue / Avec stimulation tactile cervicale, (3) Fatigue cervicale / Sans stimulation tactile cervicale et (4) Fatigue cervicale / Avec stimulation tactile cervicale

Etude 1.2.2. Contribution du segment tête-cou en état de fatigue des muscles lombaires

Etude 1.2.2.1. Effet de la posture cervicale

Dix sujets masculins sains (âge : 26 ± 6 ans ; poids : 74 ± 9 kg ; taille : 180 ± 6 cm) ont été testés dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue lombaire » et les deux conditions « Posture cervicale neutre » et « Posture cervicale en extension », afin d'en évaluer les effets sur le contrôle de la posture bipédique.

Une ANOVA 2 Fatigues lombaires (Non fatigue *versus* Fatigue lombaire) \times 2 Postures cervicales (Neutre *versus* Extension) avec mesures répétées sur les deux facteurs montre deux effets simples Fatigue lombaire ($F(1,9)=14.97$, $P<0.01$) et Posture cervicale ($F(1,9)=13.63$, $P<0.01$), ainsi qu'une interaction Fatigue lombaire \times Posture cervicale ($F(1,9)=5.33$, $P<0.05$).

La décomposition de cette interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 25, révèle :

(1) une augmentation significative des surfaces couvertes par la trajectoire du CP, mesurées en condition « Posture cervicale en extension » par rapport à celles mesurées en condition « Posture cervicale neutre », dans les deux conditions de « Non fatigue » et « Fatigue lombaire » ($P_s<0.01$),

(2) avec un effet plus prononcé en condition « Fatigue lombaire » ($P<0.001$) qu'en condition « Non fatigue » ($P<0.01$).

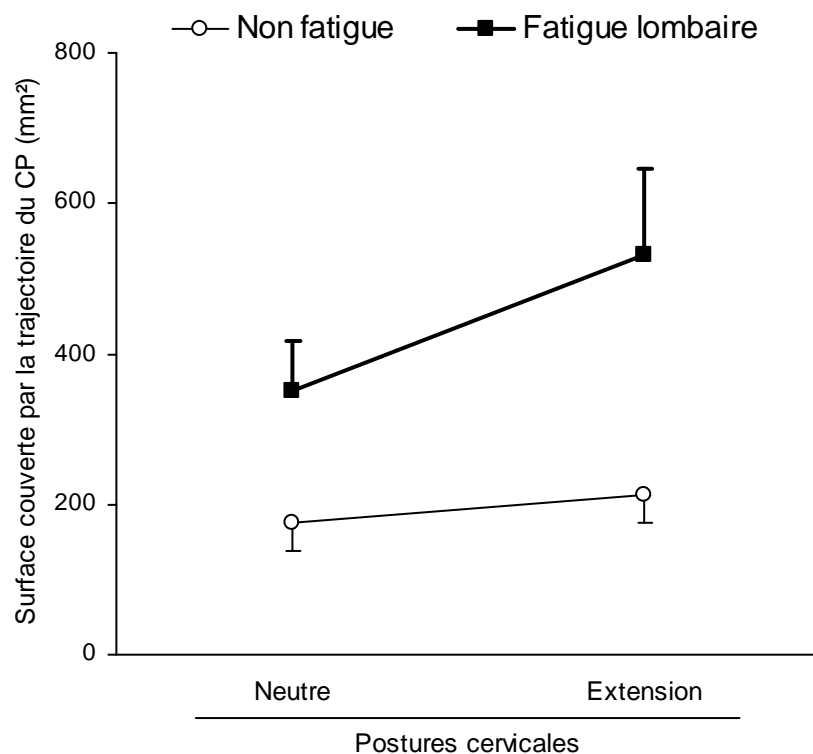


Figure 25. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Posture cervicale neutre, (2) Non fatigue / Posture cervicale en extension, (3) Fatigue lombaire / Posture cervicale neutre et (4) Fatigue lombaire / Posture cervicale en extension

Étude 1.2.2.2. Effet d'une stimulation tactile cervicale

Dix sujets masculins sains (âge : 24 ± 4 ans ; poids : 74 ± 7 kg ; taille : 178 ± 5 cm) ont été testés dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue lombaire » et les deux conditions « Sans stimulation tactile cervicale » et « Avec stimulation tactile cervicale », afin d'en évaluer les effets sur le contrôle de la posture bipédique.

Une ANOVA 2 Fatigues lombaires (Non fatigue *versus* Fatigue lombaire) \times 2 Stimulations tactiles cervicales (Sans stimulation tactile cervicale *versus* Avec stimulation tactile cervicale) avec mesures répétées sur les deux facteurs montre deux effets simples Fatigue lombaire ($F(1,9)=20.76$, $P<0.01$) et Stimulation tactile cervicale ($F(1,9)=5.20$, $P<0.05$), ainsi qu'une interaction Fatigue lombaire \times Stimulation tactile cervicale ($F(1,9)=6.65$, $P<0.05$).

La décomposition de cette interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 26, révèle :

(1) une diminution significative des surfaces couvertes par la trajectoire du CP, mesurées en condition « Avec stimulation tactile cervicale » par rapport à celles mesurées en condition « Sans stimulation tactile cervicale », dans les deux conditions de « Non fatigue » et « Fatigue lombaire » ($P_s<0.05$).

(2) avec un effet plus prononcé en condition « Fatigue lombaire » ($P<0.01$) qu'en condition « Non fatigue » ($P<0.05$).

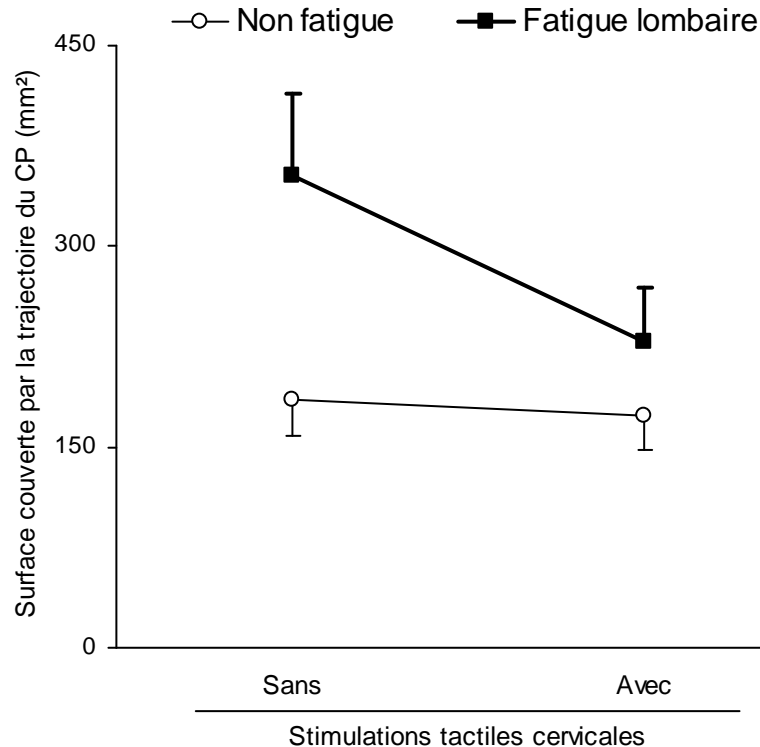


Figure 26. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans stimulation tactile cervicale, (2) Non fatigue / Avec stimulation tactile cervicale, (3) Fatigue lombaire / Sans stimulation tactile cervicale et (4) Fatigue lombaire / Avec stimulation tactile cervicale

6.3. Etude 1.3. Contribution du segment pied-cheville

L'objectif de cette troisième étude est de déterminer si, et dans quelle mesure, la contribution des informations sensorielles du segment pied-cheville issues de récepteurs physiologiques au contrôle de la posture bipédique peut être modifiée par l'état du système neuromusculaire du rachis.

Pour ce faire, les sujets ont été testés dans la tâche et selon la procédure expérimentale précédemment décrite page 54, dans deux conditions de Non fatigue et de Fatigue des muscles du rachis cervical (études 1.3.1.1. et 1.3.1.2.) ou du rachis lombaire (études 1.3.2.1. et 1.3.2.2.), et trois conditions sensorielles pour lesquelles la précision et la fiabilité des informations sensorielles des informations issues du segment pied-cheville :

(1) *n'ont pas été manipulées*, constituant les conditions de référence (conditions dites « Support rigide » et « Sans stimulation tactile au niveau de la cheville ») ;

(2) ont été *diminuées* par l'interposition d'une pièce de mousse de 2 cm d'épaisseur entre les pieds des sujets et la plateforme de force sur laquelle ils se tenaient debout (Figure 27). Cette condition (dite « Support Mousse ») est couramment utilisée, en recherche fondamentale et en évaluation clinique comme moyen d'altérer la qualité et/ou la quantité des informations somesthésiques fournies par le segment pied-cheville (e.g., Amblard & Crémieux, 1976 ; Brumagne et al., 2008a,b ; Couillandre et al., 2008 ; Fransson et al., 2007 ; Harringe et al., 2008 ; Horak & Hlavacka, 2001 ; Isableu & Vuillerme, 2006 ; Kapteyn, 1972 ; Leitner et al., 2007 ; Patel et al., 2008a,b ; Straube et al., 1988 ; Vuillerme et al., 2001 ; Wu & Chiang, 1997) ;

(3) ont été *augmentées* par la pose d'une contention adhésive élastique au niveau de la cheville (condition dite « Avec stimulation tactile au niveau de la cheville ») (Figure 28). Cette contention a été réalisée dans le but d'augmenter le retour des informations sensorielles tactiles de la région talo-crurale, sans avoir d'action mécanique sur cette région (Simoneau et al., 1997 ; Vaillant, 2004 ; Vaillant et al., 2008 ; Vuillerme & Pinsault, 2009 soumis). Les résultats d'une étude réalisée dans notre laboratoire ont en effet mis en évidence une amélioration du sens de la position au niveau de la cheville lorsque les sujets pouvaient disposer de cette stimulation tactile au niveau de la cheville (Vuillerme & Pinsault, 2009 soumis).



Figure 27. Illustration de la condition expérimentale « Support Mousse » durant laquelle les sujets devaient se tenir debout sur une pièce de mousse de 2 cm d'épaisseur intercalée entre leurs pieds et la plateforme



Figure 28. Illustration de la condition expérimentale « Avec stimulation tactile ». La stimulation de la région de la cheville était réalisée à l'aide de 4 bandelettes de bandage adhésif de 6 cm de largeur (Elastoplast, BSN Medical)

Les deux premières bandelettes (1 jambe droite et 1 jambe gauche) prenaient leur origine 10 cm au dessus de l'articulation tibio-talaire, étaient appliquées vers le bas directement sur la peau des sujets sur la face antérieure du segment crural et du cou-de-pied pour se terminer au niveau de l'articulation de Lisfranc, face dorsale du pied. Les deux autres bandelettes prenaient leur origine 10 cm au dessus de l'articulation tibio-talaire face postérieure du segment crural et suivaient le trajet du tendon d'Achille pour se terminer en regard de la tubérosité calcanéenne.

Au total, deux études comprenant deux expériences chacune ont été réalisées dans le but d'évaluer les effets d'une fatigue des muscles du rachis cervical (étude 3.1.) et du rachis lombaire (étude 3.2.) sur la contribution des informations du segment pied-cheville pour le contrôle de la posture bipédique. Nous émettons les hypothèses que :

(1) l'interposition d'une mousse sous les pieds des sujets a un effet déstabilisateur sur le contrôle de la posture bipédique dans les deux conditions de non fatigue et de fatigue des muscles du rachis, avec un effet plus marqué en condition de fatigue de ces muscles ;

(2) la stimulation tactile au niveau de la cheville a un effet stabilisateur sur le contrôle de la posture bipédique dans les deux conditions de non fatigue et de fatigue des muscles du rachis, avec un effet plus marqué en condition de fatigue de ces muscles.

Etude 1.3.1. Contribution du segment pied-cheville en état de fatigue des muscles cervicaux

Etude 1.3.1.1. Effet de la nature du support

Quatorze sujets masculins sains (âge : 21 ± 2 ans ; poids : 74 ± 9 kg ; taille : 179 ± 6 cm) ont été testés dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue cervicale » et les deux conditions « Support rigide » et « Support mousse », afin d'en évaluer les effets sur le contrôle de la posture bipédique.

Une ANOVA 2 Fatigues cervicales (Non fatigue *versus* Fatigue cervicale) \times 2 Supports (Support rigide *versus* Support mousse) avec mesures répétées sur les deux facteurs montre deux effets simples Fatigue cervicale ($F(1,13)=38.00, P<0.001$) et Support ($F(1,13)=113.63, P<0.001$), ainsi qu'une interaction Fatigue cervicale \times Support ($F(1,13)=11.02, P<0.01$).

La décomposition de cette interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 29, révèle :

(1) une augmentation significative des surfaces couvertes par la trajectoire du CP, mesurées en condition « Support mousse » par rapport à celles mesurées en condition « Support rigide », dans les deux conditions de conditions de « Non fatigue » et « Fatigue cervicale » ($P_s<0.001$),

(2) avec un effet plus prononcé en condition « Fatigue cervicale » ($P<0.001$), qu'en condition « Non fatigue » ($P<0.0001$).

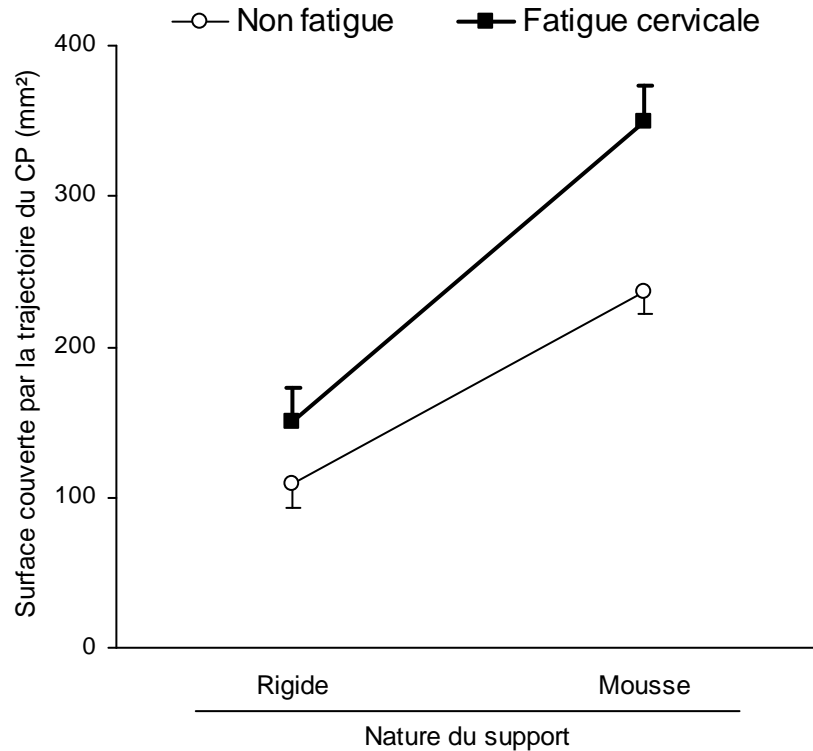


Figure 29. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Support rigide, (2) Non fatigue / Support mousse, (3) Fatigue cervicale / Support rigide et (4) Fatigue cervicale / Support mousse

Étude 1.3.1.2. Effet d'une stimulation tactile au niveau de la cheville

Quatorze sujets masculins sains (âge : 21 ± 2 ans ; poids : 74 ± 9 kg ; taille : 179 ± 6 cm) ont été testés dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue cervicale » et les deux conditions « Sans stimulation tactile au niveau de la cheville » et « Avec stimulation tactile au niveau de la cheville », afin d'en évaluer les effets sur le contrôle de la posture bipédique.

Une ANOVA 2 Fatigues cervicales (Non fatigue *versus* Fatigue cervicale) \times 2 Stimulations tactiles au niveau de la cheville (Sans stimulation tactile au niveau de la cheville *versus* Avec stimulation tactile au niveau de la cheville) avec mesures répétées sur les deux facteurs montre deux effets simples Fatigue cervicale ($F(1,13)=5.04$, $P<0.05$) et Stimulation tactile au niveau de la cheville ($F(1,13)=14.24$, $P<0.01$), ainsi qu'une interaction Fatigue cervicale \times Stimulation tactile au niveau de la cheville ($F(1,13)=7.49$, $P<0.05$).

La décomposition de l'interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 30, révèle :

(1) une diminution significative des surfaces couvertes par la trajectoire du CP, mesurées en condition « Avec stimulation tactile au niveau de la cheville » par rapport à celles mesurées en condition « Sans stimulation tactile au niveau de la cheville », dans les deux conditions de « Non fatigue » et « Fatigue cervicale » ($P_s<0.05$).

(2) avec un effet plus prononcé en condition « Fatigue lombaire » ($P<0.001$), qu'en condition « Non fatigue » ($P<0.05$).

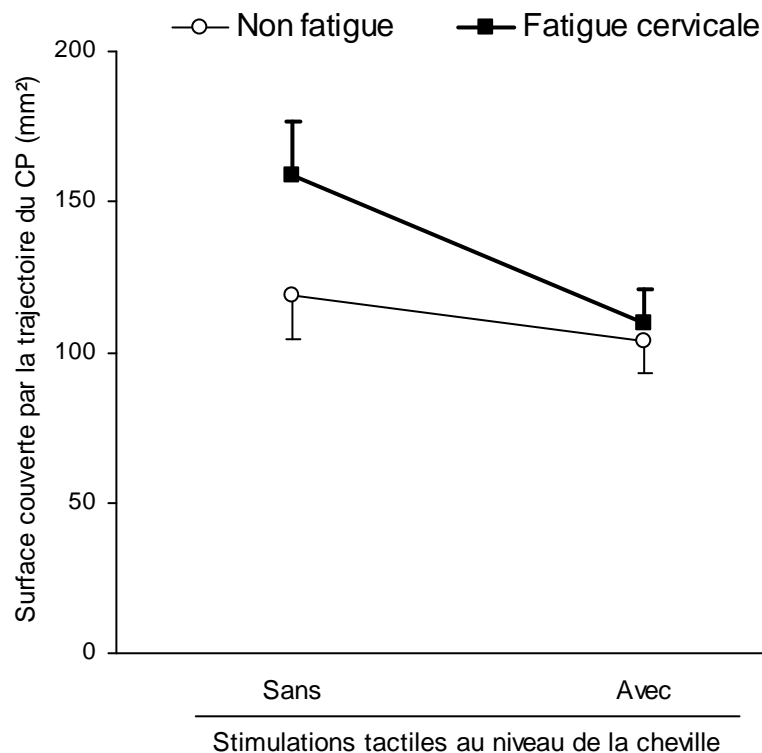


Figure 30. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans stimulation tactile, (2) Non fatigue / Avec stimulation tactile, (3) Fatigue cervicale / Sans stimulation tactile et (4) Fatigue cervicale / Avec stimulation tactile

Etude 1.3.2. Contribution du segment pied-cheville en état de fatigue des muscles lombaires

Etude 1.3.2.1. Effet de la nature du support

Dix sujets masculins sains (âge : 26 ± 6 ans ; poids : 74 ± 9 kg ; taille : 180 ± 6 cm) ont été testés dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue lombaire » et les deux conditions « Support rigide » et « Support mousse », afin d'en évaluer les effets sur le contrôle de la posture bipédique.

Une ANOVA 2 Fatigues lombaires (Non fatigue *versus* Fatigue lombaire) \times 2 Supports (Support rigide *versus* Support mousse) avec mesures répétées sur les deux facteurs montre un effet simple Support ($F(1,9)=33.44$, $P<0.001$), ainsi qu'une interaction Fatigue lombaire \times Support ($F(1,9)=9.37$, $P<0.05$).

La décomposition de cette interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 31, révèle :

(1) une augmentation significative des surfaces couvertes par la trajectoire du CP, mesurées en condition « Support mousse » par rapport à celles mesurées en condition « Support rigide », dans les deux conditions de conditions de « Non fatigue » et « Fatigue lombaire » ($P_s<0.001$),

(2) avec un effet plus prononcé en condition « Fatigue lombaire » ($P<0.0001$) qu'en condition « Non fatigue » ($P<0.001$).

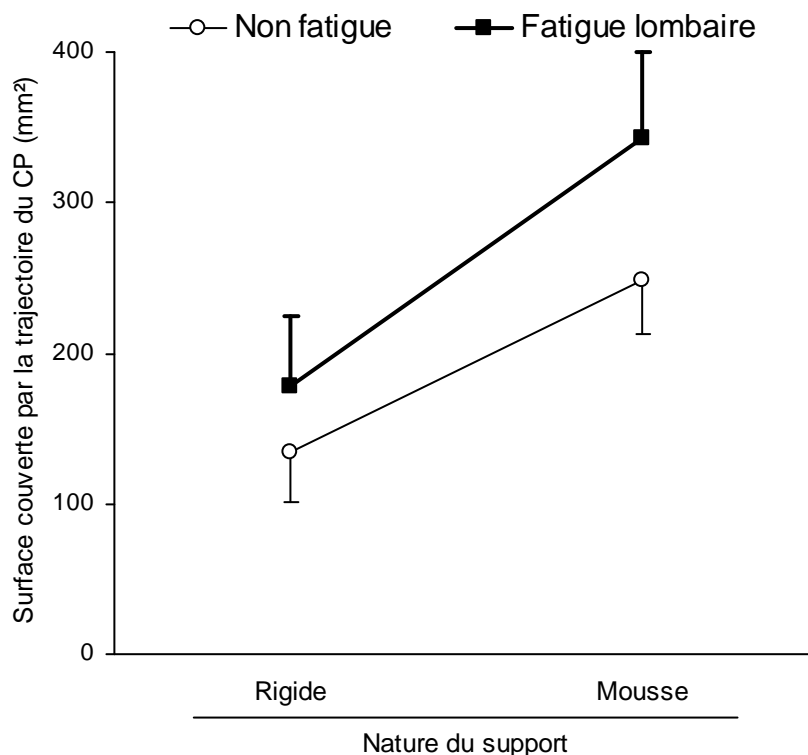


Figure 31. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Support rigide, (2) Non fatigue / Support mousse, (3) Fatigue lombaire / Support rigide et (4) Fatigue lombaire / Support mousse

Étude 1.3.2.2. Effet d'une stimulation tactile au niveau de la cheville

Dix sujets masculins sains (âge : 24 ± 4 ans ; poids : 74 ± 7 kg ; taille : 178 ± 5 cm) ont été testés dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue lombaire » et les deux conditions « Sans stimulation tactile au niveau de la cheville » et « Avec stimulation tactile au niveau de la cheville », afin d'en évaluer les effets sur le contrôle de la posture bipédique.

Une ANOVA 2 Fatigues lombaires (Non fatigue *versus* Fatigue lombaire) \times 2 Stimulations tactiles au niveau de la cheville (Sans stimulation tactile au niveau de la cheville *versus* Avec stimulation tactile au niveau de la cheville) avec mesures répétées sur les deux facteurs montre deux effets simples Fatigue lombaire ($F(1,9)=31.11$, $P<0.001$) et Stimulation tactile au niveau de la cheville ($F(1,9)=8.03$, $P<0.05$), ainsi qu'une interaction Fatigue lombaire \times Stimulation tactile au niveau de la cheville ($F(1,9)=5.69$, $P<0.05$).

La décomposition de cette interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 32, révèle :

(1) une diminution significative des surfaces couvertes par la trajectoire du CP, mesurées en condition « Avec stimulation tactile au niveau de la cheville » par rapport à celles mesurées en condition « Sans stimulation tactile au niveau de la cheville », dans les deux conditions de « Non fatigue » et « Fatigue lombaire » ($P_s<0.05$),

(2) avec un effet plus prononcé en condition « Fatigue lombaire » ($P<0.001$), qu'en condition « Non fatigue » ($P<0.05$).

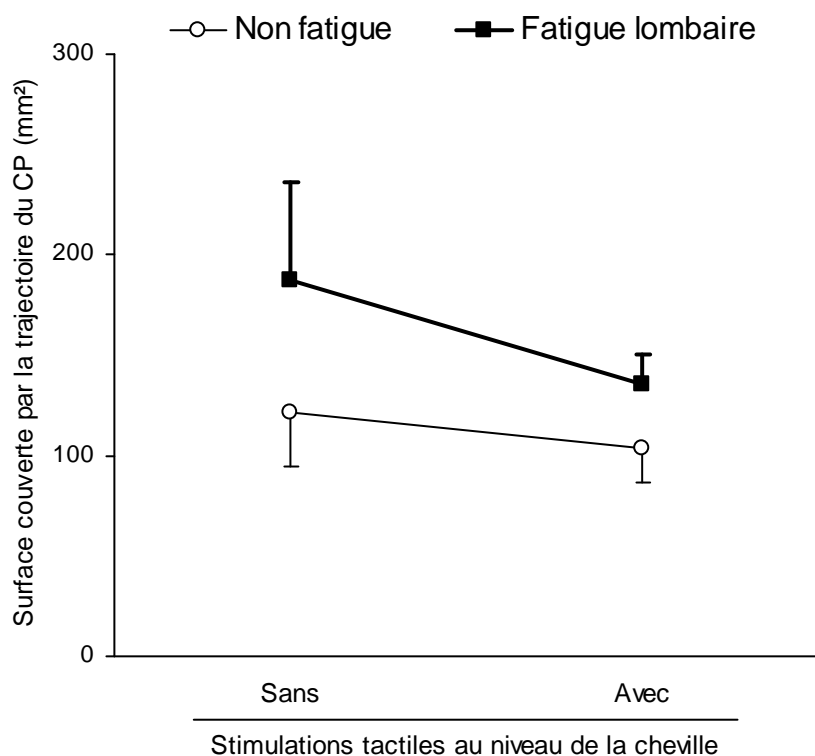


Figure 32. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans stimulation tactile, (2) Non fatigue / Avec stimulation tactile, (3) Fatigue lombaire / Sans stimulation tactile et (4) Fatigue lombaire / Avec stimulation tactile

Conclusion de l'étude 1

Dans leur ensemble, les résultats de cette première étude mettent en évidence que la contribution des informations sensorielles visuelles (étude 1.1), du segment tête-cou (étude 1.2) et du segment pied-cheville (étude 1.3), issues de récepteurs physiologiques au contrôle de la posture bipédique diffère selon l'état du système neuromusculaire du rachis. En effet, en condition de fatigue musculaire des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire, la manipulation des informations sensorielles (stimulation ou perturbation) induit des effets, stabilisateurs ou déstabilisateurs, plus marqués en condition de fatigue qu'en condition de non fatigue des muscles du rachis, respectivement.

Ces résultats ont notamment mis en évidence une diminution des effets déstabilisateurs d'une fatigue des muscles du rachis lorsque la fiabilité et la précision des informations des segments tête-cou et pied-cheville ont été augmentées par la pose d'une contention adhésive élastique au niveau cervical et au niveau de la cheville, respectivement (études 1.2.1.2., 1.2.2.2., 1.3.1.2. et 1.3.2.2.).

Une question intéressante est désormais de savoir s'il est en de même dans des situations où ce ne sont plus des informations sensorielles issues de récepteurs physiologiques, mais fournies par des capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive, qui sont manipulées.

Cette question fera l'objet de l'étude 2.

7. Etude 2 : Contribution des informations sensorielles issues de capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive au contrôle de la posture bipédique en état de fatigue des muscles du rachis.

L'objectif de cette seconde étude est d'évaluer si, et dans quelle mesure, la contribution des informations sensorielles, non plus issues de récepteurs physiologiques, mais fournies par des capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive, diffère selon l'état du système neuromusculaire du rachis.

En effet, compte tenu des conclusions de l'étude précédente et dans une perspective d'exploitation de ces résultats en médecine physique et de réadaptation pour la prise en charge des troubles de la posture chez des personnes atteintes d'une altération de leur système sensori-moteur, nous avons conduit deux études visant à évaluer spécifiquement si, et dans quelle mesure, une augmentation de la fiabilité et la précision des informations sensorielles du segment tête-cou (étude 2.1.) et pied-cheville (étude 2.2.), induite par l'utilisation de suppléance perceptive, peut également contribuer à la réduction des effets déstabilisateurs d'une fatigue des muscles du rachis.

Deux études comprenant deux expériences chacune ont été réalisées dans le but d'évaluer les effets d'une suppléance perceptive des informations sensorielles du segment tête-cou (étude 2.1.) et du segment pied-cheville (étude 2.2.) sur le contrôle de la posture bipédique en état de fatigue des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire.

Les procédures expérimentales mises en place dans ces deux études que nous décrivons en détail dans les paragraphes suivants sont présentées de manière synthétique sur la Figure 33.

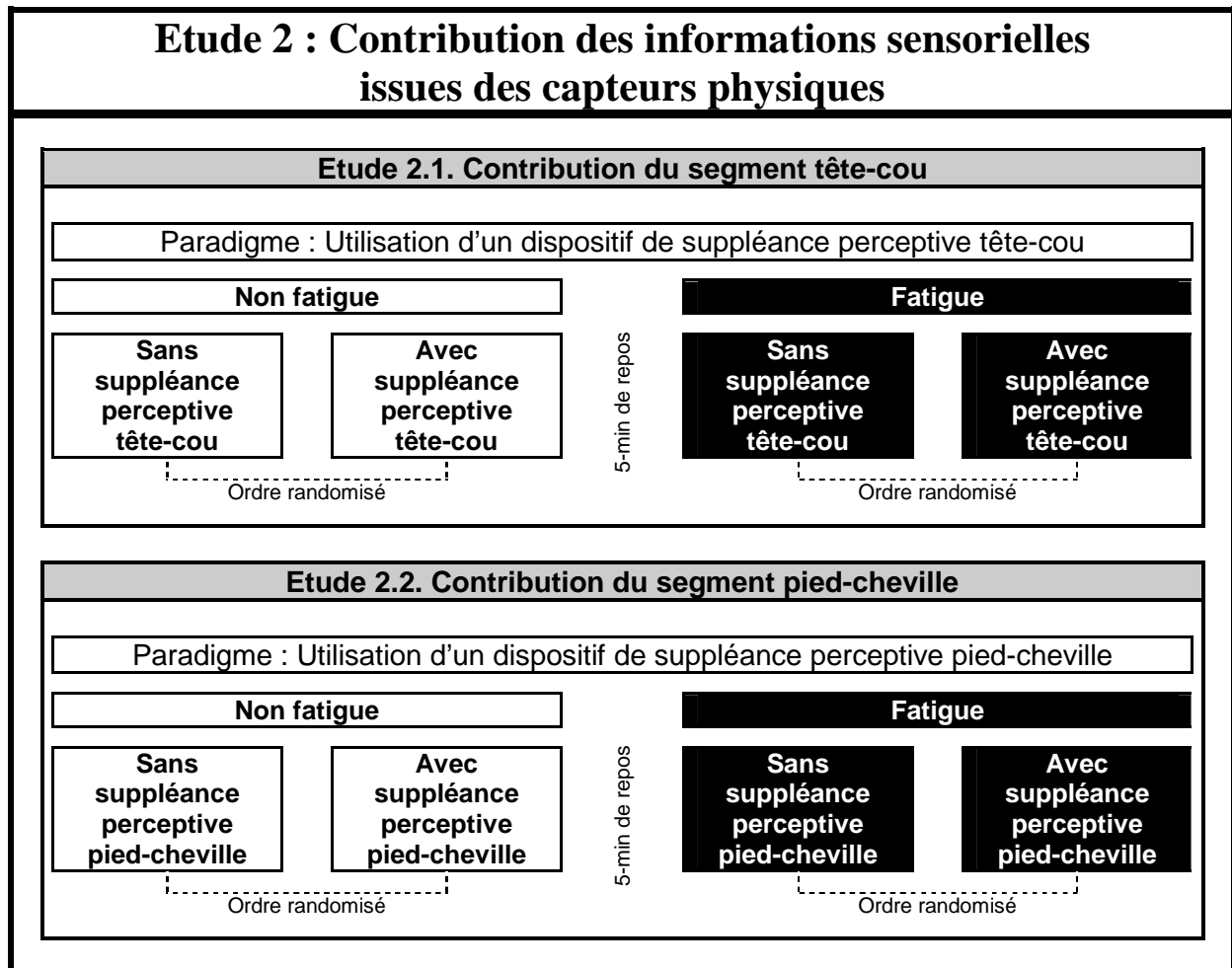


Figure 33. Illustration schématique des procédures expérimentales mises en place dans l'étude 2 du deuxième chapitre expérimental

7.1. Etude 2.1. Contribution des informations sensorielles du segment tête-cou issues de capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive au contrôle de la posture bipédique en état de fatigue des muscles du rachis

L'objectif de cette première étude est de déterminer si, et dans quelle mesure, la contribution des informations sensorielles du segment tête-cou issues de capteurs physiques d'un dispositif de suppléance perceptive au contrôle de la posture bipédique diffère selon l'état du système neuromusculaire du rachis et si leur utilisation permet de réduire les effets déstabilisateurs induits par une fatigue des muscles du rachis.

Les sujets ont été testés dans la tâche et selon la procédure expérimentale précédemment décrite page 54, dans deux conditions de Non fatigue et de Fatigue des muscles cervicaux (étude 2.1.1. et étude 2.2.1.) ou lombaires (étude 2.1.2. et étude 2.2.2.), et deux conditions sensorielles pour lesquelles la précision et la fiabilité des informations sensorielles du segment tête-cou :

(1) *n'ont pas été manipulées*, constituant les conditions de référence (conditions dites « Sans suppléance perceptive tête-cou »);

(2) ont été *augmentées* par l'utilisation d'un dispositif de suppléance perceptive tête-cou par électrostimulation linguale (condition dite « Suppléance perceptive tête-cou ») (Figure 34). Le principe de ce dispositif consiste (1) à recueillir un signal relatif à l'orientation de la tête au moyen d'un accéléromètre tri-axes (ST Microelectronics) placé dans un élément intra-buccal et (2) à fournir à l'utilisateur des informations relatives à l'orientation et la position de la tête par rapport à un cône dit de « sécurité » autour de sa position neutre, via une matrice d'électrostimulation de 10 × 10 électrodes, également placée dans l'élément intra-buccal. Ces électrodes sont contrôlées individuellement en intensité et maintenues en contact avec la surface supérieure de la langue selon le codage d'information illustré sur la Figure 34 (Bach-y-Rita, 2004 ; Bach-y-Rita et *al.*, 2004 ; Tyler et *al.*, 2003). Dans les études présentées dans ce manuscrit, les dimensions du cône dit de sécurité correspondent, par défaut, à 2.8 degrés d'une position neutre enregistrée pendant les 10 secondes précédant le début de chacun des essais expérimentaux.

Les résultats d'une étude princeps que nous avons réalisée dans notre laboratoire ont en effet mis en évidence que des sujets jeunes sains sont capables d'intégrer une information sensorielle du segment tête-cou fournie par ce dispositif de suppléance perceptive pour réduire les déplacements de leur CP (Vuillerme et *al.*, 2007f).

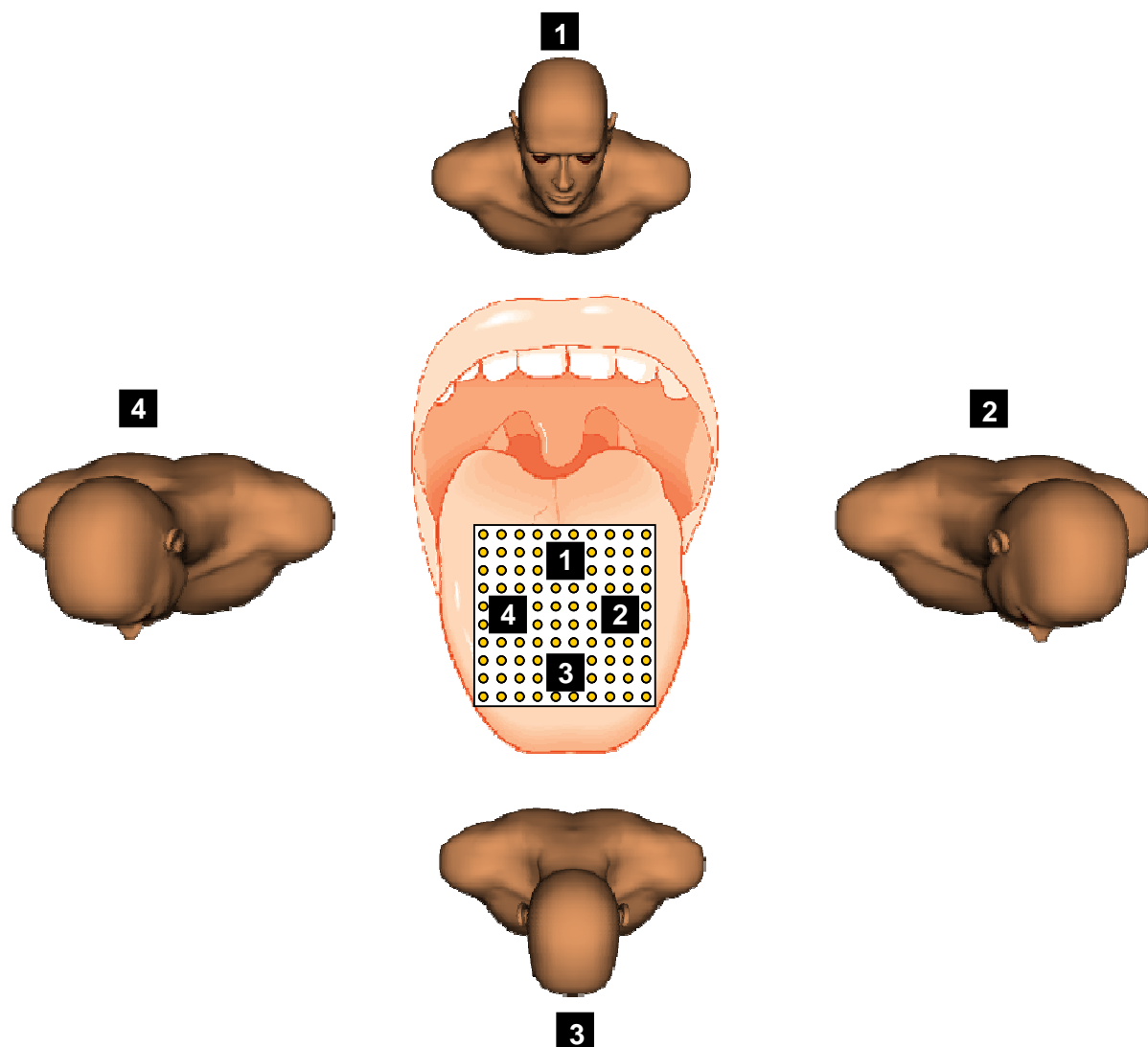


Figure 34. Principe de fonctionnement du dispositif de suppléance perceptive tête-cou par électrostimulation linguale

Lorsque l'orientation de la tête, mesurée au moyen d'un accéléromètre tri-axes placé dans l'élément intra-buccal du dispositif, sort d'un cône dit de sécurité, des électrodes des bords postérieur, gauche, antérieur, ou droit de la matrice d'électrostimulation linguale sont activées selon que l'orientation de la tête est, respectivement, tête en arrière (1), à gauche (2), en avant (3), ou à droite (4) du cône de sécurité.

Etude 2.1.1. Contribution des informations sensorielles du segment tête-cou issues de capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive au contrôle de la posture bipédique : effet d'une fatigue des muscles du rachis cervical

Neuf sujets masculins sains (âge : 23 ± 2 ans ; poids : 71 ± 10 kg ; taille : 181 ± 7 cm) ont été testés dans les deux conditions « Non fatigue » et « Fatigue cervicale » et les deux conditions expérimentales « Sans suppléance perceptive tête-cou » et « Avec suppléance perceptive tête-cou », afin d'en évaluer les effets sur le contrôle de la posture bipédique.

Une ANOVA 2 Fatigues cervicales (Non fatigue *versus* Fatigue cervicale) \times 2 Suppléance perceptives tête-cou (Sans suppléance perceptive tête-cou *versus* Avec suppléance perceptive tête-cou) avec mesures répétées sur les deux facteurs montre deux effets simples Fatigue cervicale ($F(1,8)=11.35$, $P<0.01$) et Suppléance perceptive tête-cou ($F(1,8)=6.89$, $P<0.05$), ainsi qu'une interaction Fatigue cervicale \times Suppléance perceptive tête-cou ($F(1,8)=5.44$, $P<0.05$).

La décomposition de cette interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 35, révèle :

(1) une augmentation significative de la surface couverte par la trajectoire du CP, mesurée en condition « Fatigue cervicale » par rapport à celle mesurée en condition « Non fatigue », dans la condition « Sans suppléance perceptive tête-cou » ($P<0.01$),

(2) une absence de différence significative entre la surface couverte par la trajectoire du CP mesurée en condition « Fatigue cervicale » et celle mesurée en condition « Non fatigue », dans la condition « Avec suppléance perceptive tête-cou » ($P>0.05$).

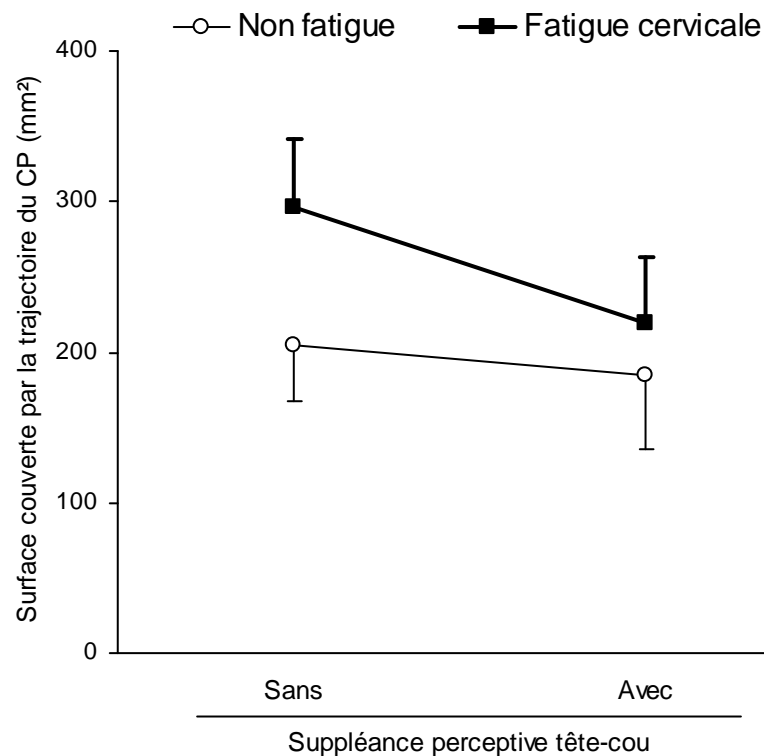


Figure 35. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans suppléance perceptive, (2) Non fatigue / Avec suppléance perceptive tête-cou, (3) Fatigue cervicale / Sans suppléance perceptive, (4) Fatigue cervicale / Avec suppléance perceptive tête-cou

Etude 2.1.2. Contribution des informations sensorielles du segment tête-cou issues de capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptives au contrôle de la posture bipédique : effet d'une fatigue des muscles du rachis lombaire

Six sujets masculins sains (âge : 24 ± 2 ans ; poids : 72 ± 3 kg ; taille : 178 ± 5 cm) ont été testés dans les deux conditions de « Non fatigue » et « Fatigue lombaire » et les deux conditions expérimentales « Sans suppléance perceptives tête-cou » et « Avec suppléance perceptives tête-cou », afin d'en évaluer les effets sur le contrôle de la posture bipédique.

Une ANOVA 2 Fatigues lombaires (Non fatigue *versus* Fatigue lombaire) \times 2 Suppléance perceptives tête-cou (Sans suppléance perceptives tête-cou *versus* Avec suppléance perceptives tête-cou) avec mesures répétées sur les deux facteurs montre deux effets simples Fatigue lombaire ($F(1,5)=20.45$, $P<0.01$) et Suppléance perceptives tête-cou ($F(1,5)=13.60$, $P<0.05$), ainsi qu'une interaction Fatigue lombaire \times Suppléance perceptives tête-cou ($F(1,5)=11.08$, $P<0.05$).

La décomposition de cette interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 36, révèle :

(1) une augmentation significative des surfaces couvertes par la trajectoire du CP, mesurées en condition « Fatigue lombaire » par rapport à celles mesurées en condition « Non fatigue », dans les deux conditions « Sans suppléance perceptives tête-cou » et « Avec suppléance perceptives tête-cou » ($P_s<0.01$),

(2) avec un effet moins prononcé en condition « Avec suppléance perceptives tête-cou » ($P<0.01$) qu'en condition « Sans suppléance perceptives tête-cou » ($P<0.001$).

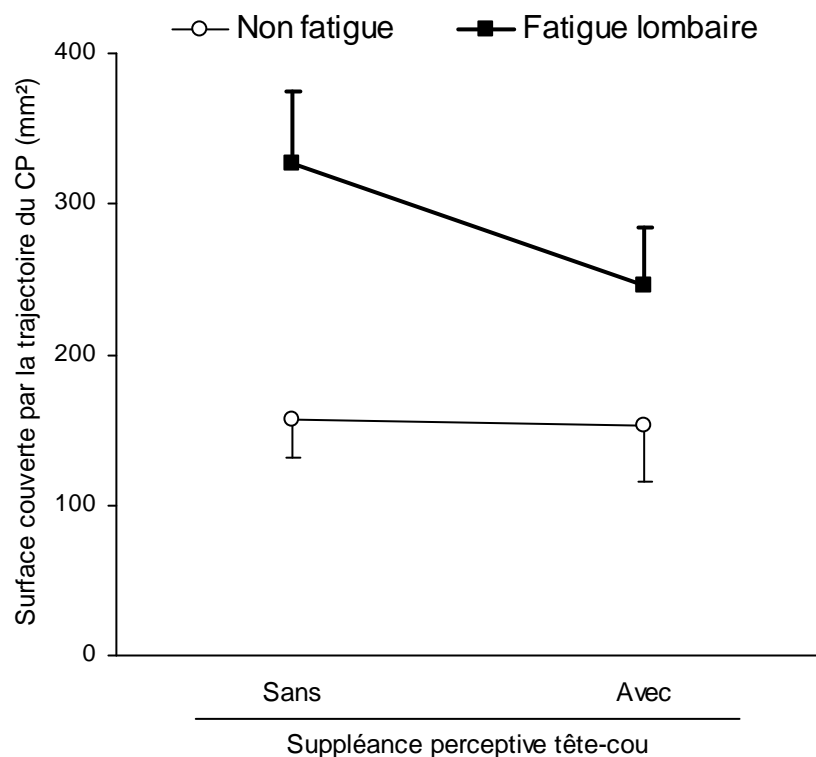


Figure 36. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans suppléance perceptives, (2) Non fatigue / Avec suppléance perceptives tête-cou, (3) Fatigue lombaire / Sans suppléance perceptives, (4) Fatigue lombaire / Avec suppléance perceptives tête-cou

7.2. Etude 2.2. Contribution des informations sensorielles du segment pied-cheville issues de capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive au contrôle de la posture bipédique en état de fatigue des muscles du rachis

L'objectif de cette étude est de déterminer si et dans quelle mesure la contribution des informations sensorielles issues du segment pied-cheville fournies par un dispositif de suppléance perceptive pour le contrôle de la posture bipédique fait l'objet d'une différenciation selon l'état du système neuromusculaire du rachis cervical et du rachis lombaire.

Les sujets ont été testés dans la tâche et selon la procédure expérimentale précédemment décrite page 54, dans deux conditions de Non fatigue et de Fatigue des muscles cervicaux (étude 2.2.1) ou lombaires (étude 2.2.2.) réalisées dans deux conditions sensorielles pour lesquelles la précision et la fiabilité des informations sensorielles issues du segment pied-cheville :

(1) *n'ont pas été manipulées*, constituant les conditions de référence (conditions dites « Sans suppléance perceptive pied-cheville ») ;

(2) ont été *augmentées* par l'utilisation d'un dispositif de suppléance perceptive pied-cheville par électrostimulation linguale (condition dite « Suppléance perceptive pied-cheville ») (Figure 37). Le principe d'utilisation de ce dispositif consiste (1) à recueillir un signal relatif aux pressions exercées sous les deux pieds au moyen d'une nappe de pressions plantaires et (2) à fournir à l'utilisateur des informations relatives à la position de son CP par rapport à une zone dite de « sécurité », via une matrice d'électrostimulation de 6 × 6 électrodes contrôlées individuellement en intensité et maintenues en contact avec la surface supérieure de la langue selon le codage d'information illustré sur la Figure 38 (Vuillerme et al., 2007e). Dans les études présentées dans ce manuscrit, la longueur et la largeur de la zone de sécurité correspondent aux écart-types des déplacements antéropostérieurs et médiolatéraux du CP enregistrés pendant les 10 secondes précédant le début de chacun des essais expérimentaux.

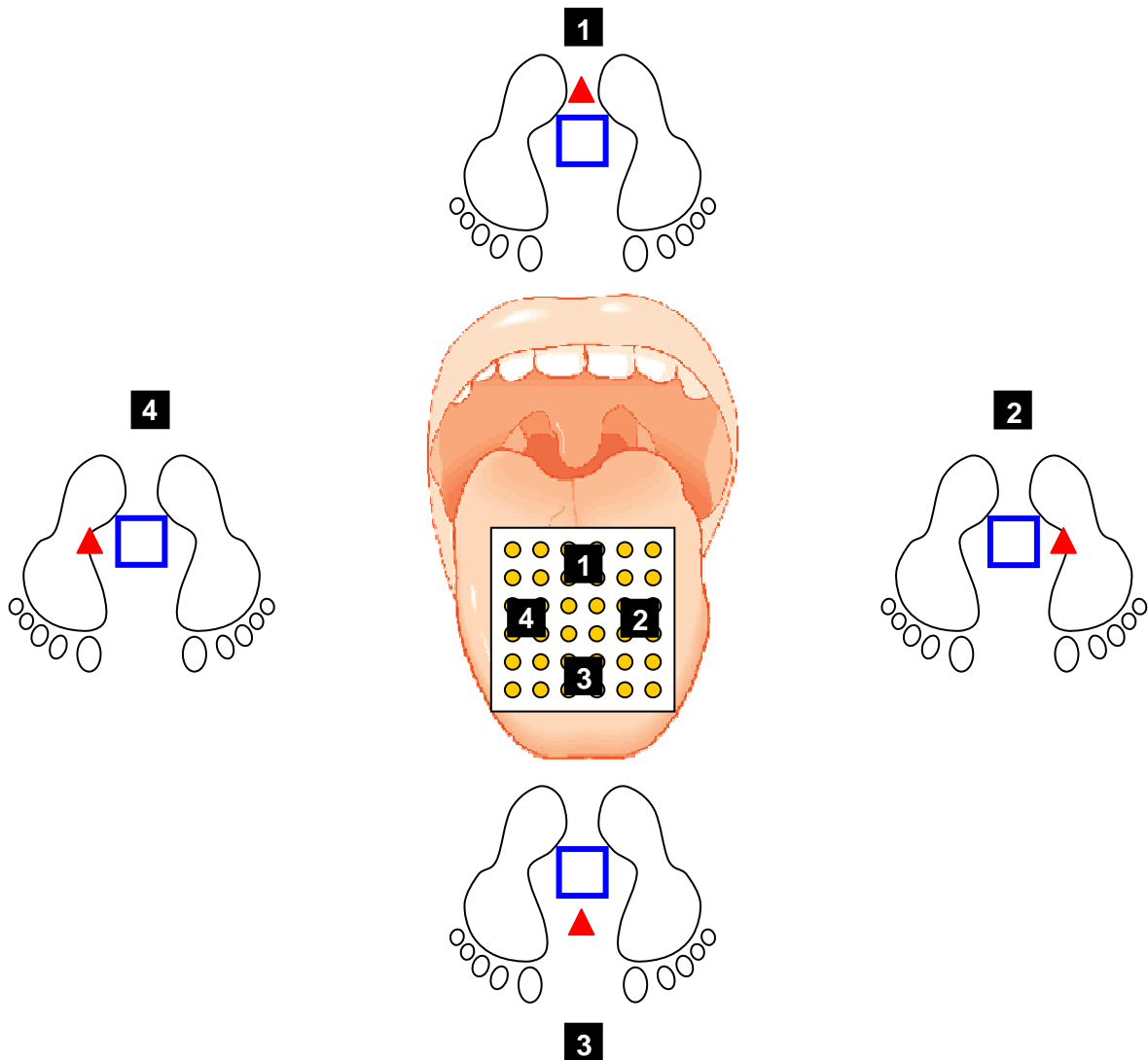


Figure 37. Principe de fonctionnement du dispositif de suppléance perceptuelle pied-cheville par électrostimulation linguale

Lorsque la position du CP, recueillie au moyen d'une nappe de pressions plantaires, se situe à l'extérieur d'une zone dite de sécurité, des électrodes des bords postérieur, gauche, antérieur ou droit de la matrice d'électrostimulation linguale sont activées selon que la position du CP se situe, respectivement, en arrière (1), à gauche (2), en avant (3), ou à droite (4) de cette zone. La zone dite de « sécurité » est représentée par un carré ; la position du CP est représentée par un triangle.

Les résultats d'une étude princeps que nous avons réalisée dans notre laboratoire ont en effet mis en évidence que des sujets jeunes sains sont capables d'intégrer des informations sensorielles issues du segment pied-cheville et fournies par ce dispositif de suppléance perceptuelle par électrostimulation linguale pour réduire les déplacements de leur CP (Vuillerme et *al.*, 2007d).

Au total, deux études ont été réalisées dans le but d'évaluer les effets d'une fatigue des muscles du rachis cervical (étude 2.2.1.) et du rachis lombaire (étude 2.2.2.) sur la contribution des informations issues du segment tête-cou fournies par ce dispositif de suppléance par électrostimulation linguale pour le contrôle de la posture bipédique.

Etude 2.2.1. Contribution des informations sensorielles du segment pied-cheville issues de capteurs physique de dispositifs de suppléance perceptive au contrôle de la posture bipédique : effet d'une fatigue des muscles du rachis cervical

Quatorze sujets masculins sains (âge : 23 ± 3 ans ; poids : 70 ± 12 kg ; taille : 179 ± 7 cm) ont été testés dans les deux conditions de « Non fatigue » et « Fatigue cervicale » et les deux conditions expérimentales « Sans suppléance perceptive pied-cheville » et « Avec suppléance perceptive pied-cheville », afin d'en évaluer les effets sur le contrôle de la posture bipédique.

Une ANOVA 2 Fatigues cervicales (Non fatigue *versus* Fatigue cervicale) \times 2 Suppléance perceptives pied-cheville (Sans suppléance perceptive pied-cheville *versus* Avec suppléance perceptive pied-cheville) avec mesures répétées sur les deux facteurs montre un effet simple Suppléance perceptive pied-cheville ($F(1,13)=7.13, P<0.05$), ainsi qu'une interaction Fatigue cervicale \times Suppléance perceptive pied-cheville ($F(1,13)=7.37, P<0.05$).

La décomposition de cette interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 38, révèle :

(1) une augmentation significative de la surface couverte par la trajectoire du CP, mesurée en condition « Fatigue cervicale » par rapport à celle mesurée en condition « Non fatigue », dans la condition « Sans suppléance perceptive pied-cheville » ($P<0.01$),

(2) une absence de différence significative entre la surface couverte par la trajectoire du CP, mesurées en condition « Fatigue cervicale » et celle mesurée en condition « Non fatigue », dans la condition « Avec suppléance perceptive pied-cheville » ($P>0.05$).

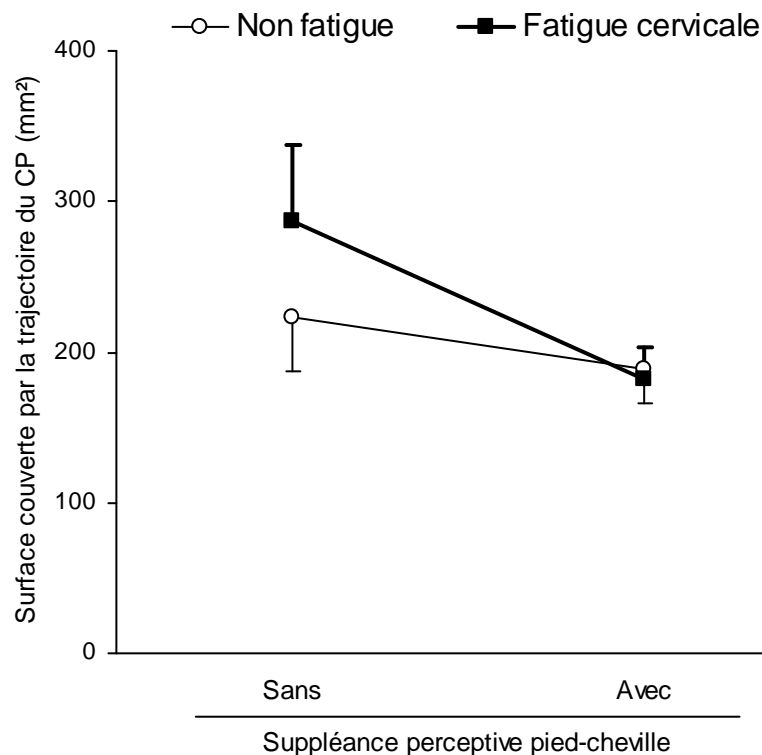


Figure 38. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans suppléance perceptive, (2) Non fatigue / Avec suppléance perceptive pied-cheville, (3) Fatigue cervicale / Sans suppléance perceptive, (4) Fatigue cervicale / Avec suppléance perceptive pied-cheville

Etude 2.2.2. Contribution des informations sensorielles du segment pied-cheville issues de capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive au contrôle de la posture bipédique : effet d'une fatigue des muscles du rachis lombaire

Dix sujets masculins sains (âge : 25 ± 3 ans ; poids : 77 ± 5 kg ; taille : 181 ± 4 cm) ont été testés dans les deux conditions de « Non fatigue » et « Fatigue lombaire » et les deux conditions expérimentales « Sans suppléance perceptive pied-cheville » et « Avec suppléance perceptive pied-cheville », afin d'en évaluer les effets sur le contrôle de la posture bipédique.

Une ANOVA 2 Fatigues lombaires (Non fatigue *versus* Fatigue lombaire) \times 2 Suppléance perceptives (Sans suppléance perceptive pied-cheville *versus* Avec suppléance perceptive pied-cheville) avec mesures répétées sur les deux facteurs montre deux effets simples Fatigue lombaire ($F(1,9)=8.75$, $P<0.05$) et Suppléance perceptive pied-cheville ($F(1,9)=6.18$, $P<0.05$), ainsi qu'une interaction Fatigue lombaire \times Suppléance perceptive pied-cheville ($F(1,9)=6.99$, $P<0.05$).

La décomposition de l'interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 39, révèle :

(1) une augmentation significative de la surface couverte par la trajectoire du CP, mesurée en condition « Fatigue lombaire » par rapport à celle mesurée en condition « Non fatigue », dans la condition « Sans suppléance perceptive pied-cheville » ($P<0.001$),

(2) une absence de différence significative entre la surface couverte par la trajectoire du CP, mesurées en condition « Fatigue lombaire » et celle mesurée en condition « Non fatigue », dans la condition « Avec suppléance perceptive pied-cheville » ($P>0.05$).

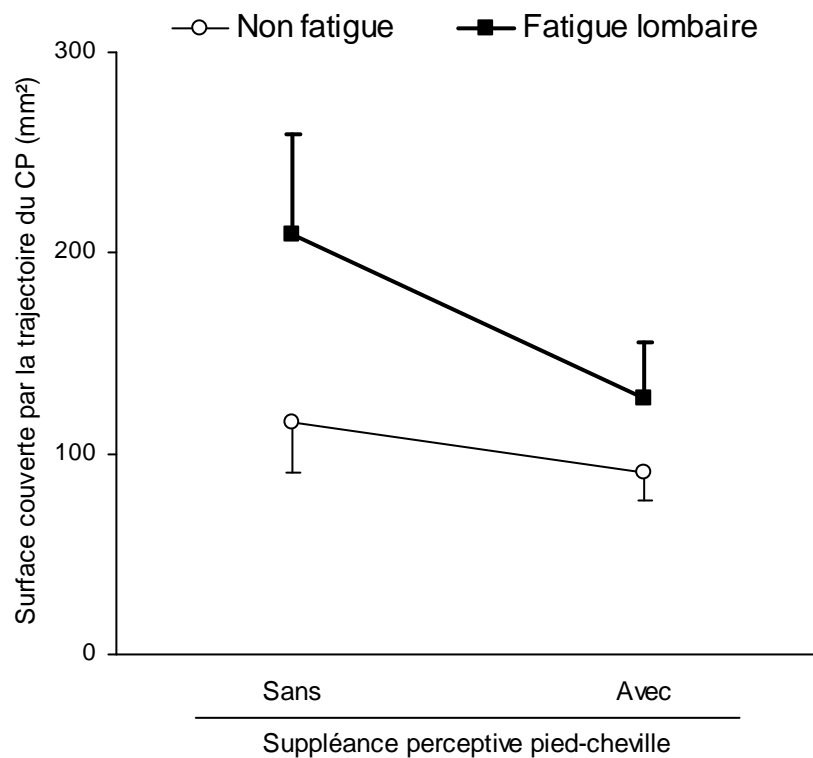


Figure 39. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les quatre conditions expérimentales : (1) Non fatigue / Sans suppléance perceptive, (2) Non fatigue / Avec suppléance perceptive pied-cheville, (3) Fatigue lombaire / Sans suppléance perceptive, (4) Fatigue lombaire / Avec suppléance perceptive pied-cheville

Conclusion de l'étude 2.

Dans leur ensemble, les résultats de cette seconde étude suggèrent que les sujets jeunes sains parviennent à utiliser des informations issues du segment tête-cou et du segment pied-cheville fournies par des capteurs physiques issus de dispositifs de suppléance perceptive par électrostimulation linguale pour réduire les effets déstabilisateurs induits par une altération de l'état du système neuromusculaire de leur rachis.

Au-delà de leur intérêt théorique dans la compréhension des mécanismes d'intégration sensorielle mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique, ces résultats constituent une base fondamentale nous autorisant à formuler des hypothèses quant à l'efficacité de tels dispositifs de suppléance perceptive dans la prise en charge des troubles posturaux chez des personnes souffrant de déficits sensori-moteurs (« evidence-based-practice »).

Cette problématique fera l'objet du troisième chapitre expérimental de cette thèse.

Chapitre expérimental 3

Vers une prise en charge raisonnée des troubles posturaux fondée sur la preuve

1. Etude 1. Suppléance perceptive pour la correction des troubles posturaux en posture bipédique chez la personne atteinte de lésion vestibulaire
2. Etude 2. Suppléance perceptive pour la correction des troubles posturaux en posture bipédique chez la personne amputée de membre inférieur
 - 2.1. Etude 2.1. Suppléance perceptive pour le contrôle de la posture bipédique chez la personne amputée de membre inférieur
 - 2.2. Etude 2.2. Suppléance perceptive pour la réduction de l'asymétrie de répartition de poids de corps en posture bipédique chez la personne amputée de membre inférieur

D'une manière générale, les résultats présentés précédemment nous permettent de mieux comprendre les mécanismes d'intégration des informations sensorielles mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique. De manière intéressante, ils suggèrent que les sujets jeunes sains parviennent à utiliser des informations issues de dispositifs de suppléance perceptive tête-cou et pied-cheville par électrostimulation linguale afin de réduire les effets déstabilisateurs d'une altération de leur système neuromusculaire du rachis. Ces résultats constituent une base fondamentale nous autorisant à formuler des hypothèses (« evidence-based practice ») quant à l'efficacité de ces dispositifs dans la prise en charge des troubles posturaux chez des personnes souffrant de déficits sensori-moteurs.

Dans ce contexte, l'objectif de cette troisième partie est d'évaluer l'efficacité des dispositifs de suppléance perceptive présentés dans la partie précédente sur le contrôle de la posture bipédique de personnes présentant des déficits sensori-moteurs. Deux populations, connues pour présenter des troubles posturaux ont été retenues en raison de leur prévalence, leurs conséquences sur la qualité de vie des personnes atteintes et des coûts de santé : les personnes (1) atteintes de lésion vestibulaire d'une part, et, (2) amputées de membre inférieur, d'autre part.

Pour tenter de suppléer de manière spécifique les fonctions remplies par la structure corporelle défaillante, c'est-à-dire le segment tête-cou pour les personnes atteintes de lésion vestibulaire et le segment pied-cheville pour celles amputées du membre inférieur, nous avons choisi d'utiliser pour chaque population un dispositif de suppléance perceptive le plus adapté possible (suppléance perceptive tête-cou pour les personnes atteintes de lésion vestibulaire et suppléance perceptive pied-cheville pour les personnes amputées du membre inférieur).

Ce troisième chapitre expérimental est donc organisé en deux études :

- (1) Suppléance perceptive tête-cou pour la correction des troubles posturaux chez la personne atteinte de lésion vestibulaire,
- (2) Suppléance perceptive pied-cheville pour la correction des troubles posturaux chez la personne amputée de membre inférieur.

Nous émettons l'hypothèse que l'utilisation des dispositifs de suppléance perceptive permet de corriger les déficits posturaux des personnes atteintes de lésion vestibulaire et amputées de membre inférieur.

Les procédures expérimentales mises en place dans ces deux études que nous décrivons en détails dans les paragraphes suivants sont présentées de manière synthétique sur la Figure 40 (page 111) suivante.

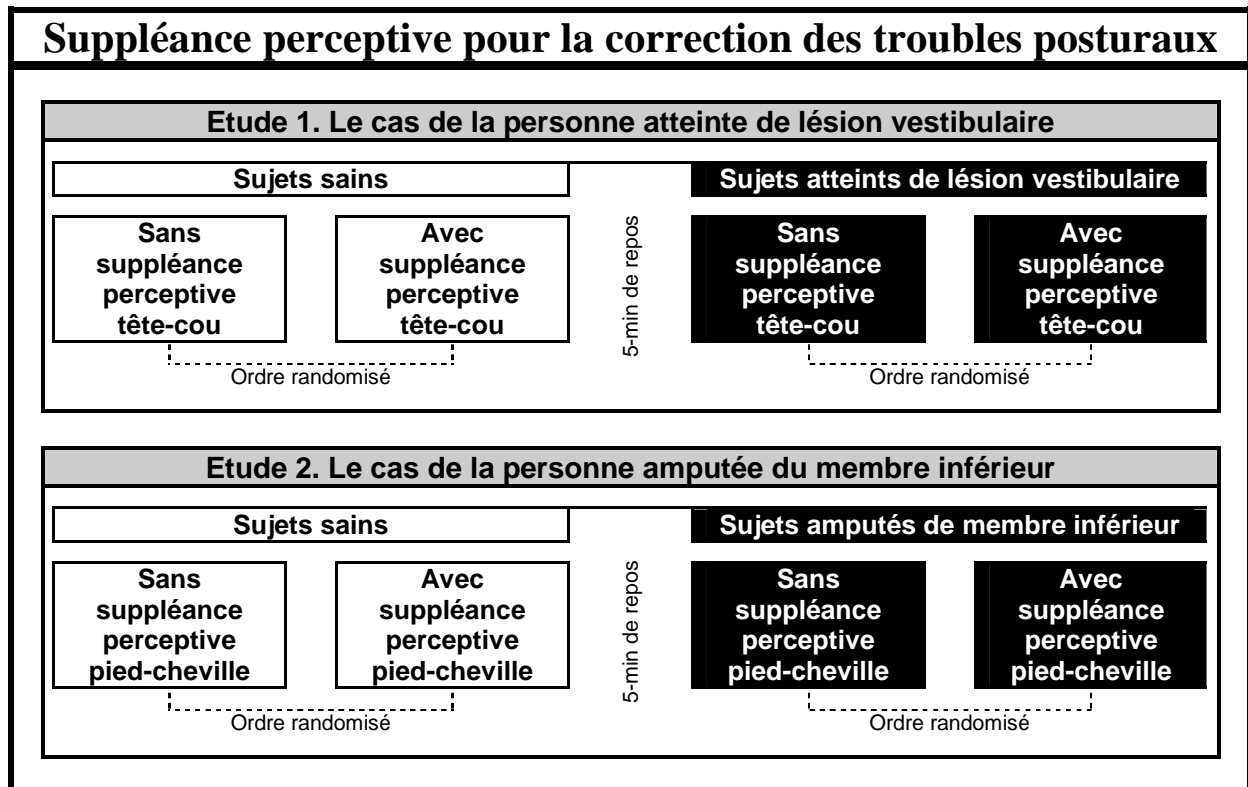


Figure 40. Illustration schématique des procédures expérimentales mises en place dans les études 1 et 2 du troisième chapitre expérimental

1. Etude 1. Suppléance perceptive pour la correction des troubles posturaux en posture bipédique chez la personne atteinte de lésion vestibulaire

Le système vestibulaire est classiquement considéré comme le système d'urgence de protection de la chute et permet de renseigner le système nerveux des mouvements de la tête, ainsi que de l'orientation du corps dans l'espace. Si la contribution des informations vestibulaires au contrôle de la posture debout non perturbée reste sujette à discussion (Fitzpatrick & McCloskey, 1994), plusieurs études rapportent néanmoins une dégradation du contrôle postural de patients souffrant de lésions vestibulaires (e.g. Allum & Adkin, 2003 ; Horak et al., 1990). Ces lésions vestibulaires peuvent être d'origine centrale (atteinte du nerf vestibulaire ou des voies vestibulaires centrales) ou périphériques (dysfonction des récepteurs vestibulaires de l'oreille interne impliqués dans l'équilibre et la stabilisation du regard), et engendrent généralement des vertiges et des pertes d'équilibre réduisant considérablement les capacités fonctionnelles des sujets. Une fois les lésions vestibulaires installées, le traitement repose essentiellement sur la kinésithérapie, dont l'objectif est de contraindre le patient à utiliser différentes entrées sensorielles pour réaliser une tâche donnée.

L'objectif de cette première étude est de déterminer si, et dans quelle mesure, l'utilisation d'un dispositif de suppléance perceptivo-motrice permet aux personnes atteintes de lésion vestibulaire d'améliorer le contrôle de leur posture bipédique. Nous formulons l'hypothèse que l'utilisation de dispositifs de suppléance perceptivo-motrice devrait permettre d'augmenter les afférences sensorielles disponibles et réduire ainsi les troubles posturaux liés à la lésion vestibulaire.

Douze sujets sains (âge : 30 ± 7 ans ; poids : 73 ± 6 kg ; taille : 175 ± 7 cm) et 12 sujets atteints de lésion vestibulaire unilatérale (âge : 70 ± 15 ans ; poids : 68 ± 10 kg ; taille : 164 ± 6 cm) ont été testés dans la tâche et selon la procédure expérimentale précédemment décrite page 54, dans deux conditions « Avec suppléance perceptivo-motrice tête-cou » et « Sans suppléance perceptivo-motrice tête-cou », afin d'évaluer les effets d'une suppléance perceptivo-motrice tête-cou sur le contrôle de la posture bipédique (Figure 41).

Les personnes atteintes de lésion vestibulaire ayant participé à notre étude ont été recrutées parmi les patients fréquentant un cabinet de rééducation vestibulaire privé de Grenoble. Pour être considérés comme souffrant de lésion vestibulaire unilatérale et ainsi être inclus dans notre étude, les patients devaient présenter une asymétrie supérieure à 20 % dans la réponse nystagmique⁹ de leurs vestibules à une série de tests cliniques :

Le premier test clinique réalisé était le test calorique (Hallpike, 1956), consistant à injecter de l'eau chaude (44°C) ou froide (30°C) dans le conduit auditif externe et à mesurer la durée de la réponse de la première à la dernière secousse nystagmique. Tous les patients inclus dans notre étude présentaient une différence dans la réponse nystagmique supérieure à 20 % entre les deux oreilles.

Le deuxième test réalisé était le Head Shaking Test (HST), consistant à secouer rapidement la tête d'un patient assis les yeux fermés par de petites oscillations médiolatérales et à observer si un nystagmus apparaissait, indiquant une asymétrie du système vestibulaire. Tous les patients inclus dans notre étude présentaient un nystagmus lors du HST.

Les deux derniers tests cliniques réalisés étaient des épreuves rotatoires à basse (0.05 Hz) et haute (1 Hz) fréquences, consistant à provoquer des rotations horaires et anti-horaires sur un fauteuil à différentes vitesses et à observer les nystagmus physiologiquement provoqués afin de les comparer selon le sens de la rotation. Tous les patients inclus dans notre étude présentaient une différence de réponse nystagmique supérieure à 20 % entre les rotations horaires et anti-horaires pour les deux épreuves rotatoires.

En outre, les patients inclus dans notre étude présentaient une perte auditive (45 ± 19 dB) de l'oreille atteinte. Ils bénéficiaient tous de séances de rééducation au moment de l'étude et leurs symptômes dataient de 1 à 22 ans (en moyenne 6 ± 6 ans).

⁹ « Nystagmus : Mouvements oculaires involontaires, plus ou moins rythmés, faits de secousses de directions opposées. » (Quevauvilliers et al., 2007 page 637).

Une ANOVA 2 Groupes (Sujets sains *versus* Sujets atteints de lésion vestibulaire) \times 2 Suppléance perceptives (Sans suppléance perceptives tête-cou *versus* Avec suppléance perceptives tête-cou) avec mesures répétées sur le dernier facteur montre deux effets simples Groupe ($F(1,22)=7.75, P<0.05$) et Suppléance perceptives tête-cou ($F(1,22)=8.50, P<0.01$), ainsi qu'une interaction Groupe \times Suppléance perceptives tête-cou ($F(1,22)=4.60, P<0.05$).

La décomposition de l'interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 41, révèle :

(1) une augmentation significative de la surface couverte par la trajectoire du CP, mesurée chez le groupe de « Sujets vestibulolésés » par rapport à celle mesurée chez le groupe de « Sujets sains », dans la condition « Sans suppléance perceptives tête-cou » ($P<0.01$),

(2) une absence de différence significative entre la surface couverte par la trajectoire du CP, mesurée chez le groupe de « Sujets vestibulolésés » et celle mesurée chez le groupe de « Sujets sains », dans la condition « Avec suppléance perceptives tête-cou » ($P>0.05$).

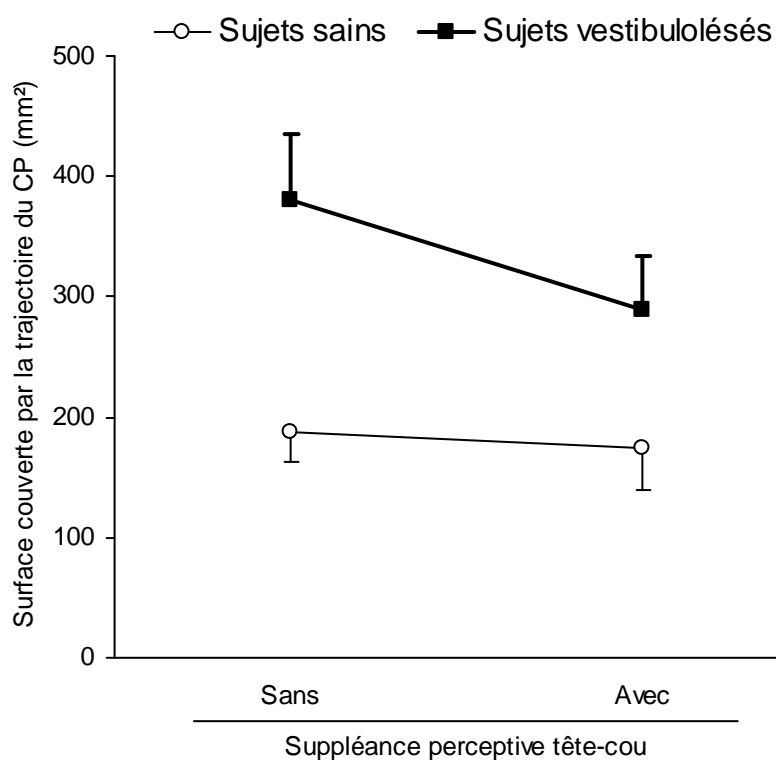


Figure 41. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées dans les deux conditions : (1) Avec suppléance perceptives tête-cou et (2) Sans suppléance perceptives tête-cou pour les deux groupes de sujets sains et de sujets vestibulolésés

2. Etude 2. Suppléance perceptive pour la correction des troubles posturaux en posture bipédique chez la personne amputée de membre inférieur

L'amputation de membre inférieur touche environ 5 000 personnes par an en France. On distingue plusieurs niveaux (essentiellement tibial et fémoral) et plusieurs origines d'amputations (essentiellement traumatique, vasculaire et tumoral), conditionnant le type d'appareillage que l'on peut offrir aux patients et par conséquent leur pronostic fonctionnel. L'amputation de membre inférieur prive l'individu d'une partie de son squelette et des tissus mous qui l'entourent, entraînant des modifications biomécaniques et neurosensorielles. Ces facteurs biomécaniques et neurosensoriels sont impliqués dans le mécanisme de contrôle postural et leur modification induit par exemple une répartition asymétrique du poids du corps en faveur du membre non-amputé (Arsenault & Valiquette, 1981 ; Gauthier-Gagnon et *al.*, 1986 ; Nadollek et *al.*, 2002 ; Summers et *al.*, 1987) ainsi qu'une augmentation des oscillations du centre des pressions, traduisant un contrôle postural dégradé (Fernie & Holliday, 1978 ; Geurts & Mulder, 1992 ; Hermodsson et *al.*, 1994 ; Isakov et *al.*, 1992). Selon certains auteurs, cette augmentation des oscillations est principalement due à un accroissement des oscillations sous le pied non amputé (Isakov et *al.*, 1992 ; Nadollek et *al.*, 2002). Si les conséquences mécaniques liées à l'amputation peuvent être largement diminuées par l'adaptation d'une prothèse, il est en revanche plus difficile de palier aux conséquences neurosensorielles. En effet, les informations somesthésiques initialement émises par les récepteurs cutanés plantaires, articulaires de la cheville (et du genou pour les amputations fémorales) et musculaires du segment jambier sont supprimées et seules restent les informations de pression du moignon dans l'emboîture. L'altération du contrôle postural des personnes amputées est probablement due en grande partie à ce manque d'informations sensorielles. Une asymétrie posturale à long terme est sans doute à l'origine de troubles, tels que des douleurs et une altération prématurée du dos et du membre non amputé, ayant pour conséquence une diminution des capacités fonctionnelles des patients amputés (Ebrahimzadeh & Rajabi, 2007).

Dans ce contexte, compte tenu des deux types de troubles posturaux (augmentation des oscillations posturales et répartition asymétrique du poids) décrits chez la personne amputée de membre inférieur, deux études ont été réalisées afin d'évaluer l'efficacité d'un dispositif de suppléance perceptive pour réduire les oscillations posturales des sujets amputés (étude 2.1.) et pour réduire leur asymétrie de répartition de poids de corps (étude 2.2.).

2.1. Etude 2.1. Suppléance perceptive pour le contrôle de la posture bipédique chez la personne amputée de membre inférieur

Douze sujets sains (âge : 23 ± 3 ans ; poids : 76 ± 18 kg ; taille : 178 ± 10 cm) et 12 sujets amputés fémoraux d'origine traumatique (âge : 41 ± 13 ans ; poids : 68 ± 7 kg ; taille : 174 ± 5 cm) ont été testés dans la tâche et selon la procédure expérimentale précédemment décrite page 54, dans deux conditions « Avec suppléance perceptive pied-cheville » et « Sans suppléance perceptive pied-cheville », afin d'évaluer si, et dans quelle mesure, l'utilisation de ce dispositif de suppléance perceptive pouvait permettre aux personnes amputées du membre inférieur de corriger les déficits posturaux qui les caractérisent.

Les personnes amputées ayant participé à notre étude ont été recrutées parmi les patients fréquentant le Centre Médico-Chirurgical des Petites Roches, l'Association de Défense et d'Etude des Personnes Amputées et le Centre d'orthoprothésiste Chabloz Orthopédie. Le principal critère d'inclusion de ces sujets était l'origine exclusivement traumatique de leur amputation. En outre, les patients inclus dans l'étude ont tous bénéficié d'un suivi sur le plan rééducatif et ne présentaient pas de douleurs à l'appui du côté de la prothèse.

En situation clémente et chez un sujet sain, les contributions de chacun des appuis dans le contrôle de la posture bipédique est sensiblement identique (Winter et *al.*, 1996) si bien que l'analyse des déplacements du CP résultant constitue un moyen d'évaluation posturale approprié. En revanche, une analyse uniquement centrée sur la trajectoire du CP résultant manque de pertinence dans l'évaluation de postures asymétriques (Genthon, 2006), que l'on peut retrouver dans certaines situations particulières ou chez certaines personnes présentant une pathologie, telles que les personnes amputées de membre inférieur, qui, du fait de leur déficit unilatéral, s'appuient majoritairement sur l'appui sain (Arsenault & Valiquette, 1981 ; Summers et *al.*, 1987 ; Gauthier-Gagnon et *al.*, 1986 ; Nadollek et *al.*, 2002). Dans ce cas, le recours à des paramètres posturaux capables de prendre en compte la contribution spécifique de chaque membre inférieur pour le contrôle de la posture bipédique et de renseigner les asymétries posturales est nécessaire (Genthon, 2006).

Dans ce contexte, nous avons utilisé une nappe plantaire munie de capteurs de pression piézo-électriques (FSA Orthotest Mat, Vista Medical Ltd) qui nous a permis :

- (1) la mesure des surfaces couvertes par les trajectoires des CP sous chacun des pieds, constituant le paramètre caractérisant le contrôle postural des sujets pour notre étude 2.1., et,
- (2) le calcul du coefficient d'asymétrie postural, défini comme le rapport entre le poids appliqué sous l'appui sain et sous l'appui prothétique (Blaszczyk et *al.*, 2000 ; Vuillerme et *al.*, 2006a), constituant le paramètre caractérisant l'asymétrie de répartition de poids des sujets pour nos études 2.1. et 2.2.. Une valeur égale à 1 témoigne d'une équi-répartition du poids corporel sous chacun des

appuis ; des valeurs supérieures et inférieures à 1 témoignent d'une surcharge et décharge de l'appui sain par rapport à celle mesurée sur l'appui prothétique, respectivement.

En ce qui concerne les surfaces des CP plantaires d'une part, une ANOVA 2 Groupes (Sujets sains *versus* Sujets amputés) \times 2 Suppléances perceptives pied-cheville (Avec suppléance perceptive pied-cheville *versus* Sans suppléance perceptive pied-cheville) \times 2 Appuis (Appui sain (ou droit) *versus* Appui prothétique (ou gauche)) avec mesures répétées sur les deux derniers facteurs montre un effet simple de la Suppléance perceptive pied-cheville ($F(1,22)=4.44$, $P<0.05$), ainsi qu'une interaction significative Groupe \times Suppléance perceptive pied-cheville \times Appui ($F(1,22)=6.04$, $P<0.05$).

La décomposition de cette interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 42, révèle, d'une part, une augmentation significative de la surface couverte par la trajectoire du CP mesurée chez le groupe de « Sujets amputés », par rapport à celle mesurée chez le groupe de « Sujets sains », uniquement sous l'appui sain et en condition « Sans suppléance perceptive pied-cheville » ($P<0.05$).

D'autre part, chez le groupe de « Sujets amputés » :

(1) une augmentation significative de la surface couverte par la trajectoire du CP mesurée sous l'appui sain par rapport à celle mesurée sous l'appui prothétique ($P<0.05$) en condition « Sans suppléance perceptive pied-cheville » est observée, alors que

(2) aucune différence significative n'est observée en condition « Avec suppléance perceptive pied-cheville » ($P>0.05$).

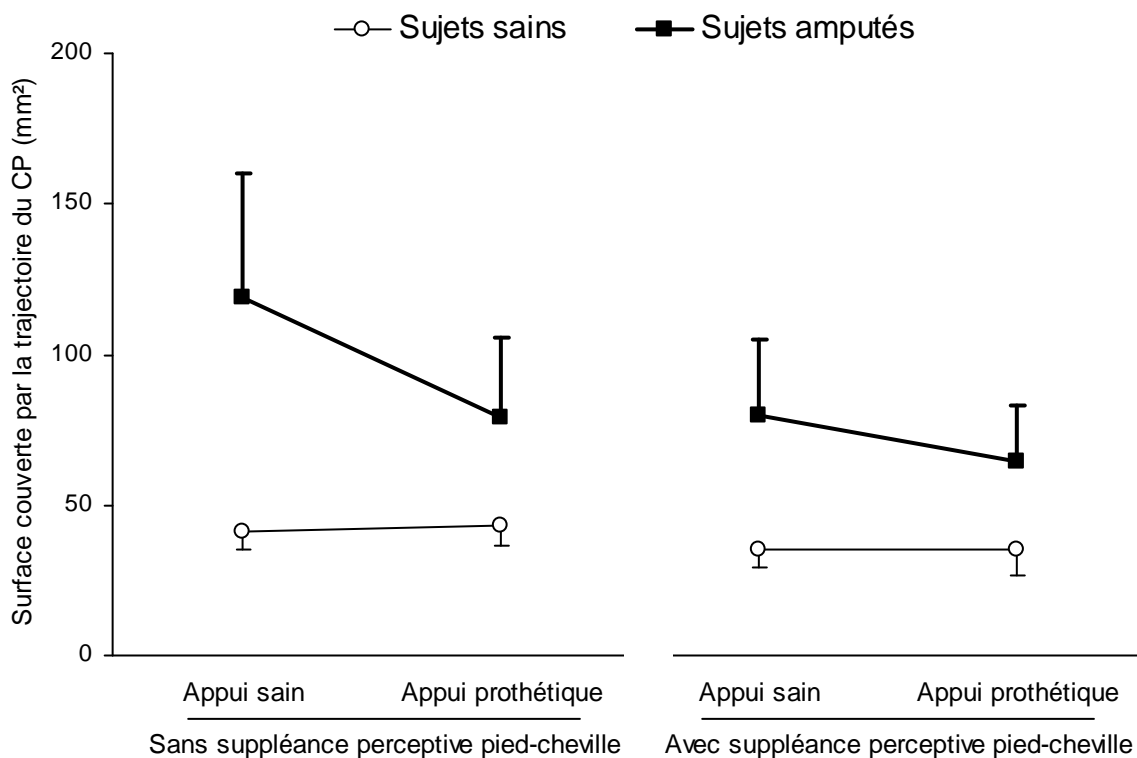


Figure 42. Moyennes et erreurs standards des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées sous chacun des pieds dans les deux conditions : (1) Avec suppléance perceptive pied-cheville et (2) Sans suppléance perceptive pied-cheville pour les deux groupes de sujets sains et de sujets amputés de membre inférieur

En ce qui concerne le coefficient d'asymétrie postural d'autre part, une ANOVA 2 Groupes (Sujets sains *versus* Sujets amputés) \times 2 Suppléances perceptives pied-cheville (Avec suppléance perceptive pied-cheville *versus* Sans suppléance perceptive pied-cheville) avec mesures répétées sur le dernier facteur montre un effet simple Groupe ($F(1,22)=9.47$, $P<0.01$) témoignant d'un coefficient d'asymétrie posturale plus élevé mesuré chez le groupe de « Sujets amputés » par rapport à celui mesuré chez le groupe de « Sujets sains ». En outre, l'absence d'effet simple Suppléance perceptive pied-cheville ($F(1,22)=0.54$, $P>0.05$) et d'interaction Groupe \times Suppléance perceptive ($F(1,22)=3.72$, $P>0.05$) montre que l'utilisation du dispositif de suppléance de perceptive pied-cheville utilisé dans les conditions spécifiques décrites Figure 37 (page 105) n'a aucun effet significatif sur la répartition de poids corporel sur chacun des appuis, et, en particulier, ne permet pas de réduire cette asymétrie posturale chez les personnes amputées fémorales.

Il est possible que l'absence d'effet du dispositif de suppléance perceptive sur la correction de l'asymétrie de répartition du poids du corps soit liée au message spécifique délivré par le dispositif. En effet si dans cette étude une zone de sécurité est déterminée, à l'intérieure de laquelle le CP résultant des sujets se déplace sans entrainer de stimulation, elle n'est pas nécessairement située dans la zone correspondant à l'équi-répartition du poids du corps. Nous avons donc réalisé une seconde étude (étude 2.2.) au cours de laquelle le message délivré par le dispositif de suppléance pied-cheville devrait spécifiquement permettre de corriger l'asymétrie de répartition du poids du corps.

2.2. Etude 2.2. Suppléance perceptive pour la réduction de l'asymétrie de répartition de poids de corps en posture bipédique chez la personne amputée de membre inférieur

Dix sujets sains (âge : 30 ± 12 ans ; poids : 67 ± 14 kg ; taille : 173 ± 10 cm) et 10 sujets amputés fémoraux d'origine traumatique (âge : 48 ± 18 ans ; poids : 71 ± 6 kg ; taille : 174 ± 8 cm) recrutés selon les mêmes critères d'inclusion que pour l'étude précédente ont été testés dans une tâche consistant à évaluer la distribution de leur poids de corps sur leurs deux appuis. Debout sur deux semelles de pression plantaire, vision occultée, les sujets avaient pour consigne d'exercer une pression sur un bouton poussoir lorsqu'ils estimaient avoir atteint l'équi-répartition de leur poids de corps sous leurs deux appuis. La performance a été évaluée au moyen du coefficient d'asymétrie précédemment décrit. Une étude métrologique que nous avons menée préalablement a montré que la moyenne de 5 essais est suffisante pour assurer une bonne fiabilité de ce test (Pinsault et *al.*, 2009b soumis). Cette tâche d'équi-répartition de poids de corps a été réalisée dans les deux conditions « Avec suppléance perceptive pied-cheville » et « Sans suppléance perceptive pied-cheville » afin d'évaluer si et dans quelle mesure l'utilisation de ce dispositif de suppléance perceptive pouvait permettre aux personnes amputées du membre inférieur de corriger l'asymétrie de répartition de poids de corps qui les caractérise.

Le principe d'utilisation de ce dispositif consiste (1) à recueillir un signal relatif aux pressions exercées sous chacun des deux pieds au moyen de deux semelles de pressions plantaires (FSA Inshoe Foot pressure mapping system, Vista Medical Ltd.), et (2) à fournir à l'utilisateur des informations relatives à la distribution des pressions plantaires sous chacun de ses pieds via une matrice d'électrostimulation de 6×6 électrodes contrôlées individuellement en intensité et maintenues en contact avec la surface supérieure de la langue selon le codage d'information illustré sur la Figure 43.

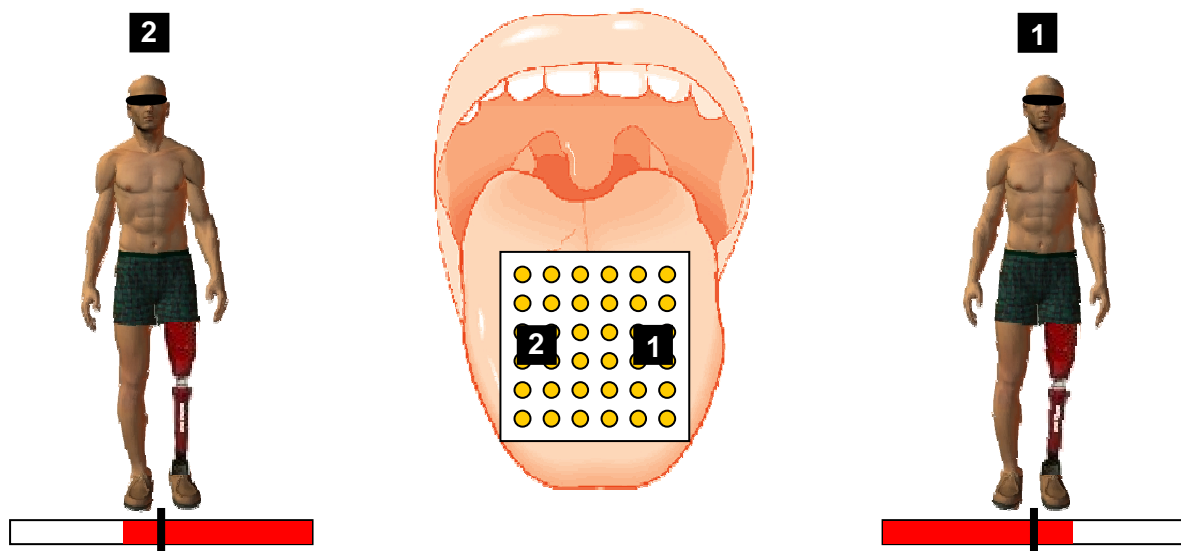


Figure 43. Principe de fonctionnement du dispositif de suppléance perceptive pied-cheville par électrostimulation linguale

Lorsque la distribution du poids de corps, mesuré au moyen de semelles de pressions plantaires, est en faveur du pied gauche ou du pied droit, des électrodes situées sur le bord gauche (1) et le bord droit (2) de la matrice d'électrostimulation linguale sont activées.

Une ANOVA 2 Groupes (Sujets sains *versus* Sujets amputés) \times 2 Suppléance perceptive pied-cheville (Avec suppléance perceptive pied-cheville *versus* Sans suppléance perceptive pied-cheville) avec mesures répétées sur le dernier facteur montre deux effets simples Groupe ($F(1,18)=13.69$, $P<0.01$) et Suppléance perceptive pied-cheville ($F(1,18)=19.94$, $P<0.001$), ainsi qu'une interaction Groupe \times Suppléance perceptive pied-cheville ($F(1,18)=12.84$, $P<0.01$).

La décomposition de l'interaction en effets simples, illustrée sur la Figure 44, révèle :

(1) une augmentation significative du coefficient d'asymétrie posturale, mesuré chez le groupe de « Sujets amputés » par rapport à celui mesuré chez le groupe de « Sujets sains », dans la condition « Sans suppléance perceptive pied-cheville » ($P<0.01$),

(2) une absence de différence significative entre le coefficient d'asymétrie posturale mesuré chez le groupe de « Sujets amputés » et celui mesuré chez le groupe de « Sujets sains », dans la condition « Avec suppléance perceptive pied-cheville » ($P>0.05$).

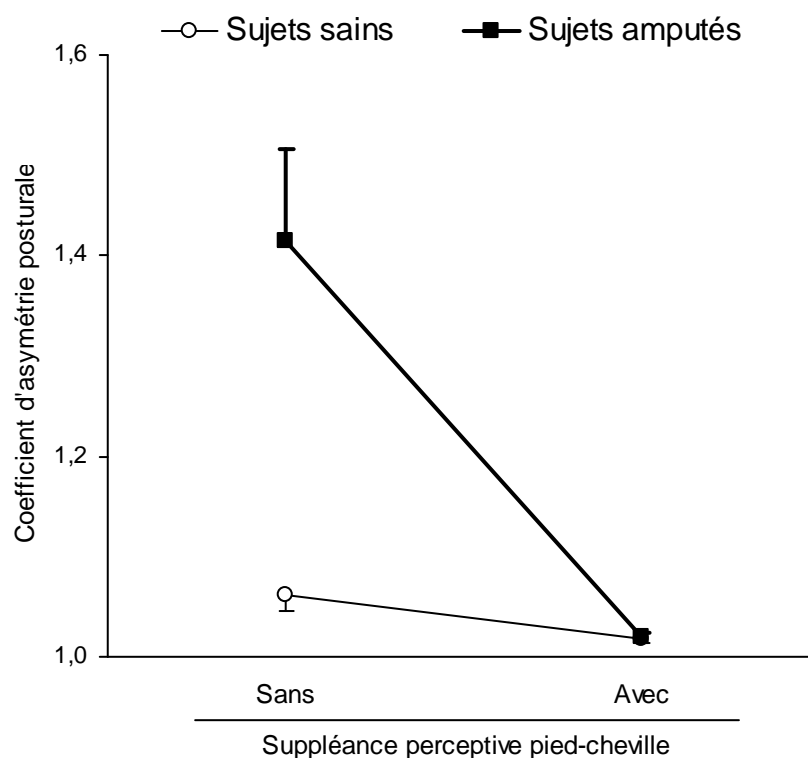


Figure 44. Moyennes et erreurs standards des coefficients d'asymétrie posturale mesurés dans les deux conditions : (1) Avec suppléance perceptive pied-cheville et (2) Sans suppléance perceptive pied-cheville chez les deux groupes de sujets sains et de sujets amputés de membre inférieur

PARTIE 3

Discussion générale et Conclusion

- 1. D'une évaluation objective raisonnée du contrôle de la posture bipédique**
- 2. De la compréhension des mécanismes d'intégration sensorielle mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique**
- 3. D'une prise en charge raisonnée des troubles posturaux fondée sur la preuve**
- 4. Conclusion : d'une proposition d'une modalité de mise en œuvre de notre démarche**

Ce travail doctoral visait au développement et à la validation de solutions biomédicales innovantes d'amélioration du contrôle de la posture bipédique de personnes souffrant d'une altération de leur système sensori-moteur.

Pour répondre à cet objectif, nous avons choisi d'adopter une démarche de bonne pratique kinésithérapique consistant à s'assurer, préalablement à la planification thérapeutique, que les méthodes d'évaluation diagnostique et des effets de la prise en charge soient fiables, valides, utiles et utilisables, mais aussi que cette prise en charge soit basée sur des fondements théoriques scientifiquement établis.

Dans le respect de cette démarche, notre travail a permis :

(1) de proposer un protocole et des paramètres fiables, valides, utiles et utilisables d'évaluation posturographique des capacités de contrôle de la posture bipédique à des fins de diagnostic et de suivi des prises en charge,

(2) de mieux comprendre les mécanismes d'intégration sensorielle mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique, pour être en mesure

(3) de développer, mettre en place et évaluer l'efficacité d'une prise en charge à court terme fondée sur l'exploitation du paradigme de suppléance perceptive dédiée à la compensation des déficits posturaux chez les personnes atteintes de lésion vestibulaire et amputées du membre inférieur.

Dans ce contexte, selon la démarche que nous nous sommes fixé, nous discuterons successivement :

(1) D'une évaluation raisonnée du contrôle de la posture bipédique,

(2) De la compréhension des mécanismes d'intégration sensorielle mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique,

(3) D'une prise en charge raisonnée des troubles posturaux fondée sur la preuve, et, enfin

(4) D'une proposition des modalités de mise en œuvre de notre démarche en guise de conclusion.

1. D'une évaluation raisonnée du contrôle de la posture bipédique

« Il est nécessaire d'évaluer tous les actes diagnostiques et thérapeutiques que nous faisons. Cette assertion peut paraître un truisme à l'époque de la médecine fondée sur des preuves, des remboursements limités aux médicaments les plus « efficaces » et demain aux examens complémentaires dont les « services rendus » seront démontrés. La rééducation fonctionnelle et la kinésithérapie n'ont aucune raison d'échapper à une évaluation rigoureuse. »

(Revel, 2005, page 1237)

D'une manière générale, le succès d'une démarche « d'évaluation rigoureuse », telle que l'a décrite Revel (2005), repose sur l'établissement d'une évaluation dont la procédure doit satisfaire à la fois à des exigences de qualités métrologiques¹⁰ (Paolaggi *et al.*, 2001 ; Pérennou, 2005) et ergonomiques d'utilité et d'utilisabilité en pratique clinique¹¹ (Fransen *et al.*, 1997 ; Gill & McBurney, 2008).

Dans le cadre bien particulier de l'évaluation des capacités de contrôle de la posture bipédique, une première étude a visé à déterminer la procédure d'évaluation du contrôle de la posture bipédique dite « raisonnée » (Pérennou, 2005). Nous entendons par « évaluation raisonnée du contrôle de la posture bipédique », une évaluation mettant en œuvre une procédure et des paramètres à la fois (1) fiables, (2) valides, (3) utiles, et (4) utilisables en clinique, facilitant leur interprétation à des fins de diagnostic ou de suivi de prise en charge. Dans ce contexte, nous avons adopté démarche illustrée schématiquement sur la Figure 7 (premier chapitre expérimental, page 53).

1.1. Qualités métrologiques de l'évaluation posturale

1.1.1. Fiabilité de l'évaluation

L'analyse critique de la littérature (Cf. Tableau 3, page 43) suggère que (1) l'instruction délivrée aux sujets, (2) la durée ainsi que (3) le nombre d'essais réalisés, peuvent influencer le degré de fiabilité des paramètres posturographiques utilisés pour évaluer le contrôle de la posture bipédique. Si l'instruction à délivrer (Zok *et al.*, 2008 ; « tenir debout le plus immobile possible » ; page 54) et la durée de l'essai à réaliser (30 secondes) semblent désormais faire l'objet d'un consensus au sein de la communauté scientifique (Carpenter *et al.*, 2001 ; Doyle *et al.*, 2005 ; Lafond *et al.*, 2004 ; Le Clair & Riach, 1996 ; Samson & Crowe, 1996), aucune étude à notre connaissance n'avait été conduite dans le but d'évaluer l'effet du nombre d'essais sur la fiabilité test-retest des paramètres posturographiques d'évaluation du contrôle de la posture bipédique. Il s'agit pourtant d'un facteur important à considérer en vue d'établir un protocole d'évaluation posturale optimal et utilisable en clinique.

Les résultats de notre première étude, conduite spécifiquement pour répondre à cet objectif, montrent que, d'une manière générale, le nombre d'essais moyennés pour déterminer la valeur des

¹⁰ « Outcomes measures should be valid, reliable and responsive. In clinical studies, reliability is especially important because stable data are required to make accurate statements about treatment effects or about the amount of change observed over time. » (Gill & McBurney, 2008 page 148).

¹¹ « To be useful in testing large clinical populations, it is essential to keep the assessment procedure concise and easy to perform for both the assessor and the patient. » (Gill & McBurney, 2008 page 148).

paramètres posturographiques a un effet sur la fiabilité de ces paramètres. En effet, la valeur des coefficients de corrélation intraclasse augmente lorsque le nombre d'essais moyennés augmente, confirmant une observation récemment rapportée pour une évaluation de la posture dynamique par l'étude d'une tâche de locomotion (Monaghan *et al.*, 2007). Cependant, si l'on considère la proportion des paramètres posturographiques caractérisant le contrôle de la posture bipédique choisis pour notre travail et présentant une excellente fiabilité ($CCI > 0,75$; Fleiss, 1986) (Figure 8, page 63), nos résultats montrent une nette augmentation de cette proportion jusqu'à 3 essais moyennés. Au-delà de 3 essais moyennés, la proportion des paramètres posturographiques présentant une excellente fiabilité ($CCI > 0,75$; Fleiss, 1986) ne semble pas évoluer de manière significative. Cette observation suggère que 3 essais de 32 secondes réalisés les yeux fermés pourraient être suffisants pour s'assurer d'une excellente fiabilité de la majorité des paramètres posturographiques issus de l'analyse de la trajectoire du CP.

Il est important de noter que l'évaluation posturale que nous avons proposée a été réalisée exclusivement les yeux fermés pour deux raisons principales. D'une part, l'évaluation posturale en l'absence de vision est un moyen plus efficace de discriminer les personnes saines des personnes souffrant d'une altération de leur système neurosensoriel que lorsque les informations visuelles sont disponibles et peuvent compenser l'effet déstabilisateur de l'altération du système neurosensoriel (Allum *et al.*, 2001 ; Blaszczyk *et al.*, 2007 ; De Waele *et al.*, 2005 ; Horak *et al.*, 1990 ; Marigold & Eng, 2006 ; Nardone *et al.*, 2007 ; Oppenheim *et al.*, 1999 ; Roerdink *et al.*, 2008). D'autre part, notre évaluation posturale, comme l'essentiel des tests cliniques, implique de placer le patient dans des conditions très contrôlées et standardisées¹². Cet impératif est indispensable, mais difficile à mettre en œuvre dans une pratique clinique quotidienne où l'environnement visuel comme les capacités visuelles des patients sont variables (Ivers *et al.*, 2000 ; Laitinen *et al.*, 2005 ; Zaroff *et al.*, 2003). Cependant, il nous paraît nécessaire de poursuivre l'effort d'établissement des qualités métrologiques des évaluations posturales lorsque la procédure, la consigne, les conditions ou les sujets évalués diffèrents.

Dans cette optique, nous avons par exemple cherché à évaluer l'effet de la normalisation des paramètres posturaux issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire du CP par les caractéristiques anthropométriques des sujets sur la fiabilité de ces paramètres (Pinsault & Vuillerme, 2008b). Nos résultats indiquent que la fiabilité des paramètres n'est pas modifiée par la normalisation par le poids, la taille ou l'indice de masse corporelle. Ces résultats suggèrent qu'il n'est pas nécessaire de normaliser les paramètres posturaux dans le cadre d'un suivi de prise en charge des troubles posturaux, par exemple.

¹² « Les conditions dans lesquelles un test clinique est réalisée peuvent fortement influencées les résultats à ce test. [...] Il est donc impératif d'examiner les patients dans des environnements bien standardisés, et il faut savoir que le changement de certains paramètres peut totalement modifier leur comportement. » (Lacour, 2007, page 26-27)

La comparaison de nos résultats avec ceux décrits dans la littérature est délicate dans la mesure où les procédures expérimentales, comme le temps d'acquisition ou le nombre d'essais, et les paramètres posturaux utilisés sont très variables. En effet, seules quelques études utilisant la même analyse statistique et les mêmes paramètres posturographiques ont été réalisées.

Si l'on s'intéresse à la fiabilité des paramètres posturographiques en fonction de leur domaine d'analyse (issus des analyses spatio-temporelle, spectrale ou non-linéaire), nos résultats indiquent que les paramètres du CP issus d'une analyse non-linéaire sont les moins fiables, suivis des paramètres issus d'une analyse spectrale, et enfin des paramètres issus d'une analyse spatio-temporelle, qui sont les plus reproductibles. En effet, lorsque 3 essais de 32 secondes sont moyennés, la totalité des paramètres issus d'une analyse spatio-temporelle et 50% des paramètres issus d'une analyse spectrale présentent des CCI supérieurs à 0,75 (notons d'ores et déjà qu'il ne s'agit que des paramètres décomposés selon l'axe médiolatéral), alors que ce n'est le cas pour aucun des paramètres issus d'une analyse non-linéaire. Cette absence de fiabilité des paramètres non-linéaires semble confirmer les doutes émis (Gagey, pmgagey.club.fr/Collins.htm ; Delignières, 2006 ; Delignières et *al.*, 2003) quant à la pertinence de l'analyse développée par Collins & De Luca (1993). En effet, si l'algorithme proposé par Collins & De Luca permet « d'obtenir à peu de frais une image approchée de la vitesse des déplacements du CP avant et après le point critique » (Gagey, pmgagey.club.fr/Collins.htm, page 4), les bases théoriques mathématiques qui le supportent (usage de la théorie du chaos pour des signaux bornés, utilisation théorique d'un matériel dont la résolution n'était pas possible pour l'époque...) nous conduisent à considérer cette analyse comme fautive (ou abusive), confirmant ainsi les travaux de Delignières (Delignières, 2006 ; Delignières et *al.*, 2003). Cependant, il ne s'agit pas ici de faire le procès de ces méthodes d'analyse qui ont par ailleurs largement contribué à l'amélioration de la compréhension théorique des mécanismes de contrôle de la posture bipédique.^{13,14}

Pris dans leur ensemble, les résultats de la première étude semblent indiquer que les paramètres issus d'une analyse spatio-temporelle sont, à ce stade de notre réflexion, les plus à même de répondre aux critères que nous nous étions fixés pour une évaluation raisonnée du contrôle de la posture bipédique.

1.1.2. Validité de l'évaluation

L'objectif de notre deuxième étude était de déterminer la validité de construit :

(1) par groupes extrêmes, de notre évaluation posturale, en comparant les paramètres posturographiques fiables pour des sujets masculins jeunes et âgés, et,

¹³ « L'analyse dynamique non-linéaire est encore du domaine de la recherche clinique : On ne peut pas encore dire à quoi elle servira, ni même si elle servira à quelque chose ! » (<http://pmgagey.club.fr/Takens.html>).

¹⁴ « Si la méthode proposée par Collins et De Luca (1993) se révèle peu pertinente [au niveau clinique], les pistes théoriques ouvertes par les hypothèses de départ restent d'actualité » (Delignières, 2006 page 176).

(2) discriminante, de notre évaluation posturale, en comparant les paramètres posturographiques fiables pour des sujets jeunes masculins et féminins.

Nos résultats suggèrent que :

(1) en accord avec notre première hypothèse (e.g., Prieto *et al.*, 1996), les valeurs de la totalité des paramètres posturographiques fiables caractérisant le contrôle de la posture bipédique yeux fermés des personnes âgées sont significativement supérieures à celles mesurées chez les personnes jeunes ;

(2) en accord avec notre seconde hypothèse (e.g., Chiari *et al.*, 2002), les valeurs de la totalité des paramètres posturographiques fiables caractérisant le contrôle de la posture bipédique yeux fermés des personnes jeunes de sexe masculin ne sont pas significativement différentes de celles mesurées chez les personnes jeunes de sexe féminin.

La différence retrouvée entre les sujets jeunes et âgés confirme de nombreux travaux antérieurs rapportant une dégradation du système de contrôle de la posture bipédique avec l'âge (e.g., Era & Heikkinen, 1985 ; Fujita *et al.*, 2005 ; Hageman *et al.*, 1995 ; Hasselkus & Shambes, 1975, Kolleger *et al.*, 1992 ; Maki *et al.*, 1990 ; Prado *et al.*, 2007 ; Prieto *et al.*, 1996). Cependant, si l'évolution des capacités de contrôle de la posture bipédique avec l'âge, évaluée par l'intermédiaire des déplacements du CP, a été largement étudiée, la diversité des procédures expérimentales utilisées limite la comparaison de ces résultats entre eux. Certaines études semblent tout de même être construites selon une méthodologie suffisamment proche de la nôtre pour permettre une comparaison avec nos résultats. Par exemple, Prieto *et al.* (Prieto *et al.*, 1996) ont comparé un large panel de paramètres posturographiques issus d'analyse spatio-temporelle et d'une analyse spectrale de la trajectoire du CP, obtenus en évaluant la posture bipédique de sujets jeunes (21 à 35 ans) et âgés (66 à 70 ans) lors d'un essai réalisé en présence (yeux ouverts) et en l'absence (yeux fermés) d'informations visuelles. Nos résultats sont en accord avec ceux de Prieto *et al.* (Prieto *et al.*, 1996) qui observent une différence significative entre les deux groupes de sujets pour l'ensemble des paramètres communs aux nôtres à l'exception des amplitudes maximales de déplacement et de la variance des positions du CP, ainsi que des paramètres issus d'une analyse spectrale calculés selon l'axe médiolatéral. Cette absence de différence significative entre les deux groupes pour les paramètres calculés selon l'axe médiolatéral est également observée dans une étude plus ancienne (Maki *et al.*, 1990). Cependant, il est possible que la différence observée entre les résultats rapportés dans ces études et dans la nôtre puisse s'expliquer par les différences existantes dans les procédures expérimentales utilisées relatives au nombre d'essais moyennés pour déterminer les paramètres posturographiques, à l'âge des sujets évalués et aux consignes de positionnement des pieds sur la plateforme. En effet, Prieto *et al.* (1) n'utilisent que 1 essai de 30 secondes pour caractériser le contrôle postural des sujets (alors que notre première étude a montré que 3 essais de 32 secondes étaient nécessaires pour s'assurer d'une excellente fiabilité sur une majorité de paramètres), (2) ne délivrent aucune consigne à leurs sujets concernant le positionnement de leurs pieds sur la plateforme (paramètre pourtant connu pour influencer sur les performances posturales (e.g., Kirby *et al.*, 1987)), et, (3) évaluent des sujets âgés dont l'âge n'excédait pas 70 ans (alors que nous avons

spécifiquement recruté des sujets d'âge supérieur à 70 ans). Une étude de Berger *et al.* (Berger *et al.*, 2005) a en ce sens montré des différences significatives entre des groupes de sujets âgés (62-75 ans) et très âgés (75-92 ans).

Concernant l'effet du genre, conformément à notre hypothèse (Chiari *et al.*, 2002), nos résultats ne montrent aucune différence significative entre les paramètres posturographiques mesurés chez les sujets masculins et chez les sujets féminins. Si ces résultats sont en accord avec une partie de la littérature (Black *et al.*, 1982 ; Hageman *et al.*, 1995 ; Kinney LaPier *et al.*, 1997 ; Kollegger *et al.*, 1992 ; McKeon & Hertel, 2008), ils sont en contradiction avec d'autres résultats (Ekhdahl *et al.*, 1989 ; Juntunen *et al.*, 1987 ; Ojala *et al.*, 1989) rapportant une différence entre ces groupes. Cependant, comme suggéré par Kinney LaPier *et al.* (Kinney LaPier *et al.*, 1997), puis confirmé de manière explicite par Chiari *et al.* (Chiari *et al.*, 2002), la disparité de ces résultats pourrait être due aux différences anthropométriques observées entre les groupes d'hommes et de femmes sélectionnés dans les trois études (Ekhdahl *et al.*, 1989 ; Juntunen *et al.*, 1987 ; Ojala *et al.*, 1989) montrant un effet du genre sur les capacités de contrôle de la posture bipédique. En effet, de manière intéressante, les résultats rapportés par Chiari *et al.* montrent que les différences dans les valeurs des paramètres posturographiques observées entre les sujets masculins et féminins disparaissent après normalisation de ces paramètres par les données anthropométriques des sujets testés (Chiari *et al.*, 2002 ; Figure 3, page 674). Dans notre deuxième étude, nous avons pris la précaution d'apparier au mieux les âges, poids et tailles de nos sujets masculins et féminins. Quoi qu'il en soit, les comparaisons des études traitant de l'effet du genre sur le contrôle de la posture bipédique doivent être envisagées avec une grande attention du fait de la très grande variabilité des protocoles et des populations utilisés.

Dans leur ensemble, les résultats de cette dernière étude mettent en évidence une bonne validité de construit de l'évaluation du contrôle de la posture bipédique que nous avons proposée. Si ces résultats confirment un certain nombre d'études antérieures citées précédemment ayant pour objectif d'évaluer l'effet du genre et/ou du vieillissement sur le contrôle de la posture bipédique, il est important de noter que la validité d'un test ne peut s'établir de manière définitive. Il s'agit en effet d'« un processus en développement dont l'évidence s'accumule au fur et à mesure des expériences et des études » (Fortin *et al.*, 1996, page 117), justifiant nos études comme les prochaines qui auront pour objectif d'éprouver cette validité.

Plus largement dans le domaine de la Médecine Physique et de Réadaptation, l'évaluation des qualités métrologiques des tests ne doit pas se limiter à l'évaluation posturographique des capacités de contrôle de la posture bipédique. En effet, c'est la majorité des actes de MPR qui doivent passer cette étape primordiale d'évaluation de leurs qualités métrologiques. La Haute Autorité de Santé a du reste procédé, à la demande de l'Assurance Maladie et des professionnels de santé (Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation, www.sofmer.com), à l'évaluation de plusieurs actes de Médecine

Physique et de Réadaptation en 2006 et 2007¹⁵ parmi lesquels on retrouve l'« analyse métrologique de la posture, de la locomotion et/ou des gestuelles, chez un patient mono déficient (et chez un patient poly déficient) » (HAS, 2006).

Si l'on se restreint tout de même à l'établissement des qualités métrologiques des évaluations des capacités posturales, la démarche doit être répétée lorsque la nature de la tâche (e.g., posture statique / posture dynamique), les conditions (e.g., environnement sensoriel), les sujets (e.g., sains / pathologiques) ou le matériel utilisé (e.g., tests cliniques, simple/double plateformes de force, accéléromètres, baropodomètres ou matériel d'analyse cinématique) sont différents. Si l'on souhaite, par ailleurs, affiner l'analyse de l'évaluation de contrôle de la posture par une analyse plus précise de ses fonctions (orientation et stabilisation), il est également nécessaire de disposer d'évaluation des capacités d'orientation spatiale, mais aussi de tests proprioceptifs aux qualités métrologiques établies. Nous avons d'ores-et-déjà commencé à travailler dans ce sens en établissant par exemple les qualités métrologiques du test de la verticale subjective et de tests de repositionnement lombaire (Pinsault et *al.*, 2009c soumis) et cervicocéphalique (Pinsault et *al.*, 2008b,c ; Pinsault & Vuillerme, 2009 ; Vuillerme et *al.*, 2008d).

1.2. Qualités ergonomiques de l'évaluation posturale

1.2.1. Utilité de l'évaluation

L'objectif de notre troisième étude était de réduire le nombre de paramètres caractérisant le contrôle de la posture bipédique en nous basant sur des critères d'utilité préalablement fixés. En effet, cette réduction est nécessaire pour une bonne utilisation de l'évaluation posturale en pratique clinique¹⁶. Nous nous sommes fixés deux critères d'utilité.

Le premier critère consistait à ne considérer comme utiles seulement les paramètres fiables (étude 1) et valides (étude 2) s'exprimant selon les deux dimensions (2D ou ML+AP). En effet, il semble pertinent, notamment dans le domaine de la rééducation, d'avoir recours à des paramètres rendant à la fois compte d'une performance globale du contrôle de la posture bipédique (paramètres exprimés en 2D) et d'une performance dissociée selon les deux axes ML et AP (surtout pour les pathologies ou manipulations expérimentales orientant les déstabilisations selon un seul axe). L'interprétation d'un effet dissocié en ML et AP d'une manipulation ou d'une pathologie ne peut cependant être valable que si les deux paramètres recueillis (ML et AP) s'expriment de manière fiable. En considérant les résultats de l'étude 1 et pour la procédure expérimentale que nous avons choisie, ce premier critère nous a amené à ne conserver que les paramètres issus d'une analyse spatio-temporelle du CP (les paramètres issus de l'analyse non linéaire et les paramètres issus de l'analyse spectrale selon l'axe médiolatéral n'étant pas

¹⁵ http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_593462/medecine-physique-et-de-readaptation-actes-devaluation-fonctionnelle-dans-la-prise-en-charge-du-handicap

¹⁶ « The number of COP-based parameters selected should be small enough to reduce computation, avoid redundancy and enable clear interpretation of the results » (Rocchi et *al.*, 2004, page 72).

fiables). Ces résultats suggèrent que les paramètres issus d'une analyse non-linéaire et spectrale se révèlent peu pertinents sur le plan clinique.

Le second critère d'utilité que nous avons retenu consistait, pour un paramètre, à ne pas présenter de caractère redondant avec un autre paramètre. Deux méthodes permettraient de réduire le nombre paramètres selon ce second critère. La première méthode aurait consisté à obtenir un score générique traduisant le contrôle de la posture bipédique d'un sujet en fonction des différents paramètres posturaux intégrés à l'analyse. Ce type de score, souvent obtenu grâce à des outils statistiques spécifiques, comme les Analyses en Composante Principale, peut avoir comme avantage d'être facile à calculer et surtout à interpréter pour le clinicien (Diener *et al.*, 1984a ; Hufschmidt *et al.*, 1980). Cependant, à l'instar de plusieurs auteurs (Prieto *et al.*, 1996 ; Rocchi *et al.*, 2004), nous avons préféré sélectionner des paramètres parmi ceux déjà disponibles pour caractériser le contrôle de la posture bipédique plutôt que d'en introduire de nouveaux¹⁷. Pour cela, nous avons cherché à identifier des groupes de paramètres posturographiques fiables, valides, s'exprimant en 2D ou selon les deux axes ML et AP et fortement corrélés entre eux¹⁸. De manière intéressante, nos résultats suggèrent que 3 groupes de paramètres issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire du CP non corrélés peuvent être identifiés :

- le groupe 1, composé de la surface, des variances selon les deux axes et des amplitudes maximales en 2D et selon les deux axes ;
- le groupe 2, composé des vitesses moyennes en 2D et selon les deux axes, et,
- le groupe 3, composé des vitesses maximales en 2D et selon les deux axes.

Ces résultats sont en accord avec ceux précédemment rapportés dans la littérature (Prieto *et al.*, 1996 ; Rocchi *et al.*, 2004) différenciant également ces types de paramètres issus d'une analyse spatio-temporelle de la trajectoire du CP. Leurs résultats rapportaient cependant plus de groupes de paramètres (avec notamment des paramètres issus d'une analyse spectrale) caractérisant le contrôle de la posture bipédique (13 pour Prieto *et al.*, par exemple). Il faut noter qu'un plus grand nombre de paramètres étaient inclus dans l'analyse puisqu'ils n'avaient pas appliqué les mêmes filtres que nous (de fiabilité, validité et utilité) avant leur analyse.

1.2.2. Utilisabilité de l'évaluation

Si dans leur ensemble, les résultats de notre troisième étude nous ont permis de réduire les paramètres caractérisant le contrôle de la posture bipédique à trois groupes, il est nécessaire de réduire encore le nombre de paramètres en sélectionnant un seul des paramètres constituant chaque groupe.

¹⁷ « In this regard, in the present work, to make the procedure also appropriate for clinical purposes, where traditional COP-based parameters are routinely used, we preferred to select a subset of the original dataset, rather than introduce new measures. » (Rocchi *et al.*, 2004, page 72).

¹⁸ « Correlation coefficients were used to identify groups of highly correlated measures. This information is useful in selecting particular measures to characterize postural steadiness. It is redundant to compute more than one measure from any group of highly correlated measures. This information allows researchers and clinicians to choose a group of uncorrelated measures. » (Prieto *et al.*, 1996, page 963).

L'objectif de notre quatrième étude était donc de réduire le nombre de paramètres posturographiques caractérisant le contrôle de la posture bipédique en nous fondant sur un critère d'utilisabilité.

Pour ce faire, des kinésithérapeutes ont répondu à un questionnaire renseignant du degré d'utilisabilité perçue des paramètres posturographiques. Nos résultats suggèrent que la surface couverte par la trajectoire du CP est le paramètre posturographique perçue comme le plus utilisable par les kinésithérapeutes. N'ayant pas retrouvé dans la littérature d'étude traitant de l'utilisabilité de l'évaluation du contrôle de la posture en pratique clinique, nous ne pouvons pas comparer nos résultats à des résultats antérieurs. Nos résultats ne nous semblent cependant pas surprenants dans la mesure où la surface est un paramètre facilitant une interprétation visuelle rapide des capacités de contrôle de la posture des sujets¹⁹, tant pour le thérapeute que pour le patient lui-même.

Il est possible que le choix du paramètre, dans la mesure où l'utilisabilité perçue est une mesure subjective, dépende d'un ensemble de facteurs. Parmi ces facteurs, l'appartenance à un groupe de professionnels précis peut entrer en ligne de compte. Cependant, des résultats préliminaires montrent que les podologues ou les médecins décrivent sensiblement le même degré d'utilisabilité pour chacun des paramètres décrits (le nombre de répondants est insuffisant pour apparaître dans nos résultats).

De la même manière, le degré de formation aux évaluations posturales pouvait être un facteur influençant le degré d'utilisabilité des paramètres posturographiques. Cependant, si nos résultats indiquent une augmentation de l'utilisabilité perçue de l'ensemble des paramètres lorsque les sujets ont reçu une formation complémentaire spécifique dans le domaine de la posture, la surface reste le paramètre posturographique perçue comme le plus utilisable par les kinésithérapeutes.

Un autre point important rapporté par notre questionnaire concerne le temps accordé à l'évaluation posturale d'un patient. Les kinésithérapeutes déclarent en effet en grande majorité pouvoir accorder entre 10 et 15 minutes à l'évaluation posturale d'un patient adressé pour un trouble postural. Ce temps est relativement court dans la mesure où il faut à la fois réaliser le test, extraire les données et les interpréter. Ce résultat soutient, selon nous, la nécessité d'une démarche de simplification de la procédure d'évaluation posturale. La procédure expérimentale retenue à l'issue de l'étude 1, à savoir 3 essais de 32 secondes les yeux fermés, semble répondre parfaitement à la contrainte temporelle (évaluation en 10 à 15 minutes) impliquée par la pratique clinique, puisque le temps d'installation du matériel, d'évaluation du patient et d'extraction des paramètres est alors de 10 minutes en moyenne. Ici encore, bien que ce ne soit pas reporté dans nos résultats, le temps imparti à l'évaluation semble identique chez les médecins et les podologues.

¹⁹ « A valid choice among the parameters of group (a) could be provided by the area of the bivariate confidence ellipse CEA, which is the best estimate of COP sway area and may help to produce a report that facilitates visual inspection of the results ». (Rocchi *et al.*, 2004, page 42).

1.3. Conclusion

Les études consignées dans ce premier chapitre expérimental nous ont permis d'établir une procédure et des paramètres fiables, valides, utiles et utilisables d'évaluation instrumentale des capacités de contrôle de la posture bipédique. Nous avons ainsi retenu les paramètres de surface couverte par la trajectoire du CP et de vitesses moyenne et maximale de déplacement du CP.

Ces qualités métrologiques et ergonomiques constituaient un préalable fondamental et nécessaire non seulement à la pratique clinique (Fortin et *al.*, 1996), mais aussi à la mise en place d'études posturographiques visant à mieux comprendre les mécanismes d'intégration des informations sensorielles mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique.

Cette problématique de recherche fondamentale en neurosciences comportementales a été l'objet du deuxième chapitre expérimental.

2. De la compréhension des mécanismes d'intégration sensorielle mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique

« As it stands, however, our understanding of the integration of multi-modal sensory information subserving postural control is far from complete » (Van den Heuvel et al., 2009).

S'il est désormais bien établi que le contrôle de la posture bipédique s'appuie sur l'intégration d'informations sensorielles multiples, principalement d'origine visuelle, somesthésique et vestibulaire (e.g., Berthoz & Viaud-Delmon, 1999 ; Lackner & Dizio, 2005 ; Massion, 1994 ; Vuillerme, 2002), les mécanismes sous-jacents de fusion de chacune de ces entrées sensorielles, qui permettent au système nerveux central de produire des comportements spatiaux perceptivo-cognitifs et/ou sensori-moteurs adaptés, dans des contextes particuliers, variés et changeants, demeurent encore mal connus (e.g., Blümle et al., 2006 ; Day et al., 2002 ; Jeka et al., 2008 ; Lambrey & Berthoz, 2003 ; Maurer et al., 2006 ; Schweigart & Mergner, 2008 ; Vuillerme et al., 2005, 2006b).

Dans ce contexte, l'objectif du deuxième chapitre expérimental était de mieux comprendre les mécanismes d'intégration des informations sensorielles mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique.

Pour ce faire, nous avons exploité le paradigme expérimental consistant à évaluer les adaptations du système nerveux central à des manipulations combinées :

- (i) de l'état du système neuromusculaire et
- (ii) de la disponibilité, fiabilité et saillance des informations sensorielles (Vuillerme, 2002).

2.1. De la contribution du rachis au contrôle de la posture bipédique

L'état du système neuromusculaire des sujets a été manipulé par l'exécution d'exercices induisant une fatigue musculaire (Vuillerme, 2002) qui, en plus de son effet délétère sur le système neuromusculaire (e.g., Enoka & Duchateau, 2008 ; Gandevia, 2001 ; Gandevia et al., 1995), est une expérience pouvant être éprouvée par tous les individus à un moment donné de leur vie quotidienne, lors d'activités professionnelles ou récréatives.

Si de nombreux travaux ont fait état d'une dégradation des capacités proprioceptives suite à un exercice musculaire fatigant pour différents niveaux anatomiques des membres supérieur (Allen & Proske, 2006 ; Björklund et al., 2000 ; Brockett et al., 1997 ; Carpenter et al., 1998 ; Lee et al., 2003 ; Voight et al., 1996 ; Walsh et al., 2004) et inférieur (Givoni et al., 2007 ; Hiemstra et al., 2001 ; Lattanzio et al., 1997 ; Ribeiro et al., 2007 ; Paschalis et al., 2007 ; Sandrey & Kent, 2008 ; Skinner et al., 1986 ; Van Tiggelen et al., 2008 ; Vuillerme et al., 2007b ; Vuillerme & Boisgontier, 2008), la littérature ne nous permettait pas de déterminer s'il en était de même pour une fatigue localisée au niveau des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire. Cette localisation corporelle apparaît pourtant comme un lieu privilégié pour notre manipulation de l'état du système neuromusculaire dans la mesure où :

- d'une part, la fatigue musculaire est une manifestation fréquemment rencontrée au niveau du rachis cervical et du rachis lombaire lors de l'exécution de tâches professionnelles (e.g., Miranda *et al.*, 2008 ; Ostergren *et al.*, 2005 ; Van der Windt *et al.*, 2000 ; Vieira & Kumar, 2004), pouvant entraîner des douleurs, des blessures, ainsi que le développement de troubles musculo-squelettiques (e.g., Andersen *et al.*, 2002 ; Gorelick *et al.*, 2003 ; Granata & Gottipati, 2008 ; Kumar, 2001 ; Larsson *et al.*, 2007 ; Valencia *et al.*, 1986 ; Vasseljen *et al.*, 2001), et,

- d'autre part, les effets d'une fatigue musculaire localisée au niveau des muscles du rachis sur le contrôle de la posture bipédique, contrairement aux effets d'une fatigue localisée au niveau des muscles des membres inférieurs (e.g., Johnston *et al.*, 1998 ; Ledin *et al.*, 2004 ; Noda & Demura, 2006 ; Pinsault & Vuillerme, 2008a ; Vuillerme *et al.*, 2002a,b,c, 2006b ; Vuillerme & Demetz, 2007 ; Vuillerme & Nougier, 2003), n'ont fait l'objet que de très peu d'études. En outre, et de manière intéressante sur un plan fondamental, la faible activité musculaire requise au niveau du rachis pour le contrôle de la posture bipédique permettrait de confirmer que l'effet déstabilisateur de la fatigue musculaire serait plutôt lié à des mécanismes sensoriels qu'à des mécanismes moteurs (Davidson *et al.*, 2004 ; Floyd & Silver, 1955).

Dans ce contexte, pour être en mesure d'utiliser la fatigue des muscles du rachis pour évaluer leur contribution au contrôle de la posture bipédique, nous avons, dans un premier temps cherché à nous assurer que les exercices musculaires appliqués sur les muscles du rachis cervical et du rachis lombaire proposés étaient, d'une part, « fatigants » et, d'autre part, induisaient une dégradation de l'acuité proprioceptive aux niveaux du rachis cervical et du rachis lombaire, respectivement.

Le caractère fatigant de nos exercices musculaires a, dans un premier temps, été vérifié, au cours de deux études préliminaires, par des mesures cinétiques (force maximale volontaire) (e.g., Edwards *et al.*, 1981), électromyographiques (e.g., Viitasalo & Komi, 1977 ; De Luca, 1984), et subjectives de perception d'effort (Borg, 1990).

En ce qui concerne l'appréciation de la dégradation des capacités proprioceptives induites par nos exercices musculaires, plusieurs étapes ont été nécessaires. Dans la mesure où aucune étude n'avait clairement établi les qualités métrologiques de fiabilité et de validité d'évaluation de la proprioception du rachis, nécessaires à leur utilisation tant en recherche qu'en clinique (Paolaggi *et al.*, 2001 ; Pérennou, 2005), et dans le respect de la démarche mise en œuvre dans le premier chapitre expérimental pour l'établissement d'un protocole et de paramètres fiables et valides d'évaluation posturographique des capacités de contrôle de la posture bipédique, une première étape a consisté à établir un protocole et des paramètres fiables et valides d'évaluation du sens de la position céphalique et du sens de la position lombaire. Nos évaluations métrologiques ont porté sur deux tests fréquemment utilisés en clinique : (1) le test de repositionnement céphalique (TRC), consistant pour le sujet, assis sur une chaise à haut dossier à repositionner la tête sur le tronc, vision occultée, après un mouvement actif de la tête dans le plan horizontal (Revel *et al.*, 1991) et (2) le test de repositionnement

lombaire (TRL), consistant pour le sujet, assis sur une chaise sans dossier, à repositionner son rachis lombaire, vision occultée, après un mouvement actif de rétroversion du bassin entraînant une délordose lombaire complète (Dolan & Green, 2006 ; Maffey-Ward *et al.*, 1996). Les résultats de nos études métrologiques réalisées sur le TRC et le TRL ont démontré la fiabilité et la validité de ces deux tests (Pinsault *et al.*, 2008b,c, 2009c soumis ; Pinsault & Vuillerme, 2009 ; Vuillerme *et al.*, 2008d), ce qui nous a permis, dans un second temps, d'utiliser ces deux tests pour évaluer l'effet d'une fatigue musculaire localisée au niveau du rachis cervical et du rachis lombaire sur le sens de la position cervicale et lombaire, respectivement.

Deux études ont alors été réalisées pour répondre à cet objectif. Des sujets masculins sains ont exécuté le TRC et le TRL dans les deux conditions de Non Fatigue et de Fatigue des muscles du rachis cervical (pour le TRC) et du rachis lombaire (pour le TRL) selon le protocole fatigant précédemment défini (page 75). Les résultats montrent une augmentation des erreurs absolues et des erreurs variables de repositionnement céphalique et lombaire mesurées en condition « Non fatigue » par rapport à celles observées en condition « Fatigue cervicale » (pour le TRC) et « Fatigue Lombaire » (pour le TRL), suggérant une dégradation des capacités proprioceptives cervicales et lombaires par nos exercices musculaires fatiguant les muscles cervicaux et lombaires, respectivement (Pinsault & Vuillerme, 2009a en révision ; Pinsault *et al.*, 2009d soumis).

D'une manière générale, les résultats de ces deux études sont en accord avec des travaux antérieurs, cités plus haut, faisant état d'une dégradation des capacités proprioceptives d'articulations des membres supérieurs et inférieurs suite à un exercice musculaire fatigant. Cette dégradation pourrait être attribuée à une dégradation de l'activité fusimotrice (Björklund *et al.*, 2000 ; Brockett *et al.*, 1997) consécutive à l'exercice fatigant. Le bruit résultant altérerait alors l'estimation de la longueur musculaire, paramètre sur lequel se base le système nerveux central pour déterminer la position segmentaire (e.g., Pedersen *et al.*, 1999). Cette hypothèse est du reste partiellement vérifiée par des études réalisées sur le petit animal démontrant une modification des caractéristiques du signal électrique issu du fuseau neuromusculaire en condition de fatigue musculaire (e.g., Hayward *et al.*, 1991 ; Nelson & Hutton, 1985 ; Pedersen *et al.*, 1998 ; Pettorossi *et al.*, 1999). Si l'origine de la modification du signal électrique issu du fuseau neuromusculaire reste incertaine, il est néanmoins possible qu'elle provienne d'une modification de l'influx moteur afférent via des chémorécepteurs sensibles aux modifications métaboliques induites par la fatigue musculaire (e.g., Pettorossi *et al.*, 1999 ; Darques & Jammes, 1997 ; Garland, 1991).

Au-delà de leur aspect original dans le domaine des neurosciences comportementales, ces résultats nous ont autorisé à utiliser les protocoles de fatigue des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire afin de perturber l'état du système neuromusculaire, conformément au premier point de notre approche méthodologique mise en place pour mieux comprendre les mécanismes d'intégration des informations sensorielles mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique.

Ainsi, la comparaison des comportements posturaux observés dans les deux conditions de non fatigue et de fatigue des muscles du rachis en conditions dites « contrôle », c'est-à-dire en l'absence de toute manipulation expérimentale des informations sensorielles issues de récepteurs physiologiques et en l'absence d'informations supplémentaires apportées par des capteurs physiques issus de dispositifs de suppléance perceptive, nous a permis de mettre en évidence la contribution du rachis au contrôle de la posture bipédique. En effet, une partie des résultats présentés dans le deuxième chapitre expérimental montre une augmentation des surfaces couvertes par la trajectoire du CP mesurées en condition de fatigue des muscles du rachis par rapport à celles mesurées en condition de non fatigue, dite « contrôle ». Ces résultats confirment les effets délétères d'une fatigue des muscles du rachis cervical (Gosselin *et al.*, 2004 ; Schieppati *et al.*, 2003) et du rachis lombaire (Davidson *et al.*, 2004 ; Madigan *et al.*, 2006 ; Pline *et al.*, 2006 ; Vuillerme *et al.*, 2007a) sur les capacités de contrôle de la posture bipédique observées dans de récentes études.

Nous proposons quatre hypothèses, non exclusives, pour expliquer ces résultats.

Une première hypothèse renvoie à une augmentation possible de la respiration (fréquence et amplitude) à l'issue de l'exercice fatigant, qui aurait pu, comme rapporté dans des études antérieures (e.g., Bouisset & Duchene, 1994; Hunter & Kearney, 1981 ; Jeong, 1991 ; Sakellari & Bronstein, 1997, Watanabe *et al.*, 1985) augmenter les oscillations posturales. Pour tester cette hypothèse, nous avons réalisé une étude contrôle sur 3 sujets afin (1) de quantifier l'augmentation de la fréquence respiratoire induite par notre exercice fatiguant les muscles du rachis lombaire (cet exercice étant celui qui induisait le plus de modifications des paramètres respiratoires) et (2) de déterminer si les déplacements du CP augmentaient significativement lorsque les sujets s'imposaient de respirer à ce rythme (ce test étant réalisé le lendemain). Les résultats de cette étude préliminaire ont montré que les sujets augmentaient leur fréquence respiratoire de 6 à 12 mouvements par minute après notre exercice fatigant. De manière intéressante, lorsque les sujets s'imposaient de respirer à ce rythme plus élevé qu'à l'habitude, nous avons systématiquement observé une diminution des déplacements du CP par rapport à ceux observés lors de leur rythme respiratoire habituel. Ces résultats suggèrent que l'augmentation des oscillations posturales observées en condition Fatigue dans nos études ne devrait pas être due à l'augmentation de la respiration induite par nos exercices musculaires. Il est intéressant de noter que plusieurs auteurs évaluant les effets d'exercices musculaires fatigants sur le contrôle de la posture bipédique parviennent à la même conclusion (Davidson *et al.*, 2004 ; Nardone *et al.*, 1997 ; Pinsault & Vuillerme, 2008a).

Une deuxième hypothèse suggère que l'instabilité posturale observée en conditions de fatigue des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire puisse résulter d'une dégradation de la proprioception cervicale (Gosselin *et al.*, 2004 ; Schieppati *et al.*, 2005) et lombaire, respectivement (Davidson *et al.*, 2004 ; Vuillerme *et al.*, 2007a). L'observation d'une dégradation des capacités proprioceptives aux niveaux du rachis cervical (Pinsault & Vuillerme, 2009a en révision) et du rachis lombaire (Pinsault *et al.*, 2009d soumis) lors des études préliminaires présentées dans le deuxième

chapitre expérimental soutien cette hypothèse. En outre, dans le cas particulier de l'étude des effets de la fatigue des muscles extenseurs du tronc sur le sens de la position lombaire et sur le contrôle de la posture bipédique, l'analyse des erreurs de repositionnement lombaire et des déplacements du CP selon les deux composantes médiolatérale et antéropostérieure montre que les effets de notre exercice fatiguant les muscles extenseurs du rachis lombaire s'expriment principalement selon l'axe antéropostérieur (Pinsault *et al.*, 2009d soumis). Des effets spécifiques de la fatigue musculaire selon les deux axes de déplacement du CP en fonction du type de muscle fatigué ont, par ailleurs, déjà fait l'objet d'études pour des groupes musculaires situés au niveau des membres inférieurs (e.g., Pinsault & Vuillerme, 2008a ; Vuillerme *et al.*, 2006b, Vuillerme & Demetz, 2007). En effet, une fatigue des muscles fléchisseurs plantaires dégrade le contrôle de la posture selon un axe antéropostérieur principalement, tandis que cette dégradation est principalement observée selon l'axe médiolatéral dans le cas d'une fatigue des muscles abducteurs de hanche (Vuillerme *et al.*, 2009b en révision). Sur le plan fondamental, ces résultats confirment la fonction spécifique de ces muscles posturaux dans la régulation des déplacements du CP selon leurs composantes ML ou AP.

Une troisième hypothèse pouvant expliquer l'instabilité posturale observée en condition de fatigue des muscles du rachis pourrait être la relative faiblesse musculaire engendrée par nos exercices fatiguants. Il a en effet été montré récemment (Butler *et al.*, 2008) que des sujets souffrant de faiblesse musculaire au niveau de la cheville (liée aux séquelles de poliomyélite), mais sans altération du sens de la position de cette articulation, présentaient une altération de leur contrôle de la posture bipédique en l'absence de vision. Parmi les différentes hypothèses évoquées pour expliquer ces résultats, la plus vraisemblable semble être la possible modification de la sensibilité des récepteurs musculaires, notamment des fuseaux neuromusculaires, en fonction du niveau (en terme de pourcentage de FMV) de contraction musculaire requis pour réaliser la tâche. Ce mécanisme repose sur l'observation de résultats indiquant qu'un faible niveau de contraction (10% de la FMV) des muscles mobilisateurs du coude conduit, par une augmentation du recrutement et de la fréquence de décharge fusimotrice, à une amélioration du sens du mouvement de cette articulation (caractérisé par des seuils de détection de mouvements) des sujets (Taylor & McCloskey, 1992), alors qu'un niveau de contraction plus important (> 20% de la FMV) conduit, par une saturation des récepteurs musculaires, à une détérioration de ce sens du mouvement (Proske *et al.*, 2000; Wise *et al.*, 1998). Si cette hypothèse est possible, il nous est cependant difficile de la retenir pour expliquer l'instabilité posturale observée à l'issue des exercices musculaires fatiguants les muscles du rachis proposés dans notre étude. En effet, pour retenir cette hypothèse du déficit moteur, il faudrait considérer que le niveau de contraction des muscles cervicaux et lombaires requis pour le contrôle de la posture bipédique dépasse 20% de la FMV des sujets en condition de fatigue. Or, la FMV mesurée après nos exercices musculaires fatiguant les muscles cervicaux, par exemple, était de l'ordre de 300 N. Bien que nous n'ayons pas recueilli le niveau de force des muscles cervicaux requis pour le contrôle de la posture bipédique, il ne nous semble pas

qu'il puisse dépasser 60 N, compte tenu de l'estimation du poids du segment tête-cou (environ 8% du poids du corps).

Il est enfin intéressant de noter que certains sujets ont ressenti des douleurs musculaires localisées au niveau des muscles fatigués. Il s'agit d'une sensation fréquemment éprouvée et qui serait due à la stimulation des fibres de petits diamètres (types III ou IV) par l'accumulation de protons ou de métabolites (e.g., potassium, acide lactique, bradykinine ou acide arachidonique) dans les muscles fatigués (e.g., Taylor et al., 2000). Il est alors possible que les effets observés de la fatigue des muscles du rachis puissent également être attribués à ces afférences. Pour tester cette hypothèse, nous avons réalisé une étude dont l'objectif était précisément d'évaluer l'effet d'une stimulation des afférences nociceptives des muscles du rachis cervical sur le contrôle de la posture bipédique (Vuillerme & Pinsault, 2008). Seize sujets masculins sains ont été testés dans une tâche consistant à se tenir debout en limitant les oscillations posturales, réalisée en l'absence de vision dans deux conditions de « Non douleur » et « Douleur cervicale ». La douleur a été induite par l'application d'un courant électrique continu, n'induisant aucune contraction musculaire, au niveau des muscles trapèzes supérieurs. Des mesures subjectives de perception de la douleur recueillies après chaque essai au moyen d'une échelle visuelle analogique ont permis d'attester de l'apparition de la douleur des trapèzes supérieurs (7.1 ± 1.7 cm ; douleur « sévère » (6) à « très sévère » (8), Price et al., 1983). Les résultats ont montré une augmentation significative de la surface couverte par la trajectoire du CP mesurée en condition « Douleur cervicale » par rapport à celle mesurée en condition « Non douleur », mettant en évidence la contribution des afférences de petits diamètres des muscles du rachis cervical sur le contrôle de la posture bipédique.

En définitive, ces résultats suggèrent que l'effet déstabilisateur induit par la fatigue musculaire pourrait non seulement être attribué à une modification de l'activité de fuseau neuromusculaire (Björklund et al., 2000 ; Brockett et al., 1997), mais également des fibres nociceptives de petit diamètre (Blouin et al., 2003 ; Corbeil et al., 2004), induisant dans tous les cas une perturbation de l'état du système neuromusculaire. En considérant une dégradation des informations proprioceptives musculaires au niveau du rachis cervical et du rachis lombaire induite par nos exercices fatigant (Pinsault & Vuillerme, 2009a en révision ; Pinsault et al., 2009d soumis), nos résultats apportent des arguments directs en faveur du rôle de première importance joué par le rachis cervical et le rachis lombaire dans le contrôle de la posture bipédique (Roll & Roll, 1988). En ce sens, ils sont en accord avec un certain nombre d'arguments expérimentaux rapportés dans la littérature faisant état d'une augmentation des déplacements du CP en présence d'informations proprioceptives musculaires altérées expérimentalement chez le sujet sain par une vibration mécanique (e.g., Eklund, 1972 ; Lackner & Levine, 1979 ; Roll & Vedel, 1982 ; Roll et al., 1989) appliquée au niveau des muscles cervicaux (Gregoric et al., 1978 ; Koskimies et al., 1997 ; Roll & Roll, 1988) et des muscles lombaires (Brumagne et al., 2004, 2008a,b). Nos résultats vont également dans le sens d'un certain nombre d'observations cliniques rapportées dans la littérature faisant état de déficits posturaux chez des personnes ayant subi un

traumatisme au niveau du rachis cervical (Alund *et al.*, 1993 ; Karlberg *et al.*, 1995 ; Kogler *et al.*, 2000 ; Madeleine *et al.*, 2004 ; Michaelson *et al.*, 2003 ; Persson *et al.*, 1996 ; Poole *et al.*, 2008 ; Treleaven *et al.*, 2005 ; Wöber *et al.*, 1999) ou du rachis lombaire (Brumagne *et al.*, 2004, 2008a,b ; Hamaoui *et al.*, 2004 ; Harringe *et al.*, 2008 ; Leitner *et al.*, 2007 ; Mientjes & Frank, 1999). Il est cependant important de rappeler que dans ce type d'études impliquant des personnes atteintes, le lien de causalité direct entre le facteur étudié (ici le rachis) et les résultats expérimentaux est difficile à établir (Bennell & Hinman, 2005 ; Bennell *et al.*, 2005). En effet et d'une façon générale, les personnes déficientes ont le plus souvent développé et mis en place des adaptations de nature sensori-motrices et/ou cognitives et des stratégies compensatoires susceptibles, avec le temps, d'avoir modifié leurs comportements, posturaux dans notre cas (Latash & Anson, 2006 ; Vuillerme *et al.*, 2001). Des études antérieures ont par exemple montré une augmentation de la dépendance à l'égard des informations visuelles chez les personnes atteintes de déficits de leur système vestibulaire (e.g., Paulus *et al.*, 1987 ; Redfern *et al.*, 2004) ou atteintes de neuropathie périphérique (e.g., Bergin *et al.*, 1995 ; Corriveau *et al.*, 2000 ; Paulus *et al.*, 1987).

Outre leur intérêt fondamental pour la compréhension des mécanismes de contrôle de la posture bipédique, nous pensons que nos travaux sont susceptibles d'offrir des applications thérapeutiques intéressantes. Il est en effet possible qu'« agir » sur le rachis puisse être un moyen d'obtenir un effet bénéfique local et plus largement d'améliorer le contrôle de la posture bipédique (Pinsault, 2005 ; Vaillant, 2004 ; Vuillerme *et al.*, 2005). Nous avons par exemple d'ores-et-déjà effectué des études cliniques visant à évaluer l'effet d'une telle prise en charge chez des personnes âgées ou souffrant de la zone cervicale (Vaillant, 2004). Par exemple, des études conduites sur des personnes âgées, dont nous avons récemment mis en évidence des déficits proprioceptifs au niveau cervical (Vuillerme *et al.*, 2008d), ont rapporté les effets bénéfiques de différentes techniques couramment utilisées par les kinésithérapeutes au niveau cervical telles que les massages et les étirements musculaires (Vaillant 2004 ; Vuillerme *et al.*, 2005) pour l'amélioration du contrôle de la posture bipédique.

2.2. De la contribution des informations sensorielles

Si les résultats présentés plus haut ont montré qu'une fatigue des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire entraîne une augmentation des déplacements du CP, mettant ainsi en évidence la contribution du rachis au contrôle de la posture bipédique, une question intéressante est désormais de savoir si, et dans quelle mesure, cette contrainte neuromusculaire modifie la contribution des informations sensorielles mises en jeu dans le contrôle de la posture bipédique.

Nous avons choisi d'évaluer la contribution des informations visuelles et issues des segments tête-cou et pied-cheville, compte tenu de leur rôle important dans le contrôle de la posture bipédique (Roll & Roll, 1988). Nous avons manipulé ces informations sensorielles de deux façons distinctes : (1) par une action dirigée sur les capteurs physiologiques eux-mêmes (étude 1), et (2) par l'utilisation de

capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive (Kaczmarek & Bach-y-Rita, 1995 ; Lenay et al., 2000) (étude 2). Nous discuterons consécutivement ces deux études ci-après.

2.2.1. Contribution des informations sensorielles issues des récepteurs physiologiques

L'objectif de l'étude 1 était d'évaluer les contributions des informations issues des récepteurs physiologiques (1) visuels (étude 1.2), (2) du segment tête-cou (étude 1.2) et (3) du segment pied-cheville (étude 1.3) au contrôle de la posture bipédique en état de non fatigue et de fatigue des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire.

D'une part, la contribution des informations visuelles a été évaluée dans deux études dans lesquelles les sujets ont été testés dans deux conditions de Non fatigue et de Fatigue des muscles du rachis cervical ou du rachis lombaire et deux conditions sensorielles pour lesquelles la disponibilité des informations visuelles a été manipulée (conditions dites « Non vision » et « Vision »).

Les résultats de ces deux études ont montré une diminution de la surface couverte par la trajectoire du CP mesurée en condition de « Vision » par rapport à celle mesurée en condition « Non vision » dans les deux conditions de non fatigue et de fatigue des muscles du rachis, avec un effet plus marqué en condition de fatigue des muscles du rachis (études 1.1.1 et 1.1.2, pour la fatigue des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire, respectivement). Ces résultats suggèrent que la contribution des informations visuelles au contrôle de la posture bipédique est supérieure en condition de fatigue des muscles du rachis qu'en condition de non fatigue. Dans cette condition, la disponibilité de la vision permet même de supprimer l'effet déstabilisateur de la fatigue des muscles du rachis.

D'autre part, la contribution des informations issues du segment tête-cou a été évaluée dans quatre études dans lesquelles les sujets ont été testés dans deux conditions de Non fatigue et de Fatigue des muscles du rachis cervical ou du rachis lombaire et trois conditions sensorielles pour lesquelles la précision et la fiabilité des informations sensorielles issues du segment tête-cou : (1) *n'ont pas été manipulées*, constituant des conditions de référence (conditions dites « Posture cervicale neutre » et « Sans stimulation tactile cervicale ») ; (2) ont été *diminuées* par l'adoption d'une posture en extension du rachis cervical, connue pour modifier l'orientation des canaux semi-circulaires et la configuration des récepteurs musculaires et capsulo-ligamentaires cervicaux (Anand et al., 2002, 2003 ; Brandt et al., 1981, 1986 ; Buckley et al., 2005 ; Jackson & Epstein, 1991 ; Karlberg, 1995 ; Pinsault & Vuillerme, 2008a ; Ryan & Cope, 1955 ; Simoneau et al., 1992 ; Straube et al., 1992 ; Vuillerme & Rougier, 2005) (condition dite « Posture cervicale en extension »), et (3) ont été *augmentées* par la pose d'une contention adhésive élastique au niveau cervical, connue pour augmenter le retour des informations sensorielles tactiles de la région cervicale, sans avoir d'action mécanique sur cette région (Pinsault et al., 2009a en révision ; Simoneau et al., 1997 ; Vaillant, 2004 ; Vaillant et al., 2008) (condition dite « Avec stimulation tactile cervicale »).

Les résultats de ces quatre études ont montré : (1) une augmentation de la surface couverte par la trajectoire du CP mesurée en condition « Posture cervicale en extension » par rapport à celles mesurées en condition « Posture cervicale neutre » dans les deux conditions de Non Fatigue et de Fatigue des muscles du rachis, avec un effet plus marqué en condition de Fatigue des muscles du rachis (études 1.2.1.1 et 1.2.2.1, pour la fatigue des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire, respectivement) ; (2) une diminution de la surface couverte par la trajectoire du CP mesurée en condition « Avec stimulation tactile cervicale » par rapport à celles mesurées en condition « Sans stimulation tactile cervicale » dans les deux conditions de Non Fatigue et de Fatigue des muscles du rachis, avec un effet plus marqué en condition de fatigue des muscles du rachis (études 1.2.1.2 et 1.2.2.2, pour la fatigue des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire, respectivement).

Enfin, la contribution des informations du segment pied-cheville a été évaluée dans quatre études dans lesquelles les sujets ont été testés dans deux conditions de Non fatigue et de Fatigue des muscles du rachis cervical ou du rachis lombaire et trois conditions sensorielles pour lesquelles la précision et la fiabilité des informations sensorielles issues du segment pied-cheville : (1) *n'ont pas été manipulées*, constituant des conditions de référence (conditions dites « Support rigide » et « Sans stimulation tactile au niveau de la cheville »), (2) ont été *diminuées* par l'interposition d'une pièce de mousse de 2 cm d'épaisseur entre les pieds des sujets et la plateforme de force sur laquelle ils se tenaient debout connue pour altérer la qualité et/ou la quantité des informations somesthésiques fournies par le segment pied-cheville (e.g., Amblard & Crémieux, 1976 ; Brumagne et al., 2008a,b ; Couillandre et al., 2008 ; Fransson et al., 2007 ; Harringe et al., 2008 ; Horak & Hlavacka, 2001 ; Isableu & Vuillerme, 2006 ; Kapteyn, 1972 ; Leitner et al., 2007 ; Patel et al., 2008a,b ; Straube et al., 1988 ; Vuillerme et al., 2001 ; Wu & Chiang, 1997) (condition dite « Support Mousse »), et (3) ont été *augmentées* par la pose d'une contention adhésive élastique au niveau de la cheville connue pour augmenter le retour des informations sensorielles tactiles de la région talo-crurale, sans avoir d'action mécanique sur cette région (Simoneau et al., 1997 ; Vaillant, 2004 ; Vaillant et al., 2008 ; Vuillerme & Pinsault, 2009 soumis) (condition dite « Avec stimulation tactile au niveau de la cheville »).

Les résultats de ces quatre études ont montré : (1) une augmentation de la surface couverte par la trajectoire du CP mesurée en condition « Support Mousse » par rapport à celles mesurées en condition « Support rigide » dans les deux conditions de Non fatigue et de Fatigue des muscles du rachis, avec un effet plus marqué en condition de Fatigue des muscles du rachis (études 1.3.1.1 et 1.3.2.1, pour la fatigue des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire, respectivement) ; (2) une diminution de la surface couverte par la trajectoire du CP mesurée en condition « Avec stimulation tactile au niveau de la cheville » par rapport à celle mesurée en condition « Sans stimulation tactile au niveau de la cheville » dans les deux conditions de Non Fatigue et de Fatigue des muscles du rachis, avec un effet plus marqué en condition de Fatigue des muscles du rachis (études 1.3.1.2 et 1.3.2.2, pour la fatigue des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire, respectivement).

Au-delà des objectifs spécifiques de chacune de ces études, pris dans leur ensemble, ces résultats suggèrent que la contribution des informations issues de récepteurs physiologiques visuels (étude 1.1), du segment tête-cou (études 1.2) et du segment pied-cheville (étude 1.3) au contrôle de la posture bipédique est supérieure en condition de Fatigue des muscles du rachis qu'en condition de Non fatigue. En effet, si la disponibilité de la vision permet même de compenser l'effet déstabilisateur de la fatigue des muscles du rachis, la manipulation des informations sensorielles du segment tête-cou issues des récepteurs physiologiques (stimulation ou perturbation) induit des effets, stabilisateurs ou déstabilisateurs, plus marqués en condition de Fatigue qu'en condition de Non fatigue des muscles du rachis, respectivement. Plus généralement, ces résultats suggèrent une modification de la contribution de ces informations sensorielles, ou repondération sensorielle, en fonction de l'état du système neuromusculaire des sujets.

Il est tout d'abord intéressant de noter que ces mécanismes de repondération sensorielle observés en condition de fatigue musculaire ne se limitent pas à une fatigue localisée au niveau des muscles du rachis.

Des résultats similaires ont en effet été rapportés dans des études menées dans notre laboratoire sur les effets de fatigue musculaire des fléchisseurs plantaires, connue pour dégrader les capacités proprioceptives au niveau de la cheville (Vuillerme & Boisgontier, 2008 ; Vuillerme et al., 2007b), sur le contrôle de la posture bipédique. Ces études ont en effet montré que :

- d'une part, la disponibilité de l'information visuelle peut également supprimer les effets déstabilisateurs d'une fatigue musculaire localisée au niveau des fléchisseurs plantaires (Ledin et al., 2004 ; Vuillerme et al., 2006b), et,

- d'autre part, la modification de la fiabilité et de la précision des informations sensorielles du segment tête-cou, en l'occurrence leur stimulation par la pose d'une contention adhésive élastique au niveau cervical ou leur dégradation par l'adoption d'une posture cervicale en extension, induit des effets posturaux, stabilisateurs ou déstabilisateurs, plus marqués en condition de Fatigue qu'en condition de Non fatigue des muscles fléchisseurs plantaires, respectivement (Pinsault & Vuillerme, 2008a).

Dans le cas particulier de la contribution de la vision, une de ces études a en outre permis de montrer que l'efficacité avec laquelle les sujets utilisent l'information visuelle pour réduire les effets déstabilisateurs de la fatigue de ces muscles est dépendante des caractéristiques spatiales de l'environnement visuel (Vuillerme et al., 2006b). Il est en effet connu depuis longtemps que l'efficacité du contrôle visuel de la posture bipédique est directement dépendante des paramètres physiologiques liés au capteur visuel et aux caractéristiques spatiales et temporelles du champ visuel, telles que l'acuité visuelle (Paulus et al., 1984 ; Schmid et al., 2008), la sensibilité au contraste (Lord & Menz, 2000), le flou visuel (Anand et al., 2002, 2003 ; Paulus et al., 1984 ; Straube et al., 1990), les indices visuels

centraux et périphériques (Amblard & Carblanc, 1980 ; Berencsi et *al.*, 2005 ; Brandt et *al.*, 1973 ; Hafström et *al.*, 2002 ; Nougier et *al.*, 1997 ; Paulus et *al.*, 1984 ; Schmid et *al.*, 2008), statiques et dynamiques (Amblard et *al.*, 1985), ainsi que la parallaxe de mouvement (Bronstein & Buckwell, 1997 ; Guerraz & Bronstein, 2008 ; Guerraz et *al.*, 2000). Plusieurs études ont par ailleurs montré que la contribution de la vision à l'amélioration du contrôle de la posture bipédique dépend dans une large mesure de la distance à l'environnement visuel (Bles et *al.*, 1980 ; Kapoula & Lê, 2006 ; Lê & Kapoula, 2006, 2008 ; Paulus et *al.*, 1984, 1989 ; Vuillerme et *al.*, 2006b). D'une manière générale, une amélioration du contrôle de la posture bipédique est rapportée lorsque la distance entre le sujet et la cible fixée diminue. Il est donc possible que les effets stabilisateurs de la vision observés en conditions de fatigue des muscles du rachis cervical (étude 1.1.1) et du rachis lombaire (étude 1.1.2) soient aussi dépendants des caractéristiques de l'environnement visuel dans lequel les sujets ont réalisé la tâche posturale. Rappelons qu'en condition Vision, les sujets avaient à disposition une cible visuelle placée à une distance d'1 mètre, distance connue pour permettre l'amélioration du contrôle de la posture bipédique (Bles et *al.*, 1980 ; Kapoula & Lê, 2006 ; Lê & Kapoula, 2006, 2008 ; Paulus et *al.*, 1984, 1989 ; Vuillerme et *al.*, 2006b).

Pour tester cette hypothèse, nous avons réalisé une étude complémentaire dans laquelle 20 sujets masculins sains ont été testés dans les deux conditions de Non fatigue et Fatigue des muscles du rachis lombaire mises en place dans nos études posturographiques, et dans les trois conditions visuelles (Non vision *versus* Vision Cible 1 mètre *versus* Vision Cible 4 mètres) présentées dans l'étude de Vuillerme et *al.* (2006). Les résultats de cette étude (Pinsault et *al.*, 2009b soumis) montrent que la fatigue des muscles lombaires induit une augmentation significative des surfaces couvertes par la trajectoire du CP dans les deux conditions « Non vision » et « Vision Cible 4 mètres », alors que ce n'est pas le cas dans la condition « Vision Cible 1 mètre ». Ces résultats mettent ainsi en évidence l'importance de la précision de l'information visuelle pour permettre une compensation des effets d'une altération du système neuromusculaire du rachis sur le contrôle de la posture bipédique. En d'autres termes, les sujets parviennent à compenser les effets déstabilisants d'une fatigue des muscles du rachis par la disponibilité des informations visuelles, si ces dernières sont pertinentes (comme c'est le cas dans la condition Vision Cible 1 mètre), et n'y parviennent pas si elles le sont moins (comme c'est le cas dans la condition Vision Cible 4 mètre). Dans une perspective de corrections des troubles posturaux dus à une altération du système sensorimoteur, ce résultat peut justifier la mise au point de systèmes de suppléance perceptive, que nous présenterons plus loin, fournissant par essence, des informations fiables et précises.

En considérant une altération des informations proprioceptives du rachis induite par nos exercices fatigants (Pinsault & Vuillerme, 2009a en révision ; Pinsault et *al.*, 2009d soumis), nos résultats sont compatibles avec un certain nombre d'arguments expérimentaux rapportés dans la littérature faisant état d'une augmentation de la contribution des informations visuelles, des informations issues du segment tête-cou et des informations issues du segment pied-cheville pour le contrôle de la posture

bipédique en présence d'informations proprioceptives altérées par une vibration mécanique appliquée au niveau des muscles du rachis. La vibration mécanique est en effet reconnue comme un excellent moyen de perturber les messages proprioceptifs par la stimulation spécifique des fibres Ia (e.g., Eklund, 1972 ; Lackner & Levine, 1979 ; Roll & Vedel, 1982 ; Roll et *al.*, 1989). Des études antérieures ont ainsi montré que les réponses posturales induites par une vibration mécanique des muscles du rachis lombaire sont (1) diminuées en présence d'informations visuelles (Cuisinier et *al.*, données non publiées), et accentuées (2) lorsque la fiabilité et la précision des informations issues du segment tête-cou sont dégradées par l'adoption d'une posture cervicale en extension (Cuisinier et *al.*, données non publiées) et lorsque la fiabilité et la précision des informations issues du segment pied-cheville sont dégradées par l'interposition d'une mousse sous les pieds du sujet (Brumagne et *al.*, 2008a,b).

Nos résultats vont également dans le sens d'un certain nombre d'études cliniques menées sur des personnes souffrant de déficits sensorimoteurs au niveau de leur rachis. Une modification de la contribution des informations visuelles, des informations issues du segment tête-cou et des informations issues du segment pied-cheville a par exemple été rapportée chez des personnes lombalgiques, connues pour présenter des déficits proprioceptifs au niveau du rachis lombaire (e.g., Brumagne et *al.*, 2000 ; Gill & Callaghan, 2000 ; Newcomer et *al.*, 2000). Ainsi, des études ont montré que le contrôle de la posture bipédique des personnes lombalgiques n'est pas différent de celui de sujets sains en présence de vision (Brumagne et *al.*, 2008a,b ; Hamaoui et *al.*, 2004 ; Mientjes & Frank, 1999). Ce n'est pas le cas en l'absence de vision, et, comparées aux sujets sains, les personnes lombalgiques dégradent significativement plus leur contrôle postural (1) lorsque la fiabilité et la précision des informations du segment tête-cou sont altérées par l'adoption d'une posture cervicale en extension (Mientjes & Frank, 1999), et (2) lorsque la fiabilité et la précision des informations du segment pied-cheville sont perturbées par l'interposition d'une mousse sous les pieds du sujet (Brumagne et *al.*, 2008a,b ; Harringe et *al.*, 2008 ; Leitner et *al.*, 2007), par l'utilisation d'une plateforme de force servo-contrôlée (della Volpe et *al.*, 2006 ; Leitner et *al.*, 2007) ou par l'application d'une vibration mécanique au niveau des muscles des chevilles (Brumagne et *al.*, 2004, 2008b).

Dans leur ensemble, les résultats de nos études, ainsi que des travaux expérimentaux et des observations cliniques de la littérature mettent en évidence une pondération des informations sensorielles pour le contrôle de la posture bipédique différente selon l'état du système neuromusculaire. En d'autres termes, il est possible qu'afin de compenser l'altération des informations sensorielles issues du rachis cervical et du rachis lombaire (dont nous avons précédemment démontré l'importance pour le contrôle de la posture bipédique), les personnes, « fatiguées », « vibrées » ou atteintes de déficits sensorimoteurs, attribuent un poids plus important aux informations visuelles, issues du segment tête-cou et issues du segment pied-cheville, afin qu'elles deviennent plus significatives pour le contrôle de leur posture bipédique (Vuillerme, 2002).

Il est cependant intéressant de noter qu'une dépendance accrue à l'égard des informations issues du segment tête-cou et pied-cheville n'est pas sans risque pour le contrôle de la posture de la

personne, quand celles-ci sont rendues peu fiables et peu précises. Ainsi, nos résultats ont montré qu'une dégradation des informations des segments tête-cou, par l'adoption d'une posture cervicale en extension, et pied-cheville, par l'interposition d'une mousse entre les pieds du sujets et la plateforme de force, a des effets déstabilisateurs plus prononcés en condition de Fatigue que de Non fatigue des muscles du rachis. Dans ces conditions, bien que nous n'ayons pas observé de pertes d'équilibre au cours de nos études, il est possible que les déplacements du CP se soient approchés des limites de stabilité des personnes (e.g., Pai & Patton, 1997 ; Patton *et al.*, 1999 ; Robinovitch *et al.*, 2002 ; Simoneau & Corbeil, 2005 ; Yang *et al.*, 2008a,b).

2.2.2. De la contribution des informations sensorielles issues de capteurs physiques

“It is as yet unknown the extent to which the CNS re-weights its relative dependence on sensory information in presence of augmented sensory information. Augmentation of sensory information, such as auditory information, could be useful for rehabilitation of balance in patients with sensory loss, especially if the CNS proportionately integrates this information with the natural sensory information depending on the sensory demands of the task.” (Dozza *et al.*, 2007, page 37)

Dans leur ensemble, les résultats présentés dans les huit études précédentes ont mis en évidence que la contribution des informations issues de récepteurs physiologiques visuels, du segment tête-cou et du segment pied-cheville au contrôle de la posture bipédique diffère selon l'état du système neuromusculaire du rachis. Précisément, en état de fatigue des muscles du rachis, la manipulation de ces informations sensorielles induit des effets, stabilisateurs ou déstabilisateurs, plus marqués qu'en condition de non fatigue de ces muscles. Une question intéressante et originale est désormais de savoir s'il en est de même dans des situations où ce ne sont plus des informations issues de récepteurs sensoriels physiologiques, mais issues de capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive, qui sont manipulées.

Dans ce contexte et dans une perspective d'exploitation de ces résultats en Médecine Physique et de Réadaptation pour la prise en charge des troubles de la posture chez des personnes atteintes d'une altération de leur système sensori-moteur, nous avons conduit deux études visant à évaluer spécifiquement si, et dans quelle mesure, une augmentation de la fiabilité et la précision des informations sensorielles du segment tête-cou et pied-cheville, induite par l'utilisation de dispositifs de suppléance perceptive, peut contribuer à la réduction des effets déstabilisateurs induits par une fatigue des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire.

Si de nombreux dispositifs de suppléance perceptive dédiés à l'amélioration du contrôle de la posture existent, peu d'entre eux, selon nous, sont satisfaisants d'un point de vue ergonomique et esthétique pour les utilisateurs. En effet, la grande majorité de ces dispositifs sont, d'une part, lourds et encombrants, ce qui confine leur utilisation dans des tâches statiques réalisées en laboratoire et, d'autre part, relaient l'information supplétive par le biais du canal visuel (e.g. Dault *et al.*, 2003 ; de Haart *et al.*, 2005 ; Rougier, 2005 ; Shumway-Cook, 1988 ; Sihvonen *et al.*, 2004 ; Van Peppen *et al.*, 2006) ou auditif (e.g. Aruin *et al.*, 2000 ; Chiari *et al.*, 2005 ; Dozza *et al.*, 2005a,b, 2007) ce qui peut limiter les

capacités de perception des utilisateurs. Dans ce contexte, nous avons décidé de nous baser sur l'utilisation d'un dispositif de suppléance perceptive par électrostimulation linguale, le « Tongue Display Unit » (TDU) (Bach-y-Rita et *al.*, 1998). En effet, l'utilisation de la langue comme interface sensorielle est intéressante dans la mesure où elle pourrait permettre de réduire la « saturation » des canaux visuels et auditifs utilisés en situation routinière, et pourrait, du fait de ses caractéristiques neurophysiologiques, permettre d'embarquer le dispositif (Vuillerme, 2002).

Nous avons utilisé deux dispositifs de suppléance perceptive *via* électrostimulation linguale. Le premier dispositif, le BrainPort Balance System, est un dispositif de suppléance perceptive tête-cou développé par la société Wicab Inc (Bach-y-Rita, 2004 ; Bach-y-Rita et *al.*, 2004 ; Tyler et *al.*, 2003), qui consiste à capter l'accélération de la tête, à calculer ses déplacements par double intégration et à renvoyer cette information à l'utilisateur via une matrice d'électrodes placée sur la langue. Le second dispositif, mis au point au sein du laboratoire TIMC (Vuillerme et *al.*, 2007e, 2008c), est un dispositif de suppléance perceptive pied-cheville, qui consiste à capter les distributions des pressions plantaires, à calculer le déplacement du CP, et à renvoyer cette information à l'utilisateur via une matrice de stimulations électriques également placée sur la langue.

D'une manière générale, l'utilisation de dispositifs de suppléance perceptive pose le problème théorique de l'intégration de signaux fournis par un capteur artificiel. Dans le cas des dispositifs de suppléance perceptive par électrostimulation linguale que nous avons utilisés, cela pose également le problème de l'intégration d'une information sensorielle transmise par un organe des sens dont la fonction n'est pas a priori de participer à l'organisation sensori-motrice, dans une tâche de contrôle de la posture bipédique.

Quatre études ont été conduites afin d'évaluer si, et dans quelle mesure, la contribution des informations sensorielles, non plus issues de récepteurs physiologiques mais fournies par des capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive, du segment tête-cou et du segment pied-cheville diffère selon l'état du système neuromusculaire du rachis.

La contribution des informations du segment tête-cou, d'une part, a été évaluée dans deux études dans lesquelles les sujets ont été testés dans deux conditions de Non fatigue et de Fatigue des muscles du rachis et deux conditions sensorielles expérimentales au cours desquelles la précision et la fiabilité des informations sensorielles issues du segment tête-cou (1) *n'ont pas été manipulées*, constituant des conditions de référence (conditions dites « Sans suppléance perceptive tête-cou ») et (2) ont été *augmentées* par l'utilisation d'un dispositif de suppléance perceptive tête-cou par électrostimulation linguale (condition dite « Suppléance perceptive tête-cou ») (Bach-y-Rita et *al.*, 2004). Les résultats de ces deux études ont montré une diminution de la surface couverte par la trajectoire du CP mesurée en condition « Avec suppléance perceptive tête-cou ». De manière intéressante, cet effet est plus marqué en condition de fatigue des muscles du rachis (études 2.1.1 et 2.1.2, pour la fatigue des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire, respectivement). En outre, la disponibilité des informations fournies par le dispositif de suppléance perceptive tête-cou permet de supprimer les effets

déstabilisateurs de la fatigue des muscles du rachis cervical et de réduire significativement ceux induits par la fatigue des muscles du rachis lombaire.

La contribution des informations du segment pied-cheville, d'autre part, a été évaluée dans deux études dans lesquelles les sujets ont été testés dans deux conditions de Non fatigue et de Fatigue des muscles du rachis et deux conditions expérimentales au cours desquelles la précision et la fiabilité des informations sensorielles issues du segment pied-cheville (1) *n'ont pas été manipulées*, constituant des conditions de référence (conditions dites « Sans suppléance perceptive pied-cheville ») et (2) ont été *augmentées* par l'utilisation d'un dispositif de suppléance perceptive pied-cheville par électrostimulation linguale (condition dite « Suppléance perceptive pied-cheville ») (Vuillerme et *al.*, 2007e, 2008c). Les résultats de ces deux études ont montré une diminution de la surface couverte par la trajectoire du CP mesurée en condition « Avec suppléance perceptive pied-cheville ». De manière intéressante, cet effet est plus marqué en condition de fatigue des muscles du rachis (études 2.2.1 et 2.2.2, pour la fatigue des muscles du rachis cervical et du rachis lombaire, respectivement). En outre, la disponibilité des informations du segment pied-cheville fournies par le dispositif de suppléance perceptive permet de supprimer les effets déstabilisateurs de la fatigue des muscles du rachis.

Au-delà des objectifs spécifiques de chacune de ces études, pris dans leur ensemble, ces résultats suggèrent d'une part que les sujets sains sont parvenus à utiliser des informations issues du segment tête-cou et du segment pied-cheville fournies par des capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive par électrostimulation linguale pour contrôler leur posture bipédique. Ces résultats suggèrent d'autre part que, comme dans le cas d'informations sensorielles issues de récepteurs physiologiques (étude 1), l'utilisation des informations sensorielles issues des segments tête-cou et pied-cheville fournies par des capteurs physiques pour le contrôle de la posture bipédique permet de réduire/compenser l'effet déstabilisateur de cette fatigue.

De manière intéressante, l'efficacité de ces dispositifs de suppléance perceptive par électrostimulation linguale pour réduire les effets déstabilisants d'une fatigue des muscles du rachis a également été observée pour des perturbations du système neuromusculaire d'origines différentes telles que (1) l'adoption d'une posture cervicale en extension (Vuillerme et *al.*, 2008b), connues pour dégrader les informations sensorielles issues du segment tête-cou, et (2) l'interposition d'une mousse sous les pieds du sujet (Vuillerme et *al.*, 2007f), connue pour dégrader les informations sensorielles issues du segment pied-cheville.

Dans leur ensemble, ces résultats suggèrent une pondération des informations issues de capteurs physiques différentes selon l'état du système neuromusculaire du rachis, la disponibilité des informations visuelles (Vuillerme & Cuisinier, 2009) et la fiabilité et la précision des informations sensorielles issues du segment tête-cou (Vuillerme et *al.*, 2008b) et pied-cheville (Vuillerme & Cuisinier, 2008).

Deux hypothèses non exclusives pourraient expliquer ces résultats.

Une première hypothèse suggère que l'amélioration du contrôle de la posture en condition de suppléance perceptive puisse résulter de mécanismes de nature attentionnels. Il est en effet possible que l'utilisation d'informations transmises en condition de suppléance perceptive ait forcé les sujets à augmenter leur niveau de concentration à l'égard de la tâche posturale. Cependant, les résultats d'une récente étude ayant montré que les déplacements du CP ne sont pas réduits chez des sujets ayant pour consigne de se concentrer sur le contrôle de leur posture bipédique (Vuillerme & Nafati, 2007), nous conduisent, à l'instar de Dozza *et al.* dans le cadre d'une suppléance perceptive auditive (Dozza *et al.*, 2007), à rejeter cette hypothèse.

Une seconde hypothèse suggère que, comme dans le cas d'informations fournies par des dispositifs de suppléance perceptive visuelle (e.g., Pinsault & Vuillerme, 2008c ; Rougier, 2005 ; Vuillerme *et al.*, 2008d) et auditive (e.g., Dozza *et al.*, 2005a,b, 2007), le système nerveux central soit capable d'intégrer une information artificielle linguale pour améliorer le contrôle de la posture bipédique. Cette hypothèse est supportée par l'observation d'un taux très élevé de réponse posturale adaptée à l'ordre fourni par la stimulation linguale (Chenu *et al.*, 2008). En outre, notons que l'efficacité de l'interface linguale n'est pas limitée à son utilisation dans des dispositifs de suppléance perceptive dédiée à la prise en charge des troubles de l'équilibre, mais a aussi démontré son efficacité lors de tâches proprioceptives (Vuillerme *et al.*, 2006c, 2007b) et de contrôle du mouvement, notamment appliqué au Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (Robineau, 2009 ; Robineau *et al.*, 2007 ; Vasquez-Buenosaires, 2004).

Si nos résultats suggèrent que l'utilisation de dispositifs de suppléance perceptive par électrostimulation linguale a permis aux sujets de réduire leurs déplacements du CP, compte tenu des interactions fortes des processus sensori-moteurs et cognitifs impliqués dans le contrôle de la posture bipédique (Paillard, 1985 ; 1987 ; Vuillerme, 2002), une perspective de recherche intéressante serait d'évaluer les ressources cognitives nécessaires à l'utilisation de ces dispositifs pour le contrôle de la posture bipédique. Nous avons d'ores et déjà réalisé une étude dont l'objectif était précisément d'évaluer le coût cognitif associé à l'utilisation d'un dispositif de suppléance perceptive visuelle pour contrôler une posture bipédique, et de déterminer si, et dans quelle mesure, ce coût pouvait être modifié par la pratique (Vuillerme *et al.*, 2009a). Pour ce faire, le paradigme de la double tâche a été utilisé (Kahneman, 1971 ; Schmidt, 1988) et dix jeunes adultes ont été testés à travers deux tâches expérimentales : (1) une tâche primaire consistant à se tenir debout pieds joints en limitant au maximum les oscillations posturales, dans les deux conditions Contrôle et Suppléance perceptive visuelle, et (2) une tâche secondaire de temps de réaction (TR) consistant à répondre vocalement et le plus rapidement possible à des stimuli auditifs. Douze essais successifs ont été exécutés dans chacune des conditions expérimentales. Pour évaluer les effets de la suppléance perceptive visuelle sur le contrôle de la posture bipédique, d'une part, nous avons comparé les déplacements du CP mesurés dans les deux conditions Contrôle et Suppléance perceptive visuelle. Pour évaluer le coût cognitif associée à la réalisation de la tâche posturale, d'autre part, nous avons comparé les TR mesurés dans

les deux conditions Contrôle et Suppléance perceptive visuelle. Pour évaluer l'effet de la pratique, enfin, nous avons comparé les valeurs de CP et de TR obtenues au cours des trois premiers et des trois derniers essais. De manière intéressante, l'analyse des déplacements du CP montre une diminution de ses valeurs en condition Suppléance perceptive visuelle, dès les premiers essais. De plus, l'analyse des TR montre des valeurs plus élevées dans la condition Suppléance perceptive visuelle que dans la condition Contrôle pour les trois premiers essais, alors qu'aucune différence significative de TR entre les deux conditions Contrôle et Suppléance perceptive visuelle n'est observée pour les trois derniers essais. Ces résultats confirment d'une part que l'utilisation de dispositifs de suppléance perceptive visuelle permet d'améliorer les capacités de contrôle de la posture bipédique et suggèrent d'autre part que l'intégration d'informations issues de dispositifs de suppléance perceptive à des fins posturales exige des ressources cognitives supplémentaires. Ce dernier résultat est en accord avec l'augmentation des ressources attentionnelles requises pour le contrôle de la posture récemment observée lorsqu'une information tactile au niveau de la pulpe du doigt doit être intégrée (Vuillerme et *al.*, 2006d). De manière intéressante, ce « coût cognitif » diminue avec la pratique, mettant ainsi en évidence une automatisation de l'intégration du biofeedback visuel et confirmant les observations d'une étude antérieure sur les effets de l'expertise en gymnastique sur l'efficacité des mécanismes d'intégration multisensorielle (Vuillerme & Nougier, 2004).

2.2.3. Conclusion

Une partie de nos résultats, indiquant une modification de la contribution des informations sensorielles issues de récepteurs physiologiques en fonction de l'état du système neuromusculaire du rachis, vont dans le sens d'une repondération sensorielle largement décrite dans la littérature (e.g., Oie et *al.*, 2002 ; Peterka, 2002 ; Peterka & Loughlin, 2004 ; Vuillerme et *al.*, 2001, 2005, 2006b). En effet, les mécanismes de repondération sensorielle, initialement suggérés par l'équipe de Nashner (Nashner, 1976; Nashner et *al.*, 1982) il y a plus de 30 ans, renvoient l'idée que le système nerveux central soit capable de modifier la contribution (ou le poids) d'une information pour le contrôle de la posture bipédique en fonction de l'état du système neuromusculaire du sujet et/ou du contexte environnemental dans lequel il est placé. Plusieurs études ont par exemple montré une augmentation de la contribution des informations issues du segment tête-cou dans le contrôle de la posture bipédique lorsque les informations issues du segment pied-cheville sont perturbées par l'interposition d'une pièce de mousse sous les pieds des sujets (e.g., Buckley et *al.*, 2005 ; Horak & Hlavacka, 2001), par l'utilisation de plateformes instables (e.g., Fitzpatrick et *al.*, 1994 ; Ivanenko et *al.*, 1999) ou servo-contrôlées (e.g., Cenciarini & Peterka, 2006 ; MacDougall et *al.*, 2006) ou par l'application d'une vibration mécanique sur les muscles de la cheville (e.g., Dzurková & Hlavacka, 2007 ; Fransson et *al.*, 2007 ; Hlavacka et *al.*, 1995 ; Kavounoudias et *al.*, 1999 ; Vuillerme & Cuisinier, 2008).

De manière originale, une seconde partie de nos résultats étend le domaine de validité de l'hypothèse de repondération sensorielle à des situations pour lesquelles l'information sensorielle est issue de capteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptrice. En d'autres termes, face à une contrainte posturale induite par une modification de l'état du système neuromusculaire et/ou du contexte environnemental, le système postural est capable de modifier le poids des informations sensorielles issues de récepteurs physiologiques et de récepteurs physiques de dispositifs de suppléance perceptive.

2.3. Conclusion

Au-delà de leur intérêt théorique dans la compréhension des mécanismes mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique que nous venons de discuter, nous pensons que ces résultats constituent une base fondamentale nous autorisant à formuler des hypothèses quant à l'efficacité de tels dispositifs de suppléance perceptive dans la prise en charge des troubles posturaux chez des personnes souffrant de déficits sensori-moteurs (« evidence-based-practice », Sackett & Rosenberg, 1995).

Nous pensons en effet que la recherche fondamentale doit guider le développement et l'optimisation de dispositifs biomédicaux permettant de suppléer, compenser - au moins partiellement - ou rééduquer les handicaps apparus au cours du vieillissement normal, de pathologies ou d'accidents, provoquant des déficits sensoriels et/ou moteurs²⁰.

Cette problématique de recherche appliquée en médecine physique et réadaptation que nous avons adressée dans le troisième chapitre expérimental est discutée ci-dessous.

²⁰ « Such linkage between an improved knowledge of the pathophysiological (microscopic and macroscopic) mechanisms underlying cerebral plasticity, and constraints in its use, opens a large field of new therapeutic perspectives applicable to the functional restoration and optimization of quality of life in patients with nervous system diseases. » (Duffau, 2006, page 891).

3. D'une prise en charge raisonnée des troubles posturaux fondée sur la preuve

« The physiotherapy profession continues to advance through unique and innovative clinical, educational and research ideas. One very strong commitment within the international physiotherapy community is the movement towards evidence based clinical practice. This commitment includes appropriate research designs methodology attuned to the specific characteristics of physiotherapy. Theoretical and fundamental research models, which have historically been derived from such disciplines as psychology, biomechanics, physiology and neurobiology, are currently being tested through applied research in clinical physiotherapy practice. As a result, more rigorous evidence-based research applications in physiotherapy demand more sophisticated measuring instruments and higher level competencies for physiotherapists. Our patient's ability to freely and directly access of the services of a physiotherapist is another important international topic, demanding greater core competencies for practicing physiotherapists. »

(The International Federation of Orthopaedic Manipulative Therapists, Newsletter June 2003)

L'objectif du troisième chapitre expérimental était de proposer, mettre en place et évaluer l'efficacité d'une prise en charge dédiée à la correction des déficits posturaux chez des personnes présentant des déficits sensori-moteurs, fondée non seulement sur l'utilisation de dispositifs de suppléance perceptive dont l'efficacité a été démontrée dans le chapitre expérimental précédent, mais également sur la connaissance et/ou l'évaluation des caractéristiques des pathologies de ces personnes ainsi que des conséquences de ces dernières.

Il est important de noter que ces objectifs appliqués à la clinique ne sont pas ici à considérer en marge du volet fondamental précédemment discuté. Ils sont au contraire *complémentaires*. Complémentaires et même *synergiques*²¹. Une prise en charge efficace des déficiences et des incapacités n'est en effet viable que si elle est soutenue par des bases théoriques fortes. Elle doit précisément exploiter et mettre en pratique les résultats de *modélisation* des mécanismes de fonctionnement et de dysfonctionnement des fonctions perceptives, sensori-motrices et cognitives, et de *simulation* de leur adaptation, compensation et récupération. En retour, par la mise à l'épreuve de modèles théoriques, l'étude des perturbations/compensations/récupérations de ces fonctions chez le sujet pathologique doit permettre d'alimenter ces modèles et d'aller plus loin, en terme de recherche fondamentale, dans la compréhension de la cognition.

Deux populations, connues pour présenter des déficits posturaux particuliers, ont été retenues en raison de leur prévalence, leurs conséquences sur la qualité de vie des personnes atteintes et des coûts de santé :

- (1) les personnes atteintes de lésion vestibulaire, et,
- (2) les personnes amputées de membre inférieur.

²¹ « Further understanding of the plastic changes that follow sensory deprivation will help to clarify the role of sensory input in specifying cortical responses and behaviour. Such knowledge will also be important for efforts to restore lost sensory modalities by implants or other techniques » (Bavelier & Neville, 2002, page 443).

3.1. Le cas de la personne atteinte de lésion vestibulaire

La physiologie du vestibule nous amène à le considérer non seulement comme un élément indiquant la position de la tête par rapport au tronc et à l'espace, mais également comme un élément participant à de multiples fonctions en relation avec les autres systèmes sensoriels (Angelaki & Cullen, 2008). Ces informations, théoriquement redondantes, peuvent s'avérer contradictoires ou perturbantes dans le cas de personnes souffrant de lésions vestibulaires, générant les symptômes de type vertiges et/ou pertes d'équilibre décrits par ces personnes.

L'objectif de l'étude 1 était de déterminer si, et dans quelle mesure, l'utilisation d'un dispositif de suppléance perceptive pouvait permettre à des personnes atteintes de lésion vestibulaire unilatérale d'améliorer le contrôle de leur posture bipédique. Pour tenter de suppléer de manière plus spécifique les fonctions remplies par le système vestibulaire, nous avons choisi d'utiliser un dispositif de suppléance perceptive du segment tête-cou (présenté Figure 34, page 101) (Bach-y-Rita, 2004 ; Bach-y-Rita et al., 2004 ; Tyler et al., 2003). L'efficacité de ce dispositif a alors été évaluée au cours d'une étude dans laquelle des Sujets sains et des Sujets vestibulolésés ont été testés dans deux conditions « Avec suppléance perceptive tête-cou » et « Sans suppléance perceptive tête-cou ». Les résultats de cette étude montrent, d'une part, une augmentation de la surface couverte par la trajectoire du CP mesurée chez les personnes atteintes de lésion vestibulaire unilatérale par rapport à celle mesurée chez les sujets présentant un vestibule sain, confirmant de précédentes études rapportant un contrôle postural modifié chez des personnes atteintes de lésions vestibulaires (e.g., Lacour et al., 1997 ; Horak et al., 1990). Compte tenu des modifications de la stabilisation des segments tête et tronc (Borel et al., 2002) et/ou de la perception de la verticale subjective (Lopez et al., 2008) observées chez ce type de patients, il est possible que la dégradation des capacités de contrôle de la posture de ces patients soit liée à ces phénomènes mais des études complémentaires sont nécessaires pour le déterminer. D'autre part, et de manière intéressante, les résultats obtenus chez les sujets atteints de lésion vestibulaire montrent une diminution de la surface couverte par la trajectoire du CP mesurée en condition « Avec suppléance perceptive tête-cou » par rapport à celles mesurées en condition « Sans suppléance perceptive tête-cou ». Autrement dit, ces résultats suggèrent que les personnes atteintes de lésion vestibulaire unilatérale sont parvenues à utiliser des informations issues du segment tête-cou fournies par un capteur physique de dispositif de suppléance perceptive par électrostimulation linguale pour améliorer le contrôle de leur posture bipédique. Il est possible que l'amélioration du contrôle de la posture bipédique observée en condition « Avec suppléance perceptive tête-cou » résulte d'un meilleur contrôle de la position relative de la tête par rapport au tronc permis par l'utilisation du dispositif de suppléance perceptive. L'observation d'une augmentation de la stabilisation de la tête chez des personnes vestibulolésées utilisant ce dispositif de suppléance perceptive tête-cou par électrostimulation linguale, en position assise (Tyler et al., 2003), va dans le sens de cette hypothèse. Pour tester plus précisément cette hypothèse, une étude complémentaire a été réalisée dans laquelle 9

sujets sains ont été testés, en posture bipédique, dans les deux conditions « Sans suppléance perceptive tête-cou » et « Avec suppléance perceptive tête-cou » proposées dans l'étude 1 (Vuillerme & Cuisinier, 2009). Les résultats de cette étude montrent une diminution des déplacements de la tête mesurés en condition « Avec suppléance perceptive tête-cou » par rapport à ceux mesurés en condition « Sans suppléance perceptive tête-cou », en l'absence de vision. En d'autres termes, et en accord avec notre hypothèse, l'utilisation du dispositif de suppléance perceptive tête-cou par électrostimulation linguale permet une stabilisation de la tête dans l'espace et une amélioration du contrôle de la posture bipédique.

Enfin, dans le champ plus large de la prise en charge des troubles posturaux des personnes atteintes de lésion vestibulaire par l'utilisation de dispositifs de suppléance perceptive, nos résultats sont en accord avec des études récentes ayant démontré l'efficacité de dispositifs de suppléance perceptive dont le principe de fonctionnement consistait à renvoyer à l'utilisateur une information relative aux mouvements de son tronc par des canaux visuel (Hirvonen et al., 2005), auditif (Dozza et al., 2005, 2007 ; Hegeman et al., 2005) ou tactile (Kentala et al., 2003). Il faut toutefois noter que ces observations sont faites pour des tâches posturales quasi-statiques. Or, il a été récemment montré que la performance posturale de patients vestibulolésés dépend de manière significative de la nature et de la complexité de la tâche posturale dans laquelle ils sont évalués (Mbongo et al., 2008)²². Une perspective intéressante est dès lors d'évaluer si ces patients peuvent bénéficier de l'utilisation de dispositifs de suppléance perceptive dans des tâches posturales dynamiques telles que la locomotion.

3.2. Le cas de la personne amputée de membre inférieur

L'amputation de membre inférieur prive la personne d'une partie de son squelette et des tissus mous (donc des récepteurs somesthésiques) qui l'entourent. Elle implique des modifications à la fois biomécaniques et neurosensorielles qui conduisent généralement ces personnes à présenter un contrôle de la posture bipédique défaillant et une répartition de poids corporel sur les appuis asymétrique (Arsenault & Valiquette, 1981 ; Gauthier-Gagnon et al., 1986 ; Nadollek et al., 2002 ; Summers et al., 1987 ; Vrieling et al., 2008).

Pour tenter de suppléer de manière plus spécifique les fonctions remplies par le système somesthésique manquant de la personne amputée de membre inférieur, nous avons choisi d'utiliser un dispositif de suppléance perceptive du segment pied-cheville (présenté sur la Figure 37, page 105) (Vuillerme et al., 2007e, 2008c). De plus, bien que ce ne soit pas le cas pour les personnes incluses dans notre étude, un des problèmes pouvant être associé à l'amputation lorsqu'elle est d'origine vasculaire est la lésion du pied non amputé en cas de surpression, par exemple générée par une asymétrie posturale (Burke et al., 1978 ; Ebrahimzadeh & Rajabi, 2007). Dans un objectif de généralisation de l'utilisation de notre dispositif de suppléance perceptive, cet élément conforte le choix que nous avons

²² « In conclusion, the postural performance of patients with vestibular loss depends on the exact task used to measure postural stability » (Mbongo et al., 2008, page 130)

fait d'utiliser un dispositif recueillant les pressions plantaires pour les restituer par un canal valide, limitant ainsi les risques associés de maux perforants plantaires, par exemple.

L'efficacité de ce dispositif de suppléance perceptive pour l'amélioration du contrôle de la posture bipédique a été évaluée au cours d'une première étude (étude 2.1.) dans laquelle le contrôle de la posture bipédique des sujets sains et des sujets amputés fémoraux a été testé dans deux conditions « Avec suppléance perceptive pied-cheville » et « Sans suppléance perceptive pied-cheville ». Compte tenu du caractère asymétrique de la posture des personnes amputées de membre inférieur (Arsenault & Valiquette, 1981 ; Gauthier-Gagnon *et al.*, 1986 ; Nadollek *et al.*, 2002 ; Summers *et al.*, 1987 ; Vrieling *et al.*, 2008), nous avons retenu comme paramètre posturographique pour cette première étude la surface couverte par la trajectoire du CP sous chacun des appuis (contrairement aux autres études de ce document qui s'intéressaient à la surface couverte par la trajectoire du CP résultant).

Les résultats de cette étude montrent une différence significative de la contribution de chacun des appuis au contrôle de la posture bipédique chez les personnes amputées que l'on ne retrouve pas chez les personnes non amputées. En effet, si le maintien de la posture bipédique du sujet sain sollicite simultanément et à l'identique les deux appuis (Genthon & Rougier, 2003), en accord avec de récentes observations (Nadollek *et al.*, 2002 ; Vrieling *et al.*, 2008), nos résultats montrent que les personnes amputées présentent des déplacements du CP mesurés sous le pied non-amputé supérieurs à ceux mesurés sous le pied amputé. De manière intéressante, cette asymétrie d'oscillation entre le pied sain et le pied souffrant d'une altération neuromusculaire du membre inférieur est également observée chez des personnes souffrant d'une entorse du ligament collatéral latéral de cheville (Genthon, 2006) ou lorsque le système neuromusculaire est perturbé de manière unilatérale par la fatigue musculaire (Vuillerme *et al.*, 2006a ; Vuillerme *et al.*, 2007c ; Vuillerme *et al.*, 2009 en révision) ou la vibration musculaire (Saling, 2003) par exemple. Il est important de noter que, si cette asymétrie dans l'oscillation du CP sous chacun des deux appuis s'accompagne d'une asymétrie dans la répartition du poids corporel sur les appuis, ces deux observations ne sont pas nécessairement liées (Genthon, 2006 ; Roerdink *et al.*, 2008). En effet, lorsque l'asymétrie de poids de corps est imposée expérimentalement sur des sujets sains, une augmentation du déplacement du CP est observée sous le pied délesté (Genthon & Rougier, 2005 ; Rougier & Genthon, 2008), alors que lorsqu'il s'agit d'une asymétrie de répartition du poids du corps lié à une pathologie (Genthon, 2006), comme c'est le cas dans notre étude, l'augmentation est observée sous le pied sain et surchargé. Ces observations suggèrent que les modifications posturales observées ne seraient pas uniquement liées à une modification des contraintes biomécaniques, mais pourraient être liées à une modification des stratégies posturales (Genthon, 2006).

Les résultats de notre première étude ont également mis en évidence que les personnes amputées fémorales parviennent à utiliser le dispositif d'électrostimulation linguale pour réduire les oscillations posturales sous leur pied sain, corrigeant du même coup l'asymétrie de déplacement du CP observée sous le pied sain et sous le pied amputé qui les caractérise.

Si les effets du réglage des prothèses (Chow *et al.*, 2006), d'un entraînement mental (Gassner *et al.*, 2007) et de techniques de rééducation plus classiques (Sjödahl *et al.*, 2003) sur les paramètres de marche mettant en jeu un contrôle de la posture dynamique ont été largement étudiés, peu d'études, à notre connaissance, ont mis en évidence une correction des troubles du contrôle de la posture statique des personnes amputées de membre inférieur, limitant la comparaison de nos résultats avec d'autres travaux. Il faut cependant noter que l'appareillage de la personne amputée de membre inférieur répond spécifiquement à l'objectif de la locomotion et n'est donc pas nécessairement adapté à la correction des troubles posturaux en condition quasi-statique. Quelques études (Lee *et al.*, 2007 ; Duclos *et al.*, 2007, 2008) ont cependant été conduites pour répondre à l'objectif d'amélioration de la posture bipédique des personnes amputées de membre inférieur. Les résultats de Lee *et al.* (Lee *et al.*, 2007) montrent par exemple une amélioration du contrôle de la posture de sujets amputés transtibiaux avec l'utilisation d'un dispositif de suppléance perceptive par électrostimulation infraliminaire appliquée au niveau du genou, alors que ceux de Duclos *et al.* suggèrent une amélioration du contrôle postural de sujets amputés de membre inférieur à l'issue de vibrations (Duclos *et al.*, 2007) ou de contractions musculaires (Duclos *et al.*, 2008) (post-effets moteurs) appliquées sur des groupes musculaires spécifiques choisis. Ces études font appel à une correction involontaire des troubles posturaux, présentant ainsi un avantage sur notre dispositif qui implique une correction volontaire de l'asymétrie posturale et nécessite donc une attention accrue de la part du sujet. Ce phénomène attentionnel est important à prendre en compte (e.g., Vuillerme, 2002 ; Vuillerme *et al.*, 2006d), notamment si l'objectif final est d'embarquer le système de suppléance perceptive pour une utilisation routinière.

Enfin, de manière intéressante, les sujets amputés parviennent à réduire les déplacements du CP sous le pied non-amputé avec l'utilisation du biofeedback sans modifier l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis. Il faut noter que nous avons observé des résultats similaires lorsque les sujets amputés disposaient d'informations visuelles (Hlavačková *et al.*, 2009). Ce paramètre de répartition du poids du corps sur les deux appuis nous semble pourtant essentiel pour la correction de l'asymétrie posturale caractérisant les personnes amputées, compte tenu des conséquences que peut avoir la surcharge à long terme sur le membre sain (Burke *et al.*, 1978 ; Ebrahimzadeh & Rajabi, 2007). Cet objectif a donc été poursuivi spécifiquement dans une seconde étude (étude 2.2.), dans laquelle la symétrie de répartition de poids corporel sur les appuis de sujets sains et de sujets amputés fémoraux, caractérisée par un coefficient d'asymétrie (Błaszczyk *et al.*, 2000 ; Vuillerme *et al.*, 2005), a été évaluée dans deux conditions « Avec suppléance perceptive pied-cheville » et « Sans suppléance perceptive pied-cheville ».

Les résultats de cette seconde étude montrent une diminution significative du coefficient d'asymétrie de répartition du poids corporel sur les appuis avec l'utilisation du dispositif de suppléance perceptive pied-cheville. Ces résultats confirment ceux d'études antérieures indiquant une asymétrie dans la répartition du poids corporel en faveur du membre non-amputé chez les sujets amputés de membre inférieur (Arsenault & Valiquette, 1981 ; Gauthier-Gagnon *et al.*, 1986 ; Nadollek *et al.*,

2002 ; Summers *et al.*, 1987 ; Vrieling *et al.*, 2008). Plusieurs explications peuvent être avancées pour expliquer l'asymétrie de répartition du poids du corps en faveur du membre sain chez la personne amputée, telles que les douleurs et l'inconfort ressentis lors de l'appui dans la prothèse, une faiblesse musculaire des abducteurs de hanche du membre amputé, un déficit neurosensoriel lié à l'amputation ou encore un manque de confiance dans la prothèse (Vrieling *et al.*, 2008). Il est difficile de trancher entre ces différentes explications (Anker *et al.*, 2008) et c'est probablement une combinaison de différents facteurs qui conduit au comportement postural asymétrique des sujets amputés. Des études sont dès lors nécessaires afin d'éclaircir ces aspects et d'optimiser les prises en charge de ces personnes amputées de membre inférieur. Par ailleurs, une analyse complémentaire révèle que les sujets les plus asymétriques sont ceux qui bénéficient le plus du dispositif de suppléance perceptive pied-cheville pour réduire l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les appuis (Pinsault *et al.*, 2008a). Ce résultat, encourageant pour la rééducation, laisse entrevoir des perspectives thérapeutiques favorables pour une majorité de personnes souffrant de troubles posturaux et souligne l'importance d'adapter les prises en charges non seulement pour un groupe de sujets souffrant d'une même pathologie, mais aussi pour chacun des individus au sein du groupe.

Au-delà des altérations d'origine purement sensorimotrice, il est également possible d'observer ce type d'asymétrie posturale dans d'autres pathologies comme l'hémiplégie (e.g., Genthon, 2006 ; Genthon *et al.*, 2008 ; Roerdink *et al.*, 2008). Une perspective de recherche intéressante serait donc d'évaluer si l'utilisation d'un dispositif de suppléance perceptive permet d'améliorer la symétrie posturale de personnes hémiplégiques.

En définitive, dans la mesure où nos deux études réalisées chez des personnes amputées de membre inférieur nous ont permis d'améliorer de manière dissociée la symétrie posturale en termes de déplacements des CP sous chacun des appuis et en termes de répartition, une question intéressante est désormais de savoir s'il est possible de délivrer un message au sujet lui permettant de corriger simultanément ces deux déficits. Nous pensons que ce message pourrait être la combinaison des deux messages proposés dans nos études c'est-à-dire une zone de sécurité centrée sur le point d'équité de répartition du poids du corps des sujets, à l'intérieur de laquelle le CP résultant se déplace sans entraîner de stimulation.

3.3. Conclusion

Dans leur ensemble, les résultats présentés dans le troisième chapitre expérimental suggèrent que les personnes atteintes de lésion vestibulaire et les personnes amputées de membre inférieur parviennent à utiliser efficacement un dispositif de suppléance perceptive par électrostimulation linguale pour réduire les déficits posturaux. Ces observations suggèrent que des exercices fondés sur l'utilisation de la suppléance perceptive par électro-stimulation linguale pourraient être intégrés aux programmes de rééducation classique de la personne atteinte de lésion vestibulaire ou amputée du

membre inférieur qui se sont souvent révélés insuffisants pour corriger les déficits posturaux (Gauthier-Gagnon et al., 1986 ; Geurts et al., 1992 ; Hillier & Hollohan, 2007 ; Isakov et al., 1992). Cependant, l'efficacité à long terme de ce type de dispositif reste à démontrer pour l'intégrer aux programmes de rééducation. Une question intéressante, compte tenu du nombre important de dispositifs de suppléance perceptives disponibles, serait de comparer l'efficacité et la pertinence clinique de chacun de ces dispositifs (visuels, auditifs, tactiles...), c'est-à-dire mettre en balance les bénéfices, en termes d'amélioration du contrôle de la posture bipédique, et les contraintes imposées par leur utilisation.

Selon nous, les dispositifs de suppléance perceptives électro-tactiles que nous avons proposés présentent comme premier avantage d'être embarqués et utilisables lors de la marche. Cependant, nous n'avons évalué leur efficacité que sur une tâche posturale quasi-statique, alors que l'évaluation et la thérapie des patients souffrant de déficits sensori-moteurs impliquent de s'intéresser à des situations dynamiques, plus fonctionnelles, ou aux situations de transition entre postures statique et dynamique, comme l'initiation du pas ou le passage d'un obstacle, identifiées comme les plus risquées dans la vie quotidienne (Colné et al., 2008, Shetty et al., 2005). Dès lors que nous disposerons d'outil d'évaluation de la posture dynamique efficace et permettant un retour sensoriel, une question intéressante sera de savoir si et dans quelle mesure les bénéfices apportés par nos dispositifs de suppléance perceptives pour l'amélioration du contrôle de la posture quasi-statique sont représentatifs de résultats que l'on pourrait obtenir dans des tâches dynamiques et en quoi cela permettrait concrètement d'améliorer le devenir fonctionnel des personnes prises en charge. Des études sont nécessaires en ce sens, mais nous pensons que les résultats obtenus en posture statique sont prédictifs des résultats que nous pourrions obtenir en conditions dynamiques. Un bon degré de relation entre les performances statiques et dynamiques a en effet pu être mis en évidence pour des personnes saines jeunes et âgées (Hsiao-Wecksler et al., 2003), ainsi que pour des personnes amputées de membre inférieur (van Velzen et al., 2006). De plus, l'utilisation d'un dispositif de suppléance vibrotactile a récemment montré son efficacité tant pour l'amélioration du contrôle de la posture debout bipédique que pour l'amélioration des performances de marche en tandem de personnes atteintes de lésion vestibulaire (Dozza, 2006). Cependant, la question de la ressource attentionnelle nécessaire à l'utilisation de dispositifs dans des tâches plus complexes que la posture quasi-statique pourrait constituer un frein sérieux à ce type d'applications et reste à évaluer.

Un second avantage à l'utilisation des dispositifs présentés dans ce travail vient du fait qu'ils utilisent un canal sensoriel inexploité lors du contrôle de la posture et de la locomotion, limitant ainsi les risques de saturation du système sensoriel utilisé. Un autre avantage à l'utilisation d'un canal sensoriel inexploité pourrait être la limitation des variabilités interindividuelles observées dans l'exploitation des informations sensorielles dévolues au contrôle de la posture. En effet, si par l'apprentissage et l'habitude, les sujets utilisent plutôt un type d'entrée sensorielle (la vision ou la proprioception, par exemple) pour contrôler leur posture bipédique (Chiari et al., 2000 ; Collins et al., 1995 ; Isableu et al., 1997 ; Isableu & Vuillerme, 2006 ; Kluzik et al., 2005), l'utilisation d'un canal sensoriel

atypique pourrait niveler le niveau d'expertise dans l'intégration des informations sensorielles. Cette hypothèse reste toutefois à vérifier.

Cependant, les bénéfices apportés par une prise en charge fondée sur ces dispositifs de suppléance perceptive par électrostimulation linguale sont à discuter en regard des contraintes qu'ils imposent aux patients. En effet, la libération de la vision et de l'audition par ces dispositifs de suppléance perceptive électrotactile s'effectue au détriment d'une sphère orale disponible et efficace, empêchant toute activité de phonation et de déglutition efficace tant qu'un dispositif embarqué vraiment miniaturisé n'aura pas été développé. La cavité buccale restera le lieu privilégié de la substitution, mais le choix final de la modalité (électro, vibro ou calori-stimulation) et du lieu (muqueuse linguale, palatine ou gingivale ; collet ou massif dentaire) dépendra dans l'avenir des sensibilités individuelles et des capacités cognitives des sujets à intégrer, dans la cavité, les informations 3D (ou éventuellement 4D si le temps est important) nécessaires à la rééducation substitutive.

Un dernier point important à mentionner, sur l'utilisation de dispositifs innovants comme de toute technique ou protocole de rééducation pour l'amélioration du devenir fonctionnel des individus, concerne le degré d'utilisation/application des dispositifs/techniques pour obtenir une prise en charge optimale. En effet, à l'image des notions de pharmacocinétique et de pharmacodynamie développées en pharmacologie pour évaluer les effets de drogues sur l'organisme, il est nécessaire d'établir, en kinésithérapie, la kinésicinétique et la kinésidynamie des techniques et/ou dispositifs de rééducation afin d'adapter les prises en charge à chacun (Vereck et *al.*, 2008). L'établissement de ces différentes caractéristiques ne pourra s'effectuer qu'au prix d'une recherche clinique efficace, qui est déjà amorcée²³

Les études consignées dans le troisième chapitre expérimental nous ont permis de mettre en place et évaluer l'efficacité d'une prise en charge à court terme fondée sur l'exploitation du paradigme de suppléance perceptive dédiée à la compensation des déficits posturaux chez les personnes atteintes de lésion vestibulaire et amputées du membre inférieur.

Outre leur intérêt thérapeutique, ces résultats nous ont également permis de mettre à l'épreuve la démarche de bonne pratique kinésithérapique que nous nous étions fixée. Si nous sommes, du moins l'espérons nous, parvenus à nos fins, ce travail doctoral nous a également permis d'identifier des freins ou des barrières pour une opérationnalisation de cette démarche.

Ce sont ces obstacles que nous tenterons de lever dans la dernière partie de cette discussion en proposant des pistes pour favoriser la mise en œuvre de notre démarche.

²³ « Cette activité de recherche clinique supporte parfaitement, au moins quantitativement la comparaison avec les évaluations de traitements médicamenteux courants tels les traitements antalgiques et anti-inflammatoires non stéroïdiens. Le problème est qu'il est beaucoup plus difficile d'évaluer l'effet thérapeutique de la rééducation que celui d'un médicament » (Revel, 2005, page 1237)

4. Conclusion : d'une proposition d'une modalité de mise en œuvre de notre démarche

« There is little common language between university researchers and practitioners, which may explain the lack of communication between the two groups. »

(www.pdkintl.org/research/rbulletins/resbul23.htm)

Au-delà des objectifs spécifiques à chacune des études présentées dans ce manuscrit, pris dans leur ensemble, les résultats de nos travaux nous ont permis de proposer une démarche de bonne pratique thérapeutique fondée sur la mise en œuvre d'évaluations et de prise en charge raisonnée, fondée sur la preuve. Il s'agissait de la démarche développée dans notre préambule.

En pratique, le succès d'une telle démarche repose, selon nous, sur le développement et la consolidation de passerelles et d'échanges entre le monde de la recherche fondamentale et/ou appliquée et celui de la pratique professionnelle. Ceci pourrait être facilité par (1) une modification de la formation initiale des professionnels de santé, (2) une réorganisation des unités de recherche, et (3) une meilleure diffusion des connaissances.

En ce qui concerne la modification de la formation initiale des professionnels de santé en général et des kinésithérapeutes en particulier, d'une part, de récentes dispositions réglementaires visant à responsabiliser les praticiens, les élevant d'un statut d'exécutant de techniques à un statut de décideur/prescripteur, responsable vis-à-vis du patient, des médecins/prescripteurs et de l'assurance-maladie, ont été mises en place (arrêté du 22 février 2000 modifiant l'article 4 de l'arrêté du 6 janvier 1962). Cette « ingénierisation » de la profession de kinésithérapeute représente selon nous un aspect positif de l'évolution de la formation initiale des kinésithérapeutes, d'autant plus qu'elle serait accompagnée d'une universitarisation des diplômes. Cependant, si les programmes d'enseignement ont été considérablement enrichi, ainsi que la responsabilité des praticiens vis-à-vis des patients et des médecins/prescripteurs, l'universitarisation des diplômes ne serait limitée qu'à l'attribution du grade Licence, alors qu'une intégration des kinésithérapeutes dans un cursus universitaire complet, sur les trois grades Licence – Master – Doctorat, semble indispensable à une formation efficace aux nouvelles compétences de planification thérapeutique qui leur sont allouées. Le grade de Doctorat pourrait, selon nous, prendre la forme d'un Doctorat professionnel (ou d'exercice), comme c'est le cas pour les professions médicales, ou d'un Doctorat de recherche, plus classique dans le monde universitaire. Cette formation universitaire bâtie sur trois grades devrait en outre permettre de développer la formation à la recherche, reconnue comme l'« école de l'acuité et de la rigueur intellectuelle [...] exigeant de dépasser les efforts de ses pairs et [*permettant d'acquérir des qualités qui leur seront*] utiles quelle que soit leur orientation professionnelle ultérieure » (Schlenker, 2008). La formation universitaire sur trois niveaux, aboutissant sur un Doctorat de recherche, pourrait en outre ouvrir aux kinésithérapeutes l'accès à des postes d'enseignant-chercheur connus pour dispenser un enseignement nourri par la recherche, donc fondé sur l'« *evidence based practice* », et « source d'enrichissement intellectuel et d'entraînement à la réflexion » (Schlenker, 2008). L'universitarisation des diplômes sur 3

niveaux que nous proposons doit naturellement s'accompagner d'une universitarisation des structures de formation. Cette universitarisation des structures devrait en effet faciliter les passerelles entre les différentes filières de santé dans un premier temps au niveau des premières années de la formation initiale (cf. le projet de L1 Santé en cours de mise en place à l'Université Joseph Fourier - Grenoble) et, pourquoi pas, entre les différentes disciplines. La création de ces passerelles devrait améliorer la communication entre les différentes professions et ainsi favoriser la multi/interdisciplinarité, tant dans la recherche que dans la pratique professionnelle.

En ce qui concerne l'organisation des unités de recherche, d'autre part, notre démarche met en évidence la nécessité d'associer une recherche fondamentale et une recherche appliquée issues de différentes disciplines (MPR, Neurosciences, STIC,...). Un moyen d'associer ces différents types de recherche est de former des groupes de recherche dont l'élément fédérateur est la thématique de recherche et non pas la discipline. En ce sens, les IFR ou Instituts Fédératifs de Recherche, structures partenariales de recherche qui associent, dans une même stratégie d'objectifs et de développement scientifiques, des équipes, des unités ou des laboratoires de recherche d'appartenances diverses, répondent spécifiquement aux besoins d'association des recherches fondamentales et appliquées. Le développement des IFR constitue de fait un élément essentiel à la concrétisation pratique de notre démarche. Dans le domaine du handicap, on notera la création en 1995 puis la pérennisation de l'IFR Handicap dont les missions dépassent souvent le cadre de la recherche pour celui de la diffusion des connaissances. On peut également noter la création des IFRT ou Instituts Fédératifs de Recherche Technologique (décidée en 1999 par le ministère de la Recherche, dont un bon exemple est l'IFRT 130 IpV ; « Ingénierie pour le Vivant », de Grenoble consacré à l'ingénierie médicale, chirurgicale et paramédicale) et des CIT ou Centres d'Innovation Technologique (décidée en 2000 par les ministères de la santé et de la Recherche, cette création a conduit, en 2007, à une nouvelle labellisation dans un concours ouvert par l'INSERM, qui a classé en première position le CIT du CHU de Grenoble, dédié à l'évaluation, des instruments et procédés chirurgicaux et paramédicaux). Les CIT permettent une labellisation et un marquage nécessaire à la mise sur le marché d'instruments et dispositifs remboursés et de nouveaux actes professionnels catalogués et tarifés.

Dernier point, la diffusion des connaissances doit, selon nous, être doublement et intimement liée à la recherche fondamentale et appliquée d'une part, et à la pratique professionnelle d'autre part. « C'est une étape clef du lien entre recherche et pratiques professionnelles » (Thoumie, 2008, page 229). Elle nécessite une parfaite communication entre chercheurs de tous horizons et praticiens. Un des facteurs déterminant la diffusion des connaissances, outre la formation initiale et au sein des IFR, est la réunion des chercheurs et des professionnels au sein de sociétés savantes nationales (par exemple, la SOFMER, Société Française de Médecine Physique et Réadaptation) et internationales (par exemple, IEEE Society). Ces sociétés savantes peuvent parfois être amenées à diffuser les réflexions actuelles au sein de revues qu'elles coordonnent. Dans les politiques éditoriales, où les *impact factor* prennent de plus en plus d'importance, il risque d'être difficile pour les petites revues nationales de survivre.

C'est pourtant, selon nous, le prix à payer pour que la connaissance scientifique cliniquement intéressante diffuse. Ces revues constituent en particulier la base de la FMC (Formation Médicale Continue), permettant la transmission rapide au praticien de découvertes souvent très récentes, concernant le diagnostic ou la thérapie. C'est également le cas dans le domaine paramédical et le but de notre travail, que nous espérons pertinent, aura été d'apporter une contribution à cette construction de la chaîne du savoir.

Références bibliographiques

- Albinet C, Bernard PL, Palut Y (2006) Attentional control of postural stability in institutionalised elderly people: effects of a physical exercise program. *Ann Readapt Med Phys.* 49:625-631.
- Allen TJ & Proske U (2006) Effect of muscle fatigue on the sense of limb position and movement. *Exp Brain Res.* 170:30-38.
- Allum JH & Adkin AL (2003) Improvements in trunk sway observed for stance and gait tasks during recovery from an acute unilateral peripheral vestibular deficit. *Audiol Neurootol.* 8:286-302.
- Allum JH, Adkin AL, Carpenter MG, Held-Ziolkowska M, Honegger F, Pierchala K (2001) Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit. *Gait Posture.* 14:227-237.
- Alund M, Ledin T, Odkvist L, Larsson SE (1993) Dynamic posturography among patients with common neck disorders. A study of 15 cases with suspected cervical vertigo. *J Vestib Res.* 3:383-389.
- Amblard B & Carblanc A (1980) Role of foveal and peripheral visual information in maintenance of postural equilibrium in man. *Percept Mot Skills.* 51:903-912.
- Amblard B & Crémieux J (1976) Rôle de l'information visuelle du mouvement dans le maintien de l'équilibre postural chez l'homme. *Agressologie.* 17:25-36.
- Amblard B, Crémieux J, Marchand AR, Carblanc A (1985) Lateral orientation and stabilisation of human stance: static versus dynamic cues. *Exp Brain Res.* 61:21-37.
- Anand V, Buckley J, Scally A, Elliott DB (2002) The effect of refractive blur on postural stability. *Ophthalmic Physiol Opt.* 22:528-534.
- Anand V, Buckley J, Scally A, Elliott DB (2003) Postural stability in the elderly during sensory perturbations and dual tasking: the influence of refractive blur. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 44:2885-2891.
- Andersen JH, Kaergaard A, Frost P, Thomsen JF, Bonde JP, Fallentin N, Borg V, Mikkelsen S (2002) Physical, psychosocial, and individual risk factors for neck/shoulder pain with pressure tenderness in the muscles among workers performing monotonous, repetitive work. *Spine.* 27:660-667.
- Anker LC, Weerdesteyn V, van Nes IJ, Nienhuis B, Straatman H, Geurts AC (2008) The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait Posture.* 27:471-477.
- Arrêté du 22 février 2000 modifiant l'article 4 de l'arrêté du 6 janvier 1962.
- Arsenault AB & Valiquette C (1981) Etude de la statique posturale des amputés du membre inférieur: corrélations théoriques et pratiques de la mise en charge. *Physiotherapy Canada.* 33:17-23.
- Aruin AS, Sharma A, Larkins R, Chaudhuri G (2000) Knee position feedback: its effect on management of pelvic instability in a stroke patient. *Disabil Rehabil.* 22:690-692.
- Babault N, Desbrosses K, Fabre MS, Michaut A, Pousson M (2006) Neuromuscular fatigue development during maximal concentric and isometric knee extensions. *J Appl Physiol.* 100:780-5.
- Bach-y-Rita P & Kercel SW (2003) Sensory substitution and the human-machine interface. *Trends Cogn Sci.* 7:541-546.
- Bach-y-Rita P (1972) *Brain Mechanisms in Sensory Substitution.* Academic Press; New York.
- Bach-y-Rita P (2004) Tactile sensory substitution studies. *Ann N Y Acad Sci.* 1013:83-91.
- Bach-y-Rita P, Danilov Y, Tyler M (2004) Systems and methods for altering vestibular biology. World Patent N° WO/2005/051329.
- Bach-y-Rita P, Kaczmarek KA, Tyler ME, Garcia-Lara J (1998) Form perception with a 49-point electrotactile stimulus array on the tongue. *J Rehabil Res Dev.* 35:427-430.
- Baratto L, Morasso PG, Re C, Spada G (2002) A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density vs. other parameterization techniques. *Motor control.* 6:246-270
- Bavelier D & Neville HJ (2002) Cross-modal plasticity: where and how? *Nat Rev Neurosci.* 3:443-452.
- Bennell K, Wee E, Crossley K, Stillman B, Hodges P (2005) Effects of experimentally-induced anterior knee pain on knee joint position sense in healthy individuals. *J Orthopaed Res.* 23:46-53.

- Bennell KL & Hinman RS (2005) Effect of experimentally induced knee pain on standing balance in healthy older individuals. *Rheumatology*. 44:378-381.
- Benvenuti F, Mecacci R, Gineprari I, Bandinelli S, Benvenuti E, Ferrucci L, Baroni A, Rabuffetti M, Hallett M, Dambrosia JM, Stanhope SJ (1999) Kinematic characteristics of standing disequilibrium: reliability and validity of a posturographic protocol. *Arch Phys Med Rehabil*. 80:278-287.
- Berencsi A, Ishihara M, Imanaka K (2005) The functional role of central and peripheral vision in the control of posture. *Hum Mov Sci*. 24:689-709.
- Berg K (1989) Balance and its measure in the elderly : a review. *Physiotherapy Canada*. 41:240-246.
- Berger L, Chuzel M, Buisson G, Rougier P (2005) Undisturbed upright stance control in the elderly: Part 1. Age-related changes in undisturbed upright stance control. *J Mot Behav*. 37:348-358.
- Bergin PS, Bronstein AM, Murray NM, Sancovic S, Zeppenfeld DK (1995) Body sway and vibration perception thresholds in normal aging and in patients with polyneuropathy. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 58:335-340.
- Bernard-Demanze L (2005) Repondération des informations somesthésiques dans le contrôle postural. Thèse de Doctorat de l'Université de Savoie, sous la direction de Rougier P et Berger L.
- Bernard-Demanze L, Burdet C, Berger L, Rougier P (2004) Recalibration of somesthetic plantar information in the control of undisturbed upright stance maintenance. *J Integr Neurosci*. 3:433-51.
- Bernard-Demanze L, Vuillerme N, Ferry M, Berger L (2009) Can plantar stimulation improve postural control of persons with superficial plantar sensory deficit? *Aging Clin Exp Res*. Sous presse.
- Berthoz A & Viaud-Delmon I (1999) Multisensory integration in spatial orientation. *Current Opinion in Neurobiology*. 9:708-712.
- Berthoz A (1997) *Le sens du mouvement*. Ed Odile jacob.
- Betker AL, Szturm T, Moussavi ZK, Nett C (2006) Video game-based exercises for balance rehabilitation: a single-subject design. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 87:1141-1149.
- Beuscart R (2005) *Les technologies pour la santé. Rapport ministériel - Ministère de la Recherche, Direction de la Technologie*.
- Björklund M, Crenshaw AG, Djupsjöbacka M, Johansson H (2000) Position sense acuity is diminished following repetitive lowintensity work to fatigue in a simulated occupational setting. *Eur J Appl Physiol* 81:361-367
- Black FO & Pesznecker SC (2003) Vestibular adaptation and rehabilitation. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*. 11:355-360.
- Black FO, Wall C, Rockette H, Kitch R (1982) Normal subject postural sway during the Romberg Test. *Am J Otolaryngol*. 3:309-318.
- Bland JM & Altman DG (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*. 1:307-310.
- Blaszczyk JW, Orawiec R, Duda-Kłodowska D, Opala G (2007) Assessment of postural instability in patients with Parkinson's disease. *Exp Brain Res*. 183:107-114.
- Blaszczyk JW, Prince F, Raiche M, Hébert R (2000) Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *J Biomech*. 33:1243-1248.
- Bles W, Kapteyn TS, Brandt T, Arnold F (1980) The mechanism of physiological height vertigo. II. Posturography. *Acta Otolaryngol*. 89:534-540.
- Bloem BR, Allum JH, Carpenter MG, Verschuuren JJ, Honegger F (2002) Triggering of balance corrections and compensatory strategies in a patient with total leg proprioceptive loss. *Exp Brain Res*. 142:91-107.
- Blouin JS, Corbeil P, Teasdale N (2003) Postural stability is altered by the stimulation of pain but not warm receptors in humans. *BMC Musculoskelet Disord* 17:4-23.
- Blümle A, Maurer C, Schweigart G, Mergner T (2006) A cognitive intersensory interaction mechanism in human postural control. *Exp Brain Res*. 173:357-363.

Références bibliographiques

- Borel L, Harlay F, Magnan J, Chays A, Lacour M (2002) Deficits and recovery of head and trunk orientation and stabilization after unilateral vestibular loss. *Brain*. 125:880-894.
- Borg G (1990) Psychological scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scand. J. Work Environ. Health* 16:55-58.
- Bouisset S & Duchêne JL (1994) Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *Neuroreport*. 5:957-960.
- Bouisset S & Maton B (1995) *Muscles, posture et mouvement: bases et applications de la méthode électromyographique*. Hermann, Paris.
- Bove M, Bricchetto G, Abbruzzese G, Marchese R, Schieppati M (2007) Postural responses to continuous unilateral neck muscle vibration in standing patients with cervical dystonia. *Mov Disord*. 22:498-503.
- Brandt T, Dichgans J, Koenig E (1973) Differential effects of central versus peripheral vision on egocentric and exocentric motion perception. *Exp Brain Res*. 16:476-491.
- Brandt T, Krafczyk S, Malsbenden I (1981) Postural imbalance with head extension: improvement by training as a model for ataxia therapy. *Ann N Y Acad Sci*. 374:636-649.
- Brandt TH, Buchele W, Krafczyk S (1986) Training effects on experimental postural instability: a model for clinical ataxia therapy. In: *Disorders of posture and gait* (Bles W, Brandt TH, eds), pp 353-365. New York: Elsevier Science Publishers.
- Brockett C, Warren N, Gregory JE, Morgan DL, Proske U (1997) A comparison of the effects of concentric versus eccentric exercise on force and position sense at the human elbow joint. *Brain Res*. 771:251-258.
- Bronstein AM & Buckwell D (1997) Automatic control of postural sway by visual motion parallax. *Exp Brain Res*. 113:243-248.
- Bronstein AM (1986) Suppression of visually evoked postural responses. *Exp Brain Res*. 63:655-658.
- Brumagne S, Cordo P, Lysens R, Verschueren S, Swinnen S (2000) The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine* 25:989-994.
- Brumagne S, Cordo P, Verschueren S (2004) Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. *Neurosci Lett* 366:63-66.
- Brumagne S, Janssens L, Janssens E, Goddyn L (2008a) Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain. *Gait Posture* 28:657-62.
- Brumagne S, Janssens L, Knapen S, Claeys K, Suuden-Johanson E (2008b) Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. *Eur Spine J* 17:1177-1184.
- Brun V, Péliissier J, Dhoms G, Enjalbert M, Codine P, Founau H (1993) Evaluations clinique et instrumentale de la posture les échelles et la place de la posture dans les principaux bilans fonctionnels, la posturographie. In : *Posture, équilibration et médecine de rééducation*. Péliissier J & Blayac JP (Eds). Masson, Paris.
- Buckley JG, Anand V, Scally A, Elliott DB (2005) Does head extension and flexion increase postural instability in elderly subjects when visual information is kept constant? *Gait Posture*. 21:59-64.
- Burke D, Hagbarth KE, Lofstedt L, Wallin BG (1976) The response of human muscle spindle endings to vibration of non contracting muscles. *J Physiol (Lond)* 261:673-693.
- Burke MJ, Roman V, Wright V (1978) Bone and joint changes in lower limb amputees. *Ann Rheum Dis*. 37:252-254.
- Butler AA, Lord SR, Rogers MW, Fitzpatrick RC (2008) Muscle weakness impairs the proprioceptive control of human standing. *Brain Res*. 1242:244-251.
- Carpenter JE, Blasier RB, Pellizzon GG (1998) The effects of muscle fatigue on shoulder joint position sense. *Am J Sports Med*. 26:262-265.
- Carpenter MG, Frank JS, Winter DA, Peysar GW (2001) Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait Posture*. 13:35-40.
- Cathers I, Day BL, Fitzpatrick RC (2005) Otolith and canal reflexes in human standing. *J Physiol*. 563:229-234.
- Cenciarini M, Peterka RJ (2006) Stimulus-dependent changes in the vestibular contribution to human postural control. *J Neurophysiol*. 95:2733-2750.

- Chenu O, Cuisinier R, Pinsault N, Demongeot J, Payan Y, Vuillerme N (2008) Effects of visual, audio and tongue tactile sensory substitution systems for the control of buttock pressures in seated posture. 5th International Posture Symposium "Translation of posture mechanisms for rehabilitation", Smolenice Castle (Slovakia).
- Chiari L, Bertani A, Cappello A (2000) Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters. *Hum Mov Sci.* 19:817-842.
- Chiari L, Dozza M, Cappello A, Horak FB, Macellari V, Giansanti D (2005) Audio-biofeedback for balance improvement: an accelerometry-based system. *IEEE Trans Biomed Eng.* 52:2108-2111.
- Chiari L, Rocchi L, Cappello A (2002) Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 17:666-677.
- Chow DH, Holmes AD, Lee CK, Sin SW (2006) The effect of prosthesis alignment on the symmetry of gait in subjects with unilateral transtibial amputation. *Prosthet Orthot Int.* 30:114-128.
- Collins CC & Bach-y-Rita P (1973) Transmission of pictorial information through the skin. *Advances in Biological Medicine and Physiology*, 14:285-315.
- Collins JJ & De Luca CJ (1993) Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res.* 95:308-318.
- Collins JJ, De Luca CJ, Pavlik AE, Roy SH, Emley MS (1995) The effects of spaceflight on open-loop and closed-loop postural control mechanisms: human neurovestibular studies on SLS-2. *Exp Brain Res.* 107:145-150.
- Corbeil P, Blouin JS, Teasdale N (2004) Effects of intensity and locus of painful stimulation on postural stability. *Pain* 108:43-50.
- Corriveau H, Prince F, Hébert R, Raïche M, Tessier D, Maheux P, Ardilouze JL (2000) Evaluation of postural stability in elderly with diabetic neuropathy. *Diabetes Care* 23:1187-91
- Couillandre A, Duque Ribeiro MJ, Thoumie P, Portero P (2008) Changes in balance and strength parameters induced by training on a motorised rotating platform: a study on healthy subjects. *Ann Readapt Med Phys.* 51:59-73.
- Curthoys IS (2000) Vestibular compensation and substitution. *Curr Opin Neurol.* 13:27-30.
- Darques JL & Jammes Y (1997). Fatigue-induced changes in group IV muscle afferent activity: differences between high- and low-frequency electrically induced fatigues. *Brain Res* 750:147-154.
- Dault MC, De Haart M, Geurts AC, Arts IM, Nienhuis B (2003) Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients. *Hum Mov Sci.* 22:221-236.
- Davide C, Roldano C, Pierpaolo M, Giorgio S (2005) Computerized assessment of voluntary control in the shift of the center of pressure: a pilot study. *Neurorehabil Neural Repair.* 14:119-126.
- Davidson BS, Madigan ML, Nussbaum MA (2004) Effects of lumbar extensor fatigue and fatigue rate on postural sway. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 93:183-189.
- Day BL, Guerraz M, Cole J (2002) Sensory interactions for human balance control revealed by galvanic vestibular stimulation. *Adv Exp Med Biol.* 508:129-137.
- De Haart M, Geurts A, Dault M, Nienhuis B, Duysens J (2005) Restoration of weight-shifting capacity in patients with postacute stroke: A rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med Rehabil.* 86:755-762.
- De Luca CJ (1984) Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng.* 11:251-279.
- De Waele C, MBongo F, Kerhuel L, Tran Ba Huy P (2005) Intérêt diagnostique de la posturographie dynamique dans les pathologies vestibulaires périphériques uni- et bilatérales. 8^{ème} Congrès de la Société Internationale de Réhabilitation Vestibulaire, Lyon (France), Mai.
- Décret n°96-879 du 8 octobre 1996.
- Delignières D, Deschamps T, Legros A, Caillou N (2003) A methodological note on nonlinear time series analysis: is the open- and closed-loop model of Collins and De Luca (1993) a statistical artifact? *J Mot Behav.* 35:86-97.

- Delignières D, Torre K, Lemoine L, Bernard P (2006) Quelles informations peut-on réellement tirer du signal stabilométrique? In P. Rougier & M. Lacour (Eds.), *Posture et équilibre. De Marey à nos jours: un siècle de recherches sur la posture et le mouvement*. Marseille : Solal, pp. 165-178.
- Della Volpe R, Popa T, Ginanneschi F, Spidalieri R, Mazzocchio R, Rossi A (2006) Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait Posture* 24:349-355.
- Diener HC, Dichgans J, Bacher M, Gompf B (1984a) Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 57:134-142.
- Diener HC, Dichgans J, Guschlbauer B, Mau H (1984b) The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain Res*. 296:103-109.
- Dolan KJ & Green A (2006) Lumbar spine reposition sense: the effect of a 'slouched' posture. *Man Ther*. 11:202-207.
- Doyle RJ, Hsiao-Weckler ET, Ragan BG, Rosengren KS (2007) Generalizability of centre of pressure measures in quiet standing. *Gait Posture*. 25:166-171.
- Doyle TL, Newton RU, Burnett AF (2005) Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance centre of pressure in young, healthy people. *Arch Phys Med Rehabil*. 86:2034-2040.
- Dozza M (2006) *Biofeedback Systems for Human Postural Control : a method for understanding sensory integration and improving motor training*. Thèse de Doctorat de l'Université de Bologne, sous la direction de Cappello A, Chiari L & Horak FB.
- Dozza M, Chiari L, Chan B, Rocchi L, Horak FB, Cappello A (2005a) Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway. *J Neuroeng Rehabil*. 31;2:13.
- Dozza M, Chiari L, Horak FB (2005b) Audio-biofeedback improves balance in patients with bilateral vestibular loss., *Arch Phys Med Rehab*. 86:1401-1403.
- Dozza M, Horak FB, Chiari L (2007) Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance. *Exp Brain Res*. 178:37-48.
- Duclos C, Roll R, Kavounoudias A, Mongeau JP, Roll JP, Forget R (2008) Postural changes after sustained neck muscle contraction in persons with a lower leg amputation. *J Electromyogr Kinesiol*. In press.
- Duclos C, Roll R, Kavounoudias A, Roll JP, Forget R (2007) Vibration-induced post-effects: a means to improve postural asymmetry in lower leg amputees? *Gait Posture*. 26:595-602.
- Duffau H (2006) Brain plasticity: from pathophysiological mechanisms to therapeutic applications. *J Clin Neurosci*. 13:885-897.
- Dzurková O, Hlavacka F (2007) Velocity of body lean evoked by leg muscle vibration potentiate the effects of vestibular stimulation on posture. *Physiol Res*. 56:829-832.
- Ebrahimzadeh MH & Rajabi MT (2007) Long-term outcomes of patients undergoing war-related amputations of the foot and ankle. *J Foot Ankle Surg*. 46:429-433.
- Edwards RHT (1981) Human muscle function and fatigue. In: *Human Muscle Fatigue: Physiological Mechanisms*. Porter R, Whelan J, eds. London, England: Pitman Medical, pp 1-18.
- Ekh Dahl C, Jarnlo G, Andersson S (1989) Standing balance in healthy subjects. *Scand J Rehabil Med*. 21:187-195.
- Eklund G (1972) General features of vibration-induced effects on balance. *Ups J Med Sci*. 77:112-124.
- Enoka RM & Duchateau J (2008) Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J Physiol*. 586:11-23.
- Era P & Heikkinen E (1985) Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. *J Gerontol*. 40:287-295.
- Essick GK, Chen CC, Kelly DG (1999) A letter-recognition task to assess lingual tactile acuity. *J Oral Maxillofac Surg*. 57:1324-1330.
- Fardeau M (2000) *Personnes handicapées : Analyse comparative et prospective du système de prise en charge*. Rapport ministériel remis au Ministre de l'Emploi et de la Solidarité et au Secrétaire d'Etat à la Santé, à l'Action Sociale et aux Handicaps.

Références bibliographiques

- Fardeau M (2004) Structuration de la recherche sur le handicap en France - Note d'Orientation. Rapport ministériel remis au Ministre de la Recherche et des Nouvelles Technologies.
- Farina D, Madeleine P, Graven-Nielsen T, Merletti R, Arendt-Nielsen L (2002) Standardising surface electromyogram recordings for assessment of activity and fatigue in the human upper trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol.* 86:469-478.
- Femery VG, Moretto PG, Hespel JMG, Thevenon A, Linsel G (2004) A real-time plantar pressure feedback device for foot unloading. *Arch Phys Med Rehabil.* 85:1724-1728.
- Ferdjallah M, Harris GF, Wertsch JJ (1999) Instantaneous postural stability characterization using time-frequency analysis. *Gait Posture.* 10:129-134.
- Fermanian J (2005) Validation des échelles d'évaluation en médecine physique et de réadaptation : comment apprécier correctement leurs qualités psychométriques. *Ann réad méd phys.* 48: 281-287.
- Fernie GR & Holliday PJ (1978) Postural sway in amputees and normal subjects. *J Bone Joint Surg.* 60:895-898.
- Fitzpatrick R, Burke D, Gandevia SC (1994) Task-dependent reflex responses and movement illusions evoked by galvanic vestibular stimulation in standing humans. *J Physiol.* 478:363-372.
- Fitzpatrick R, McCloskey DI (1994) Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *J Physiol.* 478:173-186.
- Fleiss JL (1986) Reliability of measurement. In: *The design and analysis of clinical experiments.* Wiley, New York, 1-32.
- Floyd WF & Silver PH (1955) The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol (Lond)* 129:184-203
- Fortin L, Raymond D, Raynauld JP, Leclaire R (1996) L'évaluation de la fiabilité et de la validité d'un instrument de mesure. *J Readapt Med.* 16:112-118.
- Fransen M, Crosbie J, Edmonds J (1997) Reliability of gait measurements in people with osteoarthritis of the knee. *Phys Ther.* 77:944-953.
- Fransson PA, Gomez S, Patel M, Johansson L (2007) Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on firm and foam support surfaces. *Eur J Appl Physiol.* 101:81-89.
- Fujita T, Nakamura S, Ohue M, Fujii Y, Miyauchi A, Takagi Y, Tsugeno H (2005) Effect of age on body sway assessed by computerized posturography. *J Bone Miner Metab.* 23:152-156.
- Gagey PM, Baron JB, Ushio N (1980) Introduction à la posturologie clinique. *Agressologie.* 21:119-123.
- Gagey PM, Martinerie J, Pezard L, Benaim C (1998) L'équilibre statique est contrôlé par un système dynamique non-linéaire. *Ann. Oto-Laryngol.* 115:161-168.
- Gagey PM, Weber B, Bonnier L, Boquet J, Ferrey G, Guillaume P, Marucchi C, Toupet M, Villeneuve Ph, Zamfiresco F (1995) Posturologie : Régulation et dérèglements de la station debout. Ed Masson. Col Bois-Larris.
- Gandevia SC (2001) Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev.* 81:1725-1789.
- Gandevia SC, Enoka RM, McComas AJ, Stuart DG, Thomas CK (1995) Neurobiology of muscle fatigue. Advances and issues. *Adv Exp Med Biol.* 384:515-525.
- Gandevia SC, Refshauge KM, Collins DF (2002) Proprioception: peripheral inputs and perceptual interactions. *Adv Exp Med Biol.* 508:61-68.
- Garland S (1991). Role of small diameter afferents in reflex inhibition during human muscle fatigue. *J Physiol* 435:547-558.
- Gassner K, Einsiedel T, Linke M, Görlich P, Mayer J (2007) Does mental training improve learning to walk with an above-knee prosthesis? *Orthopade.* 36:673-678.
- Gauthier-Gagnon C, St-Pierre D, Drouin G, Riley E (1986) Augmented feedback in the early training of standing balance of below-knee amputees. *Physiotherapy Canada.* 38:137-142.
- Genthon N & Rougier P (2003) Contribution relative de chacun des appuis dans le contrôle de la station debout non perturbée. *Innovation et Technologie en Biologie et Médecine-RBM,* 24, 238-247.

- Genthon N & Rougier P (2005) Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *J Biomech.* 38:2037-2049.
- Genthon N (2006) Déficience unilatérale et adaptation de la fonction posturale : Rôle de chacun des appuis dans le maintien de la station debout. Thèse de Doctorat de l'Université de Savoie, sous la direction de Rougier P.
- Genthon N, Rougier P, Gissot AS, Froger J, Pélissier J, Pérennou D (2008) Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. *Stroke.* 39:1793-1799.
- Geurts AC & Mulder TW (1992) Reorganisation of postural control following lower limb amputation: Theoretical considerations and implications for rehabilitation. *Physiother Theory Pract.* 8:145-157.
- Geurts AC, Nienhaus B, Mulder TW (1993) Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Arch Phys Med Rehabil.* 74:1140-1150.
- Ghisolfi J (2002) Médecine basée sur les preuves et médecine basée sur le bon sens : s'agit-il de deux notions antinomiques. Journée de Techniques Avancées (http://www.lesjta.com/article.php?ar_id=458).
- Gill KP & Callaghan MJ (1998) The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without LBP. *Spine* 23:371-377.
- Gill S & McBurney H (2008) Reliability of performance-based measures in people awaiting joint replacement surgery of the hip or knee. *Physiother Res Int.* 13:141-152.
- Givoni NJ, Pham T, Allen TJ, Proske U (2007) The effect of quadriceps muscle fatigue on position matching at the knee. *J Physiol.* 584:111-119.
- Goldie PA, Bach TM, Evans OM (1989) Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil.* 70:510-517.
- Gollhofer A, Horstmann GA, Berger W, Dietz V (1989) Compensation of translational and rotational perturbations in human posture: stabilization of the centre of gravity. *Neurosci Lett.* 105:73-78.
- Gorelick M, Brown JM, Groeller H (2003) Short-duration fatigue alters neuromuscular coordination of trunk musculature: implications for injury. *Appl Ergon.* 34:317-25.
- Gosselin G, Rassoulain H, Brown I (2004) Effects of neck extensor muscles fatigue on balance. *Clin Biomech* 19:473-479.
- Granata KP & Gottipati P (2008) Fatigue influences the dynamic stability of the torso. *Ergonomics.* 51:1258-71.
- Grappe F (2005) Cyclisme et Optimisation de la Performance. Edition De Boeck , Collection Science et Pratique du Sport. Paris, Juin 448 pages.
- Gregoric M, Tayeka T, Baron JB, Bessineton JC (1978) Influence of vibration of neck muscles on balance control in man. *Agressologie* 19:37-38.
- Grossman RC (1964) Sensory innervation of the oral mucosa: a review. *J South Calif State Dent Assoc.* 32:128-133.
- Groupe MPR Rhône-Alpes et FEDMER (2002) Critères de prise en charge en Médecine Physique et de Réadaptation. (www.cofemer.fr/UserFiles/File/criteres.pdf).
- Gu MJ, Schultz AB, Shepard NT, Alexander NB (1996) Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: dynamics. *J Biomech.* 29:319-29.
- Guerraz M, Bronstein AM (2008) Mechanisms underlying visually induced body sway. *Neurosci Lett* 443:12-6.
- Guerraz M, Sakellari V, Burchill P, Bronstein AM (2000) Influence of motion parallax in the control of spontaneous body sway. *Exp Brain Res.* 131:244-252.
- Hafström A, Fransson PA, Karlberg M, Ledin T, Magnusson M (2002) Visual influence on postural control, with and without visual motion feedback. *Acta Otolaryngol* 122:392-397.
- Hageman PA, Leibowitz JM, Blanke D (1995) Age and gender effects on postural control measures. *Arch Phys Med Rehabil.* 76:961-965.
- Hall CD & Cox LC (2009) The role of vestibular rehabilitation in the balance disorder patient. *Otolaryngol Clin North Am.* 42:161-169.

- Hall CD, Woollacott MH, Jensen JL (1999) Age-related changes in rate and magnitude of ankle torque development: implications for balance control. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 54:M507-13.
- Hallpike CS (1956) The caloric tests. *J Laryngol Otol.* 70:15-28.
- Hamaoui A, Do MC, Bouisset S (2004) Postural sway increase in low back pain subjects is not related to reduced spine range of motion. *Neurosci Lett.* 357:135-8.
- Harringe ML, Halvorsen K, Renström P, Werner S (2008) Postural control measured as the center of pressure excursion in young female gymnasts with low back pain or lower extremity injury. *Gait Posture.* 28:38-45.
- Hasselkus BR, Shambes GM (1975) Aging and postural sway in women. *J Gerontol.* 30:661-667.
- Haute Autorité de Santé (2006) Analyse métrologique de la posture, de la locomotion et/ou des gestuelles chez un patient polydéficient ou monodéficient. Demande d'inscription à la CCAM, 22 Novembre.
- Hayward L, Wesselmann U, Rymer WZ (1991) Effects of muscle fatigue on mechanically sensitive afferents of slow conduction velocity in the cat triceps surae. *J Neurophysiol.* 65:360-70.
- Hegeman J, Honegger F, Kupper M, Allum JH (2005) The balance control of bilateral peripheral vestibular loss subjects and its improvement with auditory prosthetic feedback. *J Vestib Res.* 15:109-117.
- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Hägg G, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug G (1999) SENIAM 8: European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and Development, The Netherlands.
- Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson BM, Roxendal G (1994) Standing balance in trans-tibial amputees following vascular disease or trauma: a comparative study with healthy subjects. *Prosthet Orthot Int.* 18:150-8.
- Hiemstra LA, Lo IK, Fowler PJ (2001) Effect of fatigue on knee proprioception: implications for dynamic stabilization. *J Orthop Sports Phys Ther.* 31:598-605.
- Hillier SL & Hollohan V (2007) Vestibular rehabilitation for unilateral peripheral vestibular dysfunction. *Cochrane Database Syst Rev.* 4:CD005397.
- Hirvonen M, Aalto H, Hirvonen TP (2005) Postural control after vestibular schwannoma resection measured with visual feedback posturography. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 67:335-339.
- Hlavacka F, Krizková M, Horak FB (1995) Modification of human postural response to leg muscle vibration by electrical vestibular stimulation. *Neurosci Lett.* 189:9-12.
- Hlavačková P, Pinsault N, Janura M, Vuillerme N (2009) How vision modifies upright stance control in unilateral lower limb amputees. Satellite PreConference, Pavia, XIX ISPGR Congress, June.
- Horak FB & Hlavacka F (2001) Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *J Neurophysiol.* 86:575-585.
- Horak FB & Macpherson JM (1996) Postural orientation and equilibrium. In: Shepard J, Rowell L (eds) *Exercise: regulation and integration of multiple systems.* (Handbook of physiology, Sect 12) Oxford University Press, New York, 255-292.
- Horak FB, Nashner LM, Diener HC (1990) Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res.* 82:167-177.
- Horak FB, Shupert CL, Mirka A (1989) Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging.* 10:727-738.
- Hufschmidt A, Dichgans J, Mauritz KH, Hufschmidt M (1980) Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications. *Arch Psychiatr Nervenkr.* 228:135-150.
- Hunter IW & Kearney RE (1981) Respiratory components of human postural sway. *Neurosci. Lett.* 25:155-159.
- Isableu B & Vuillerme N (2006) Differential integration of kinaesthetic signals to postural control. *Exp Brain Res.* 174:763-768.
- Isableu B, Ohlmann T, Cremieux J, Amblard B (1997) Selection of spatial frame of reference and postural control variability. *Exp Brain Res.* 114:584-589.
- Isakov E, Mizrahi J, Ring H, Susak Z, Hakim N (1992) Standing sway and weight-bearing distribution in people with below-knee amputations. *Arch Phys Med Rehabil.* 73:174-178.

- Ivanenko YP, Talis VL, Kazennikov OV (1999) Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans. *Eur J Neurosci.* 11:647-54.
- Ivers RQ, Mitchell P, Cumming RG (2000) Visual function tests, eye disease and symptoms of visual disability: a population-based assessment. *Clin Experiment Ophthalmol.* 28:41-47.
- Jackson RT & Epstein CM (1991) Effect of head extension on equilibrium in normal subjects. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 100:63-67.
- Jeka JJ & Lackner JR (1994) Fingertip contact influences human postural control. *Exp Brain Res.* 100:495-502.
- Jeka JJ & Lackner JR (1995) The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. *Exp Brain Res.* 103:267-276.
- Jeka JJ, Oie KS, Kiemel T (2008) Asymmetric adaptation with functional advantage in human sensorimotor control. *Exp Brain Res.* 191:453-463.
- Jeong BY (1991) Respiration effect on standing balance. *Arch Phys Med Rehabil.* 72:642-645.
jmschlenker.googlepages.com/valorisation3.pdf
- Johansson RS & Westling G (1984) Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects. *Exp Brain Res.* 56:550-64.
- Johnston RB 3rd, Howard ME, Cawley PW, Losse GM (1998) Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Med Sci Sports Exerc.* 30:1703-1707.
- Juntunen J, Ylikoski J, Ojala M, Matikainen E, Ylikoski M, Vaheri E (1987) Postural body sway and exposure to high-energy impulse noise. *Lancet.* 11:261-264.
- Kaczmarek KA & Bach-y-Rita P (1995) Tactile displays. In: W Barfield, T Furness (eds): *Virtual environments and advanced interface design.* Oxford University Press, New York, 349-414.
- Kahneman D (1973). *Attention and effort.* Englewood Cliffs, NJ, Prentice-Hall.
- Kapoula Z & Lê TT (2006) Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects. *Exp Brain Res.* 173:438-445.
- Kapteyn TS (1972) The stabilogram measurement techniques. *Agressologie.* 13:75-78.
- Kapteyn TS, Bles W, Njikiktjien CJ, Kodde L, Massen CH, Mol JM (1983) Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie.* 24:321-326.
- Karlberg M (1995) *The neck and human balance.* Dissertation. Lund: University Hospital.
- Karlberg M, Persson L, Magnusson M (1995) Reduced postural control in patients with chronic cervicobrachial pain syndrome. *Gait Posture* 3:241-249.
- Kavounoudias A, Roll R, Roll JP (1998) The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. *Neuroreport.* 9:3247-3252.
- Kavounoudias A, Roll R, Roll JP (1999) Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles. *Neurosci Lett.* 266:181-184.
- Kay D, St Clair Gibson A, Mitchell MJ, Lambert MI, Noakes TD (2000) Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions *J Electromyogr Kinesiol.* 10:425-431
- Kentala E, Vivas J, Wall C (2003) Reduction of postural sway by use of a vibrotactile balance prosthesis prototype in subjects with vestibular deficits. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 112:404-409.
- Kinney LaPier TL, Liddle S, Bain C (1997) A comparison of static and dynamic standing balance in older men versus women. *Physiotherapy Canada.* 49:207-213.
- Kirby RL, Price NA, MacLeod DA (1987) The influence of foot position on standing balance. *J Biomech.* 20:423-427.
- Kluzik J, Horak FB, Peterka RJ (2005) Differences in preferred reference frames for postural orientation shown by after-effects of stance on an inclined surface. *Exp Brain Res.* 162:474-489.
- Kogler A, Lindfors J, Odkvist LM, Ledin T (2000) Postural stability using different neck positions in normal subjects and patients with neck trauma. *Acta Otolaryngol.* 120:151-155.

Références bibliographiques

- Kollegger H, Baumgartner C, Wöber C, Oder W, Deecke L (1992) Spontaneous body sway as a function of sex, age, and vision: posturographic study in 30 healthy adults. *Eur Neurol.* 32:253-259.
- Koskimies K, Sutinen P, Aalto H, Starck J, Toppila E, Hirvonen T, Kaksonen R, Ishizaki H, Alaranta H, Pyykko I (1997) Postural stability, neck proprioception and tension neck. *Acta Otolaryngol Suppl* 529:95-97.
- Kumar S (2001) Theories of musculoskeletal injury causation. *Ergonomics.* 44:17-47.
- Kuo AD, Speers RA, Peterka RJ, Horak FB (1998) Effect of altered sensory conditions on multivariate descriptors of human postural sway. *Exp Brain Res.* 122:185-95.
- Kupers R & Ptito M (2004) « Seeing » through the tongue: cross-modal plasticity in the congenitally blind. *International Congress Series.* 1270:79-84.
- Kupers R, Fumal A, Maertens de Noordhout A, Gjedde A, Schoenen J, Ptito M (2006) Transcranial magnetic stimulation of the visual cortex induces somatotopically organized qualia in blind subjects. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America.* 103:13256-13260.
- Lackner JR & DiZio P (2005) Vestibular, proprioceptive, and haptic contributions to spatial orientation. *Annu Rev Psychol.* 56:115-147.
- Lackner JR & Levine MS (1979) Changes in apparent body orientation and sensory localization induced by vibration of postural muscles: vibratory myesthetic illusions. *Aviat Space Environ Med.* 50:346-354.
- Lacour M (2007) Restauration des fonctions vestibulaires : mécanismes neurobiologiques et implications cliniques. In: Borel L & Lacour M (Eds.). *Contrôle postural et représentations spatiales. De la neurobiologie à la clinique.* Solal, éditeur, Marseille, pp 19-33.
- Lacour M, Barthelemy J, Borel L, Magnan J, Xerri C, Chays A, Ouaknine M (1997) Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurotomy. *Exp Brain Res.* 115:300-310.
- Lacquanti F, Le Taillanter M, Lopiano L, Maioli C (1990) The control of limb geometry in cat posture. *J Physiol.* 426:177-192.
- Lafond D, Duarte M, Prince F (2004) Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *J Biomech.* 37:1421-1426.
- Laitinen A, Koskinen S, Härkänen T, Reunanen A, Laatikainen L, Aromaa A (2005) A nationwide population-based survey on visual acuity, near vision, and self-reported visual function in the adult population in Finland. *Ophthalmology.* 112:2227-2237.
- Lajoie Y (2004) Effect of computerized feedback postural training on posture and attentional demands in older adults. *Aging Clin Exp Res.* 16:363-368.
- Lajoie Y, Teasdale N, Cole JD, Burnett M, Bard C, Fleury M, Forget R, Paillard J, Lamarre Y (1996) Gait of a deafferented subject without large myelinated sensory fibers below the neck. *Neurology.* 47:109-115.
- Lambrey S & Berthoz A (2003) Combination of conflicting visual and non-visual information for estimating actively performed body turns in virtual reality. *Int J Psychophysiol.* 50:101-115.
- Larsson B, Sjøgaard K, Rosendal L (2007) Work related neck-shoulder pain: a review on magnitude, risk factors, biochemical characteristics, clinical picture and preventive interventions. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 21:447-63.
- Latash ML & Anson JG (2006) Synergies in health and disease: relations to adaptive changes in motor coordination. *Phys Ther.* 86:1151-1160.
- Lattanzio PJ, Petrella RJ, Sproule JR, Fowler PJ (1997) Effects of fatigue on knee proprioception. *Clin J Sport Med.* 7:22-27.
- Le Clair K & Riach C (1996) Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clin Biomech.* 11:176-178.
- Lê TT & Kapoula Z (2006) Distance impairs postural stability only under binocular viewing. *Vision Res.* 46:3586-3593.
- Lê TT & Kapoula Z (2008) Role of ocular convergence in the Romberg quotient. *Gait Posture.* 27:493-500.
- Lecomte D (2003) Aides techniques - Situation actuelle, données économiques, proposition de classification et de prise en charge. Rapport ministériel remis au Secrétaire d'Etat chargé des Personnes handicapées

Références bibliographiques

- Ledin T, Fransson PA, Magnusson M (2004) Effects of postural disturbances with fatigued triceps surae muscles or with 20% additional body weight. *Gait Posture*. 19:184-193.
- Ledin T, Hafström A, Fransson PA, Magnusson M (2003) Influence of neck proprioception on vibration-induced postural sway. *Acta Otolaryngol*. 123:594-599.
- Lee D & Aronson E (1974) Visual proprioceptive control of standing in human infants. *Percept Psychophys*. 15:529-532.
- Lee HM, Liao JJ, Cheng CK, Tan CM, Shih JT (2003) Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. *Clin Biomech* 18:843-847.
- Lee HY, Teng CC, Chaib HM, Wang SF (2006) Test-retest reliability of cervicocephalic kinesthetic sensibility in three cardinal planes. *Man Ther* 11:61-68.
- Lee MY, Lin CF, Soon KS (2007) Balance control enhancement using sub-sensory stimulation and visual-auditory biofeedback strategies for amputee subjects. *Prosthet Orthot Int*. 31:342-352.
- Leitner C, Mair P, Paul B, Wick F, Mittermaier C, Sycha T, Ebenbichler G (2007) Reliability of posturographic measurements in the assessment of impaired sensorimotor function in chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. Sous presse.
- Lekhel H, Popov K, Anastasopoulos D, Bronstein A, Bhatia K, Marsden CD, Gresty M (1997) Postural responses to vibration of neck muscles in patients with idiopathic torticollis. *Brain*. 120:583-591.
- Lenay C, Gapenne O, Hanneton S, Marque C, Genouëlle C (2000) La substitution sensorielle : Limites et perspectives. In : Hatwell Y., Streri A, Gentaz E. (Eds). *Toucher pour Connaître. Psychologie Cognitive de la Perception Tactile Manuelle*. Paris, PUF, 287-306.
- Leplège A & Coste J (2002) Mesure de la santé perceptuelle et de la qualité de vie : méthodes et applications: méthodes et applications. *Estem De Boeck*.
- Loader B, Gruther W, Mueller CA, Neuwirth G, Thurner S, Ehrenberger K, Mittermaier C (2007) Improved postural control after computerized optokinetic therapy based on stochastic visual stimulation in patients with vestibular dysfunction. *J Vestib Res*. 17:131-136.
- Lopez C, Lacour M, Léonard J, Magnan J, Borel L (2008) How body position changes visual vertical perception after unilateral vestibular loss. *Neuropsychologia*. 46:2435-2440.
- Lord SR, Menz HB (2000) Visual contribution to postural stability on older adults. *Gerontology*. 46:306-10.
- MacDougall HG, Moore ST, Curthoys IS, Black FO (2006) Modeling postural instability with Galvanic vestibular stimulation. *Exp Brain Res*. 172:208-220.
- Madeleine P, Prietzel H, Svarrer H, Arendt-Nielsen L (2004) Quantitative posturography in altered sensory conditions - A way to assess balance instability in patients with chronic whiplash injury. *Arch Phys Med Rehabil* 85:432-438.
- Madigan ML, Davidson BS, Nussbaum MA (2006) Postural sway and joint kinematics during quiet standing are affected by lumbar extensor fatigue. *Hum Mov Sci*. 25:788-799.
- Maffey-Ward L, Jull G, Wellington L (1996) Toward a clinical test of lumbar spine kinesthesia. *J Orthop Sports Phys Ther*. 24:354-8.
- Magnusson M, Andersson G, Gomez S, Johansson R, Mårtensson A, Karlberg M, Fransson PA (2006) Cervical muscle afferents play a dominant role over vestibular afferents during bilateral vibration of neck muscles. *J Vestib Res*. 16:127-36.
- Maki BE, Holliday PJ, Fernie GR (1990) Aging and postural control. A comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. *J Am Geriatr Soc*. 38:1-9.
- Marigold DS, Eng JJ (2006) The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait Posture*. 23:249-255.
- Massion J (1994) Postural control system. *Curr Opin Neurobiol*. 4: 877-87.
- Massion J, Amblard B, Assaiante C, Mouchnino L, Vernazza S (1998) Body orientation and control of coordinated movements in microgravity. *Brain Res Brain Res Rev*. 28: 83-91.
- Massion J, Popov K, Fabre JC, Rage P, Gurfinkel V (1997) Is the erect posture in microgravity based on the control of trunk orientation or center of mass position? *Exp Brain Res*. 114: 384-9.

- Mattacola CG, Lebsack DA, Perrin DH (1995) Intertester Reliability of Assessing Postural Sway Using the Chattecx Balance System. *J Athl Train.* 30:237-242.
- Maurer C, Mergner T, Bolha B, Hlavacka F (2001) Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles. *Neurosci Lett.* 302:45-48.
- Maurer C, Mergner T, Peterka RJ (2006) Multisensory control of human upright stance. *Exp Brain Res.* 171:231-250.
- Mbongo F, Qu'hen C, Vidal PP, Tran Ba Huy P, de Waele C (2008) Role of Vestibular Input in Triggering and Modulating Postural Responses in Unilateral and Bilateral Vestibular Loss Patients. *Audiol Neurootol.* 14:130-138.
- McClenaghan BA, Williams HG, Dickerson J, Dowda M, Thombs L, Eleazer P (1996) Spectral characteristics of aging postural control. *Gait Posture.* 4:112-121.
- McKeon PO & Hertel J (2007a) Diminished plantar cutaneous sensation and postural control. *Percept Mot Skills.* 104:56-66.
- McKeon PO & Hertel J (2007b) Plantar hypoesthesia alters time-to-boundary measures of postural control. *Somatosens Mot Res.* 24:171-177.
- McKeon PO & Hertel J (2008) Spatiotemporal postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. *BMC Musculoskelet Disord.* 9:76.
- McNevin NH, Shea CH, Wulf G (2003) Increasing the distance of an external focus of attention enhances learning. *Psychol Res.* 67:22-29.
- Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC (2006) A tactile stimulus applied to the leg improves postural stability in young, old and neuropathic subjects. *Neurosci Lett.* 406:23-6.
- Mesure S & Lamendin H (2001) Posture : Définition, bases neurophysiologiques, apprentissage et rééducation. In : Posture, pratique sportive et rééducation. Masson, Paris.
- Mesure S, Pellas F, Delarque A, Crémieux J (1993) Contrôle visuel de la posture et entraînement. In : Posture, équilibre et médecine de rééducation. Ed Péliissier, Brun, Enjalbert. Masson, Paris, pages 33-41.
- Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ (2004a) The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res.* 156: 505-512
- Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ (2004b) Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Exp Brain Res.* 157: 526-536.
- Michaelson P, Michaelson M, Jaric S, Latash ML, Sjolander P, Djupsjobacka M (2003) Vertical posture and head stability in patients with chronic neck pain. *J Rehabil Med* 35:229-235.
- Mientjes MIV & Frank JS (1999) Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. *Clin Biomechanics* 14:710-716.
- Miranda H, Punnett L, Viikari-Juntura E, Heliövaara M, Knekt P (2008) Physical work and chronic shoulder disorder. Results of a prospective population-based study. *Ann Rheum Dis.* 67:218-23.
- Moberg E (1983) The role of cutaneous afferents in position sense, kinaesthesia, and motor function of the hand. *Brain.* 106:1-19.
- Monaghan K, Delahunt E, Caulfield B (2007) Increasing the number of gait trial recordings maximises intrarater reliability of the CODA motion analysis system. *Gait Posture.* 25:303-315.
- Mouchnino L, Aurenty R, Massion J, Pedotti A (1992) Coordination between equilibrium and head-trunk orientation during leg movement: a new strategy build up by training. *J Neurophysiol.* 67:1587-98.
- Mouchnino L, Cincera M, Fabre JC, Assaiante C, Amblard B, Pedotti A, Massion J (1996) Is the regulation of the center of mass maintained during leg movement under microgravity conditions? *J Neurophysiol.* 76:1212-1223.
- Nadollek H, Brauer S, Isles R (2002) Outcomes after trans-tibial amputation: the relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait. *Physiother Res Int.* 7:203-214.
- Nardone A, Galante M, Pareyson D, Schieppati M (2007) Balance control in Sensory Neuron Disease. *Clin Neurophysiol.* 118:538-550.

- Nashner LM & Wolfson P (1974). Influence of head position and proprioceptive cues on short latency postural reflexes evoked by galvanic vestibular stimulation of the human labyrinth. *Brain Res.* 67, 255-268.
- Nashner LM (1976) Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp Brain Res.* 26:59-72.
- Nashner LM, Black FO, Wall C (1982) Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *J Neurosci.* 2:536-44.
- Nelson DL & Hutton RS (1985) Dynamic and static stretch responses in muscle spindle receptors in fatigued muscle. *Med Sci Sports Exerc.* 17:445-450.
- Newcomer KL, Laskowski ER, Yu B, Johnson JC, An KN (2000) Differences in repositioning error among patients with low back pain compared with control subjects. *Spine* 25:2488-2493.
- Noda M & Demura S (2006) Comparison of quantitative analysis and fractal analysis of center of pressure based on muscle fatigue. *Percept Mot Skills.* 102:529-542.
- Norme ISO 9241-18.
- Nougier V, Bard C, Fleury M, Teasdale N (1997) Contribution of central and peripheral vision to regulation of stance. *Gait Posture.* 5:34-41.
- Nougier V, Bard C, Fleury M, Teasdale N (1998) Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance: developmental aspects. *J Exp Child Psychol.* 68:202-215.
- Oie KS, Kiemel T, Jeka JJ (2002) Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Brain Res Cogn Brain Res.* 14:164-176.
- Ojala M, Matikainen E, Juntunen J (1989) Posturography and the dizzy patient: a neurological study of 133 patients. *Acta Neurol Scand.* 80:118-122.
- Okubo J, Watanabe I, Baron JB (1980) Study on influences of the plantar mechanoreceptor on body sways. *Agressologie.* 21:61-69.
- Oppenheim U, Kohen-Raz R, Alex D, Kohen-Raz A, Azarya M (1999) Postural characteristics of diabetic neuropathy. *Diabetes Care.* 22:328-332.
- Ostergren PO, Hanson BS, Balogh I, Ektor-Andersen J, Isacsson A, Orbaek P, Winkel J, Isacsson SO, Malmö Shoulder Neck Study Group (2005) Incidence of shoulder and neck pain in a working population: effect modification between mechanical and psychosocial exposures at work? Results from a one year follow up of the Malmö shoulder and neck study cohort. *J Epidemiol Community Health.* 59:721-8.
- Pai YC & Patton JL (1997) Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech.* 30:347-354.
- Paillard J (1971) Les déterminants moteur de l'organisation dans l'espace. *Cahiers de psychologie.* 14: 261-316.
- Palluel, E, Nougier V, Olivier I (2008) Do spike insoles enhance postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in elderly? *Age.* 30:53-61.
- Paolaggi JB, Coste J, Auquier L (2001) *Le raisonnement médical, de la science à la pratique clinique: De la science à la pratique clinique.* Estem (Ed). 268 pages.
- Paschalis V, Nikolaidis MG, Giakas G, Jamurtas AZ, Pappas A, Koutedakis Y (2007) The effect of eccentric exercise on position sense and joint reaction angle of the lower limbs. *Muscle Nerve.* 35:496-503.
- Patel M, Fransson PA, Lush D, Gomez S (2008a) The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait Posture.* 28:649-656.
- Patel M, Fransson PA, Lush D, Petersen H, Magnusson M, Johansson R, Gomez S (2008b) The effects of foam surface properties on standing body movement. *Acta Otolaryngol.* 128:952-960.
- Patton JL, Pai YC, Lee WA (1999) Evaluation of a model that determines the stability limits of dynamic balance. *Gait Posture.* 9:38-49.
- Paulus W, Straube A, Brandt T (1984) Visual stabilization of posture: Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain.* 107:1143-1163.
- Paulus W, Straube A, Brandt TH (1987) Visual postural performance after loss of somatosensory and vestibular function. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 50:1542-1545.

- Paulus W, Straube A, Krafczyk S, Brandt T (1989) Differential effects of retinal target displacement, changing size and changing disparity in the control of anterior/posterior and lateral body sway. *Exp Brain Res* 78:243-252.
- Pedersen J, Ljubisavljevic M, Bergenheim M, Johansson H (1998) Alterations in information transmission in ensembles of primary muscle spindle afferents after muscle fatigue in heteronymous muscle. *Neuroscience*. 84:953-959.
- Pedersen J, Lönn J, Hellström F, Djupsjöbacka M, Johansson H (1999) Localized muscle fatigue decreased the acuity of the movement sense in the human shoulder. *Med Sci Sports Exerc*. 31:1047-1052.
- Péllissier J & Blayac JP (1993) *Posture, équilibration et médecine de rééducation*. Masson, Paris.
- Pérennou D, Decavel P, Manckoundia P, Penven Y, Mourey F, Launay F, Pfitzenmeyer P, Casillas JM (2005) Evaluation of balance in neurologic and geriatric disorders. *Ann Readapt Med Phys*. 48:317-335.
- Perneger T, Chamot E, Chastonay P, Chopard P, Garnerin P Herrmann F Bovier P (2001) Incitatifs et contraintes dans l'activité médicale. *Bulletin de Médecins Suisses*. 82:1954-1957.
- Persson L, Karlberg M, Magnusson M (1996) Effects of different treatments on postural performance in patients with cervical root compression. A randomized prospective study assessing the importance of the neck in postural control. *J Vestib Res*. 6:439-453.
- Peterka RJ & Black FO (1990) Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. *J Vestib Res*. 1:73-85.
- Peterka RJ (2002) Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol*. 88:1097-1118.
- Peterka RJ, Loughlin PJ (2004) Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol*. 91:410-423.
- Pettorossi VE, Della Torre G, Bortolami R, Brunetti O (1999) The role of capsaicin-sensitive muscle afferents in fatigue-induced modulation of the monosynaptic reflex in the rat. *J Physiol* 515:599-607.
- Pinsault N & Vuillerme N (2008a) Differential postural effects of plantar-flexor muscle fatigue under normal, altered and improved vestibular and neck somatosensory conditions. *Exp Brain Res*. 191:99-107.
- Pinsault N & Vuillerme N (2008b) Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. *Med Eng Phys*. (sous presse).
- Pinsault N & Vuillerme N (2008c) The effects of scale display of visual feedback on postural control during quiet standing in healthy elderly subjects. *Arch Phys Med Rehabil*. 89:1772-1774.
- Pinsault N & Vuillerme N (2009a) Degradation of cervical joint position sense following muscular fatigue in humans. *Spine*. (Accepté sous réserve de modifications).
- Pinsault N & Vuillerme N (2009b) Distance impairs postural responses to trunk extensor muscles fatigue standing with vision. (Soumis).
- Pinsault N & Vuillerme N (2009c) The effect of sportive expertise in Free Fly on cervical joint position sense: A pilot study. *Res Sports Med*. (Sous presse).
- Pinsault N (2005) Contribution du rachis cervical dans le contrôle de la posture : Mises en évidence expérimentales. Mémoire de Maitrise de l'Université Grenoble 1 Joseph Fourier, sous la direction de Vaillant J et Vuillerme N.
- Pinsault N, Bouvier B, Sarrazin Y, Vuillerme N (2009a) Tactile stimulation of the neck: effects on cervical joint position sense and postural control during unperturbed stance. *Spine*. (Accepté sous réserve de modifications).
- Pinsault N, Chenu O, Boisgontier M, Payan Y, Demongeot J, Vuillerme N (2008a) Improving weight bearing asymmetry in unilateral lower limb amputees by use of an insole pressure sensor-based electro-tactile biofeedback system. 5th International Posture Symposium "Translation of posture mechanisms for rehabilitation", Smolenice Castle (Slovakia), Septembre.
- Pinsault N, Chenu O, Payan Y, Vuillerme N (2009b) Reliability and validity of a weight-bearing test. (Soumis).
- Pinsault N, Crouzet E, Vuillerme N (2009c) Test-retest reliability of a lumbar relocation test. (Soumis).
- Pinsault N, Crouzet E, Vuillerme N (2009d) Trunk extensor muscle fatigue impairs lumbar joint position sense. (Soumis).

- Pinsault N, Fleury A, Virone G, Bouvier B, Vaillant J, Vuillerme N (2008b) Test-retest reliability of cervicocephalic relocation test to neutral head position. *Physiother Theory Pract.* 24:380-391.
- Pinsault N, Vuillerme N, Pavan P (2008c) Cervicocephalic relocation test to the neutral head position: Assessment in bilateral labyrinthine-defective and chronic, nontraumatic neck pain patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 89:2375-2378.
- Pline KM, Madigan ML, Nussbaum MA (2006) Influence of fatigue time and level on increases in postural sway. *Ergonomics.* 49:1639-48.
- Poole E, Treleaven J, Jull G (2008) The influence of neck pain on balance and gait parameters in community-dwelling elders. *Man Ther.* 13:317-324.
- Prado JM, Stoffregen TA, Duarte M (2007) Postural sway during dual tasks in young and elderly adults. *Gerontology.* 53:274-281.
- Price DD, McGrath PA, Rafii A, Buckingham B (1983) The validation of visual analogue scales as ratio scale measures for chronic and experimental pain. *Pain* 17:45-56.
- Prieto T, Myklebust J, Hoffmann R, Lovett E, Myklebust B (1996) Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 43:956-966.
- Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz LA, Collins JJ (2003) Vibrating insoles and balance control in elderly people. *Lancet.* 362:1123-1124.
- Priplata AA, Patrilli BL, Niemi JB, Hughes R, Gravelle DC, Lipsitz LA, Veves A, Stein J, Bonato P, Collins JJ (2006) Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. *Ann Neurol.* 59:4-12.
- Proske U (2006) Kinesthesia: the role of muscle receptors. *Muscle Nerve.* 34:545-558.
- Proske U, Wise AK, Gregory JE (2000) The role of muscle receptors in the detection of movements. *Prog Neurobiol.* 60:85-96.
- Ptito M & Kupers R (2005) Cross-modal plasticity in early blindness. *J Integr Neuroscience.* 4:479-488.
- Ptito M, Moesgaard SM, Gjedde A, Kupers R (2005) Cross-modal plasticity revealed by electrotactile stimulation of the tongue in the congenitally blind. *Brain.* 128:606-614.
- Pyykkö I, Aalto H, Seidel H, Starck J (1989) Hierarchy of different muscles in postural control. *Acta Otolaryngol Suppl.* 468:175-80.
- Quevauvilliers J, Somogyi A, Fingerhut A (2007) *Dictionnaire médical.* Elsevier Masson.
- Redfern MS, Furman JM (1994) Postural sway of patients with vestibular disorders during optic flow. *J Vestib Res* 4:221-30.
- Redfern MS, Talkowski ME, Jennings JR, Furman JM (2004) Cognitive influences in postural control of patients with unilateral vestibular loss. *Gait Posture.* 19:105-114.
- Redfern MS, Yardley L, Bronstein AM (2001) Visual influences on balance. *J Anxiety Disord.* 15:81-94.
- Renier L & De Volder AG (2005) Cognitive and brain mechanisms in sensory substitution of vision: a contribution to the study of human perception. *J Integr Neurosci.* 4:489-503.
- Revel M (2005) Rigorous evaluation of functional rehabilitation and physiotherapy: an imperative. *Joint Bone Spine.* 72:439-442.
- Revel M, André-Deshays C, Minguet M (1991) Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with cervical pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 72:288-291.
- Rey F, Lê TT, Bertin R, Kapoula Z (2008) Saccades horizontal or vertical at near or at far do not deteriorate postural control. *Auris Nasus Larynx.* 35:185-191.
- Ribeiro F, Mota J, Oliveira J (2007) Effect of exercise-induced fatigue on position sense of the knee in the elderly. *Eur J Appl Physiol.* 99:379-385.
- Riemann BL & Lephart SM (2002a) The sensorimotor system, Part I: The physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train.* 37:71-79.
- Riemann BL & Lephart SM (2002b) The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train.* 37:80-84.

- Robertson RJ, Stanko RT, Goss FL, Spina RJ, Reilly JJ, Greenawalt KD (1990) Blood glucose extraction as a mediator of perceived exertion during prolonged exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 61:100-5.
- Robineau F (2009) Etude d'un dispositif de guidage de geste chirurgical de ponction par stimulation électrotactile linguale. Thèse de Doctorat de l'Université Joseph Fourier.
- Robineau F, Boy F, Orliaguet JP, Demongeot J, Payan Y (2007) Guiding the surgical gesture using an electro-tactile stimulus array on the tongue: a feasibility study. *IEEE Trans Biomed Eng.* 54:711-717.
- Robinovitch SN, Heller B, Lui A, Cortez J (2002) Effect of strength and speed of torque development on balance recovery with the ankle strategy. *J Neurophysiol.* 88:613-620.
- Rocchi L, Chiari L, Cappello A (2004) Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. *Med Biol Eng Comput.* 42:71-79.
- Roerdink M, Geurts AC, de Haart M, Beek PJ (2008) On the Relative Contribution of the Paretic Leg to the Control of Posture After Stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* Sous presse.
- Rogind H, Simonsen H, Era P, Bliddal H (2003) Comparison of Kistler 9861A force platform and Chattecx Balance System for measurement of postural sway: correlation and test-retest reliability. *Scand J Med Sci Sports.* 13:106-114.
- Roll JP & Roll R (1988) From eye to foot : a proprioceptive chain involved in postural control. In *Posture and gait. Development adaptation and modulation.* Amblard B, Berthoz A, Clarac F (Eds). Excerpta Medica, Amsterdam, New York, Oxford. pp 155-164.
- Roll JP & Vedel JP (1982) Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Exp. Brain Res.* 47:177-190.
- Roll JP, Vedel JP, Ribot E (1989) Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Exp Brain Res.* 76:213-22.
- Rougier P & Genthon N (2008) Dynamical assessment of weight-bearing asymmetry during upright quiet stance in humans. *Gait Posture.* Sous presse.
- Rougier P & Toschi P (2001) Comment les caractéristiques physiques d'une orthèse de cheville modifient-elles la performance posturale « statique » ? *Ann Kinésither.* 28:152-161.
- Rougier P (2001) A forward leaning posture affects more the amplitudes of the centre of pressure displacements than those of the centre of gravity. *Ann Readapt Med Phys.* 44:533-541.
- Rougier P (2005) Compatibility of postural behavior induced by two aspects of visual feedback: time delay and scale display. *Exp Brain Res.* 165:193-202.
- Roy SH, De Luca CJ, Schneider J (1986) Effect of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *J Appl Physiol* 65 : 1510-1517.
- Ryan GM & Cope S (1955) Cervical vertigo. *Lancet.* 31:1355-1358.
- Sackett DL & Rosenberg WM (1995) On the need for evidence-based medicine. *J Public Health Med.* 17:330-334.
- Sackett DL, Rosenberg WM, Gray JA, Haynes RB, Richardson WS (1996) Evidence based medicine: what it is and what it isn't. *BMJ.* 312:71-72.
- Sakellari V & Bronstein AM (1997) Hyperventilation effect on postural sway. *Arch Phys Med Rehabil.* 78:730-736.
- Saling M (2003) Effects of unilateral achilles tendon vibration and galvanic vestibular stimulation in cerebellar and vestibular disorders. 3rd International Posture Symposium " Human Posture Control: Physiology, Disorders, Modeling and Balance Rehabilitation", Smolenice Castle (Slovakia).
- Sampaio E, Maris S, Bach-y-Rita P (2001) Brain plasticity: 'visual' acuity of blind persons via the tongue. *Brain Research.* 908:204-207.
- Samson M & Crowe A (1996) Intra-subject inconsistencies in quantitative assessments of body sway. *Gait Posture.* 4:252-257.
- Sandrey MA & Kent TE (2008) The effects of eversion fatigue on frontal plane joint position sense in the ankle. *J Sport Rehabil.* 17:257-268.

- Santos BR, Delisle A, Larivière C, Plamondon A, Imbeau D (2008) Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. *Gait Posture*. 27:408-415.
- Schieppati M, Nardone A, Schmid M (2003) Neck muscle fatigue affects postural control in man. *Neuroscience* 121:277-285.
- Schlenker JM (2008) La valorisation de la recherche publique passe par l'enseignement supérieur. jmschlenker.googlepages.com/valorisation3.pdf.
- Schmid M, Casabianca L, Bottaro A, Schieppati M (2008) Graded changes in balancing behavior as a function of visual acuity. *Neuroscience*. 153:1079-1091.
- Schmidt RA (1988) *Motor Control and Learning*, 2nd Edition, Human Kinetics, Champaign, IL.
- Schmidt RF (1999) *Physiologie*. Ed De Boeck.
- Schweigart G & Mergner T (2008) Human stance control beyond steady state response and inverted pendulum simplification. *Exp Brain Res*. 185:635-653.
- Sherrington CS (1906) *The integrative action of the nervous system*. New Haven, Yale University Press.
- Shewhart WA (1939) *Statistical method from the viewpoint of quality control*. New York: Dover.
- Shumway-Cook A & Woollacott MH (2007) *Motor control: Translating research into clinical practice*. 3rd edition. Lippincott Williams & Wilkins.
- Shumway-Cook A (1988) Effects of postural sway biofeedback: its effect on re-establishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 69:395-400.
- Sihvonen SE, Sipila S, Era PA (2004) Changes in postural balance in frail elderly women during a 4-week visual feedback training: a randomized controlled trial. *Gerontology*. 50:87-95.
- Simoneau GG, Degner RM, Kramper CA, Kittleson KH (1997) Changes in ankle joint proprioception resulting from strips of athletic tape applied over the skin. *J Athl Train*. 32:141-147.
- Simoneau GG, Leibowitz HW, Ulbrecht JS, Tyrrell RA, Cavanagh PR (1992) The effects of visual factors and head orientation on postural steadiness in women 55 to 70 years of age. *J Gerontol*. 47:M151-M158.
- Simoneau GG, Ulbrecht JS, Derr JA & Cavanagh PR (1995) Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait Posture* 3, 115-122.
- Simoneau M & Corbeil P (2005) The effect of time to peak ankle torque on balance stability boundary: experimental validation of a biomechanical model. *Exp Brain Res*. 165:217-28.
- Sjödahl C, Jarnlo GB, Söderberg B, Persson BM (2003) Pelvic motion in trans-femoral amputees in the frontal and transverse plane before and after special gait re-education. *Prosthet Orthot Int*. 27:227-237.
- Skinner HB, Wyatt MP, Hodgdon JA, Conard DW, Barrack RL (1986) Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *J Orthop Res* 4:112-118.
- Smetanin BN, Popov KE, Kozhina GV (2002) Postural reactions to vibratory stimulation of calf muscles under condition of visual inversion in human. *Fiziol Cheloveka*. 28:53-8.
- Stoffregen TA (1985) Flow structure versus retinal location in the optical control of stance. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*. 11:554-565.
- Straube A, Paulus W, Brandt T (1992) Do head position and active head movements influence postural stability? In: *The head-neck sensory motor system*. Berthoz A, Vidal PP, Graf W (eds). Oxford: New York, pp 548-551.
- Straube A, Paulus WM, Brandt T (1990) Influence of visual blur on object motion detection, self motion detection and postural balance. *Behav Brain Res*. 40:1-6.
- Straube B, Bötzel K, Hawken M, Paulus W, Brandt T (1988) Postural control in the elderly: differential effects of visual vestibular and somatosensory input. In: *Amblard A, Berthoz A, Clarac F (Eds.), Posture and Gait: Development, Adaptation and Modulation*, Elsevier Science Publishers, Amsterdam, pages 105-114.
- Summers GD, Morrison JD, Cochrane GM (1987) Foot loading characteristics of amputees and normal subjects. *Prosthet Orthot Int*. 11:33-39.

- Suponitsky Y, Verbitsky O, Peled E, Mizrahi J (2008) Effect of selective fatiguing of the shank muscles on single-leg-standing sway. *J Electromyogr Kinesiol.* 18:682-689.
- Taylor JL, Butler JE, Gandevia SC (2000) Changes in muscle afferents, motoneurons and motor drive during muscle fatigue. *Eur J Appl Physiol.* 83:106-115.
- The International Federation of Orthopaedic Manipulative Therapists (2003) Newsletter June.
- Thelen DG, Muriuki M, James J, Schultz AB, Ashton-Miller JA, Alexander NB (2000) Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. *J Electromyogr Kinesiol.* 10:93-101.
- Thoumie P & Do MC (1996) Changes in motor activity and biomechanics during balance recovery following cutaneous and muscular deafferentation. *Exp Brain Res.* 110:289-97.
- Thoumie P & Mevellec E (2001) Physiologie de l'équilibration. *Médecine Physique et de réadaptation : la lettre.* N°59.
- Thoumie P (1999) Posture, équilibre et chutes : Bases théoriques de la prise en charge en rééducation. *Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Kinésithérapie-Médecine Physique-Réadaptation, 26-452- A-10, 11 p.*
- Thoumie P (2003) Recherche technologique et diffusion de l'innovation au service du handicap. Rapport ministériel remis au Ministre Délégué à la Recherche et aux Nouvelles Technologies et au Secrétaire d'Etat chargé des Personnes handicapées.
- Thoumie P (2008) The new research policy of SOFMER. *Ann Readapt Med Phys.* 51:229-230.
- Tinetti ME (1986) Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc.* 34:119-126.
- Tonglet R (2003) La « médecine basée sur les preuves » peut-elle servir un projet de santé publique ? *Rev Epidemiol Sante Publique.* 51:543-551.
- Treleaven J, Murison R, Jull G, LowChoy N, Brauer S (2005) Is the method of signal analysis and test selection important for measuring standing balance in subjects with persistent whiplash? *Gait Posture* 21:395-402.
- Tricot A & Tricot M (2000) Un cadre formel pour interpréter les liens entre utilisabilité et utilité des systèmes d'information. *Actes du colloque Ergo - IHM, Biarritz, 3-6 Octobre.* 195-202.
- Trulsson M & Essik GK (1997) Low-threshold mechanoreceptive afferents in the human lingual nerve. *J Neurophysiol.* 77:737-748.
- Tyler M, Danilov Y, Bach-Y-Rita P (2003) Closing an open-loop control system: vestibular substitution through the tongue. *J Integr Neurosci.* 2:159-164.
- Tyni-Lenné R (1983) Sjukgymnastik fysioterapiprocess. *Sjukgymnasten:* 17-20.
- Uchiyama M & Demura S (2008) Influence of changes in visual acuity under various visual field conditions on the spectral characteristics of center of pressure sway. *J Sports Med Phys Fitness.* 47:210-216.
- UNESCO (2001) unesdoc.unesco.org/images/0013/001329/132962fo.pdf
- Vaillant J (2004) Kinésithérapie et amélioration du contrôle de l'équilibre du sujet âgé : effets de traitements cognitifs, manuels et instrumentaux. Thèse de Doctorat de l'Université Grenoble 1 Joseph Fourier, sous la direction de Juvin R et Nougier V.
- Vaillant J, Pinsault N, Vuillerme N, Gros G, Rousset R (2006) Implication du rachis cervical dans le contrôle de la posture : Des évidences expérimentales aux conséquences pratiques. *Kinésithér sci.* 467:29-39.
- Vaillant J, Vuillerme N, Janvey A, Louis F, Braujou R, Juvin R, Nougier V (2008) Effect of manipulation of the feet and ankles on postural control in elderly adults. *Brain Res Bull.* 75:18-22.
- Valencia F (1986) Local muscle fatigue. A precursor to RSI? *Med J Aust.* 145:327-30.
- Van den Heuvel M, Balasubramaniam R, Daffertshofer A, Longtin A, Beek PJ (2009) Delayed visual feedback reveals distinct time scales in balance control. *Neurosci Lett.* Sous presse.
- Van der Windt DA, Thomas E, Pope DP, de Winter AF, Macfarlane GJ, Bouter LM, Silman AJ (2000) Occupational risk factors for shoulder pain: a systematic review. *Occup Environ Med.* 57:433-42.

Références bibliographiques

- Van Peppen RP, Kortsmit M, Lindeman E, Kwakkel G (2006) Effects of visual feedback therapy on postural control in bilateral standing after stroke: a systematic review. *J Rehabil Med.* 38:3-9.
- Van Tiggelen D, Coorevits P, Witvrouw E (2008) The use of a neoprene knee sleeve to compensate the deficit in knee joint position sense caused by muscle fatigue. *Scand J Med Sci Sports.* 18:62-66.
- Vazquez-buenosaires J (2004) Mise au point d'un appareil de stimulation linguale pour l'assistance du geste chirurgical. Thèse de Doctorat de l'Université Joseph Fourier.
- Vasseljen O, Holte KA, Westgaard RH (2001) Shoulder and neck complaints in customer relations: individual risk factors and perceived exposures at work. *Ergonomics.* 15;44:355-72.
- Vereeck L, Wuyts FL, Truijten S, De Valck C, Van de Heyning PH (2008) The effect of early customized vestibular rehabilitation on balance after acoustic neuroma resection. *Clin Rehabil.* 22:698-713.
- Vieira ER & Kumar S (2004) Working postures: a literature review. *J Occup Rehabil.* 14:143-59.
- Vierordt Karl von (1877) *Grundriss der Physiologie des Menschen.* H. Laupp, Tuebingen. (Traduit par Kientz A, <http://pmsgagey.club.fr/VierordtDebout.htm>).
- Viitasalo JH & Komi PV (1977) Signal characteristics of EMG during fatigue. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 37:111-121.
- Voight ML, Hardin JA, Blackburn TA, Tippett S, Canner GC (1996) The effects of muscle fatigue on and the relationship of arm dominance to shoulder proprioception. *J Orthop Sports Phys Ther.* 23:348-353.
- Vrieling AH, Van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Hof AL, Halbertsma JP, Postema K (2008) Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait Posture.* 28:222-228.
- Vuillerme N & Boisgontier M (2008) Muscle fatigue degrades force sense at the ankle joint. *Gait Posture.* 28:521-4.
- Vuillerme N & Cuisinier R (2008) Head position-based electro tactile tongue biofeedback affects postural responses to Achilles tendon vibration in humans. *Exp Brain Res.* 186:503-508.
- Vuillerme N & Cuisinier R (2009) Sensory supplementation through tongue electro tactile stimulation to preserve head stabilization in space in the absence of vision. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 50:476-481.
- Vuillerme N & Demetz S (2007) Do ankle foot orthoses modify postural control during bipedal quiet standing following a localized fatigue at the ankle muscles? *Int J Sports Med.* 28 243-246.
- Vuillerme N & Nafati G (2007) How attentional focus on body sway affects postural control during quiet standing. *Psychol Res.* 71:192-200.
- Vuillerme N & Nougier V (2003) Effect of a light finger touch on postural stability following a lower limbs muscular fatigue in humans. *Arch Phys Med Rehabil.* 84:1560-1563.
- Vuillerme N & Pinsault N (2007) Re-weighting of somatosensory inputs from the foot and the ankle for controlling posture during quiet standing following trunk extensor muscles fatigue. *Exp Brain Res.* 183:323-327.
- Vuillerme N & Pinsault N (2008) Experimental neck muscle pain impairs standing balance in humans. *Exp Brain Res.* (sous presse).
- Vuillerme N & Pinsault N (2009) Ankle position sense improvement with tactile stimulation. Soumis.
- Vuillerme N & Rougier P (2005) Effects of head extension on undisturbed upright stance control in humans. *Gait Posture.* 21:318-325.
- Vuillerme N (2002) Interactions des processus sensori-moteurs et cognitifs impliqués dans la régulation des oscillations posturales en conditions quasi-statiques. Mémoire de Doctorat en Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives, Université Joseph Fourier, Grenoble I, 328 pages.
- Vuillerme N, Anziani B, Rougier P (2007a) Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural control mechanisms in young healthy adults. *Clin Biomech.* 22:489-494.
- Vuillerme N, Bertrand R, Pinsault N (2008a) Postural effects of the scaled display of visual center of foot pressure feedback under different somatosensory conditions at the foot and the ankle. *Arch Phys Med Rehabil.* 89:2034-2036.

- Vuillerme N, Boisgontier M, Chenu O, Demongeot J, Payan Y (2007b) Tongue-placed tactile biofeedback suppresses the deleterious effects of muscle fatigue on joint position sense at the ankle. *Exp Brain Res.* 183:235-240.
- Vuillerme N, Boisgontier M, Pinsault N (2007c) Effets d'une fatigue musculaire unilatérale des fléchisseurs plantaires sur le contrôle de la posture bipédique. 12ème Congrès International des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives organisé par l'ACAPS, Leuven (Belgique), Octobre-Novembre 2007.
- Vuillerme N, Boisgontier M, Pinsault N, Burdet C, Demanze L (2006a) La fatigue musculaire : un moyen d'évaluer les mécanismes d'adaptation posturale à une contrainte neuromusculaire unilatérale. 13ème Congrès de l'Association Posture-Équilibre, Marseille (France), Décembre.
- Vuillerme N, Burdet C, Isableu B, Demetz S (2006b) The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye-visual target distance. *Gait Posture.* 24:169-172.
- Vuillerme N, Chenu O, Demongeot J, Payan Y (2006c) Improving human ankle joint position sense using an artificial tongue-placed tactile biofeedback. *Neurosci Lett.* 405:19-23.
- Vuillerme N, Chenu O, Demongeot J, Payan Y (2007d) Controlling posture using a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback system. *Exp Brain Res.* 179:409-414.
- Vuillerme N, Chenu O, Pinsault N, Fleury A, Payan Y, Demongeot J (2008b) Can a plantar pressure-based tongue-placed electrotactile biofeedback improve postural control under altered vestibular and neck proprioceptive conditions? *Neuroscience.* 155:291-296.
- Vuillerme N, Danion F, Forestier N, Nougier V (2002a) Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans. *Neurosci Lett* 333:131-135.
- Vuillerme N, Forestier N, Nougier V (2002b) Attentional demands and postural sway: the effect of the calf muscles fatigue. *Med Sci Sports Exerc.* 34:1607-1612.
- Vuillerme N, Guillebaste B, Pinsault N (2009a) L'utilisation d'un biofeedback visuel pour le contrôle de la posture bipédique a-t-elle un coût cognitif ? Journée de la Recherche Médicale, Grenoble, Avril 2009.
- Vuillerme N, Isableu B, Nougier V (2006d) Attentional demands associated with the use of a light fingertip touch for postural control during quiet standing. *Exp Brain Res.* 169:232-236.
- Vuillerme N, Marin L, Debû B (2001) Assessment of static postural control in teenagers with Down Syndrome. *Adapted Physical Activity Quaterly.* 18:417-433.
- Vuillerme N, Nougier V (2004). Attentional demand for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics. *Brain Res Bull.* 63:161-165.
- Vuillerme N, Nougier V, Teasdale N (2002c) Effects of lower limbs muscular fatigue on anticipatory postural adjustments during an arm raising movements in humans. *J Sports Med Phys Fitness.* 42:286-264.
- Vuillerme N, Noury N, Payan Y, Demongeot J (2008c) Method and device for detecting and preventing plantar ulcers. Centre National de la Recherche Scientifique / Université Joseph Fourier de Grenoble. Num: WO 2008/006995, January 17th 2008.
- Vuillerme N, Payan Y, Demongeot J (2007e). Method and device for the rehabilitation and/or correction of postural symmetry in static or dynamic situations. Centre National de la Recherche Scientifique / Université Joseph Fourier de Grenoble. Num: WO 2007/141461, December 13th 2007.
- Vuillerme N, Pinsault N, Bouvier B (2008d) Cervical joint position sense is impaired in older adults. *Aging Clin Exp Res.* 20:355-358.
- Vuillerme N, Pinsault N, Chenu O, Demongeot J, Payan Y, Danilov Y (2007f) Sensory supplementation system based on electrotactile tongue biofeedback of head position for balance control. *Neurosci Lett.* 431:206-210.
- Vuillerme N, Pinsault N, Vaillant J (2005) Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue: effects of changes in sensory inputs. *Neurosci Lett.* 378:135-136.
- Vuillerme N, Sporbert C, Pinsault N (2009b) Postural adaptation to unilateral hip muscle fatigue during human bipedal standing. *Gait Posture* (accepté sous réserve de modifications mineures).
- Walsh LD, Hesse CW, Morgan DL, Proske U (2004) Human forearm position sense after fatigue elbow flexor muscle. *J Physiol.* 558:705-715.

- Watanabe I, Okubo J, Kodaka S, Tsutsumiuchi K (1975) Postural equilibrium and respiratory rhythm. *Agressologie*. 15:45-50.
- Winter DA, Prince F, Franck JS, Powell C, Zabjek KF (1996) Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet standing. *J Neurophysiol*. 75:2334-2343.
- Wise AK, Gregory JE, Proske U (1998) Detection of movements of the human forearm during and after co-contractions of muscles acting at the elbow joint. *J Physiol*. 508:325-330.
- Wöber C, Schnider P, Steinhoff N, Trattng S, Zebenholzer K, Auff E (1999) Posturographic findings in patients with idiopathic cervical dystonia before and after local injections with botulinum toxin. *Eur Neurol*. 41:194-200.
- Woollacott MH, Shumway-Cook A, Nashner LM (1986) Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *Int J Aging Hum Dev*. 23:97-114.
- Wu G & Chiang JH (1997) The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Exp Brain Res*. 114:163-169.
- Wu G (1997) Real-time feedback of body center of gravity for postural training of elderly patients with peripheral neuropathy. *IEEE Trans Rehabil Eng*. 5:399-402.
- Wulf G & Prinz W (2001) Directing attention to movement effects enhances learning: a review. *Psychon Bull Rev*. 8:648-660.
- Wulf G, Mercer J, McNevin N, Guadagnoli MA (2004) Reciprocal influences of attentional focus on postural and suprapostural task performance. *J Mot Behav*. 36:189-199.
- Wulf G, Shea C, Park JH (2001) Attention and motor performance: preferences for and advantages of an external focus. *Res Q Exerc Sport*. 72:335-344.
- www.pdkintl.org/research/rbulletins/resbul23.htm
- www.sofmer.com
- Yang F, Anderson FC, Pai YC (2008a) Predicted threshold against backward balance loss following a slip in gait. *J Biomech* 41:1823-31.
- Yang F, Passariello F, Pai YC (2008b) Determination of instantaneous stability against backward balance loss: two computational approaches. *J Biomech* 41:1818-22.
- Yavuzer G, Eser F, Karakus D, Karaoglan B, Stam HJ (2006) The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. 20:960-969.
- Yelnik A & Bonan I (2008) Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiol Clin*. 38:439-45.
- Zaroff CM, Knutelska M, Frumkes TE (2003) Variation in stereoacuity: normative description, fixation disparity, and the roles of aging and gender. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 44:891-900.
- Zok M, Mazzà C, Cappozzo A (2008) Should the instructions issued to the subject in traditional static posturography be standardised? *Med Eng Phys*. 30:913-6.

Résumé

La recherche technologique au service du handicap est devenue une priorité nationale de santé publique. La Médecine Physique et de Réadaptation, qui prend notamment en charge les altérations du système neuromusculaire, est directement concernée par cet enjeu médico-sociétal. Parmi les disciplines qu'elle coordonne, la kinésithérapie occupe une place fondamentale, participant en particulier au diagnostic et à la thérapeutique des troubles du contrôle de la posture.

Dans ce contexte, ce travail doctoral a visé au développement et à la validation de solutions biomédicales innovantes d'amélioration du contrôle de la posture bipédique de personnes souffrant d'une altération de leur système sensori-moteur.

La mise en place de ces solutions nécessitant l'établissement préalable d'évaluations posturales objectives, fiables, valides et utilisables, ainsi que de fondements théoriques scientifiquement établis présumant de leur efficacité, trois objectifs complémentaires ont été poursuivis.

Sur un plan méthodologique, d'une part, notre travail a permis de proposer un protocole et des paramètres fiables, valides, utiles et utilisables d'évaluation posturographique des capacités de contrôle de la posture bipédique à des fins de diagnostic et de suivi des prises en charge.

Sur un plan fondamental dans le domaine des neurosciences comportementales, d'autre part, notre travail a permis une meilleure compréhension des mécanismes mis en jeu dans le contrôle de la posture bipédique.

Sur un plan appliqué à la clinique, enfin, les résultats de ces travaux nous ont permis de développer, mettre en place et évaluer l'efficacité d'une prise en charge à court terme fondée sur l'exploitation du paradigme de suppléance perceptive et dédiée à la compensation des déficits posturaux chez les personnes atteintes de lésion vestibulaire et chez les personnes amputées du membre inférieur.

Mots clés : Contrôle de la posture ; intégration sensorielle ; suppléance perceptive ; évaluation ; propriétés métrologiques ; fatigue musculaire ; lésion vestibulaire ; amputation de membre inférieur ; handicap ; proprioception ; kinésithérapie ; médecine physique et de réadaptation.

Abstract

Research in biomedical engineering for human disability is becoming a national public health priority. Physical Medicine and Rehabilitation (PMR), dealing with the functional restoration of a person affected by physical disability, is particularly concerned with this medical/societal issue. Among the disciplines coordinated by PMR, physiotherapy is one of the most important, contributing to the diagnosis and therapy of postural control.

Within this context, the present work aimed at the development and validation of innovative biomedical systems to improve bipedal postural control in patients suffering an alteration of the sensorimotor system.

As the implementation of these medical solutions requires to determine an objective, reliable, valid and useful postural evaluation, and to deepen our understanding of the fundamental processes dealing with these solutions, three complementary objectives have been pursued:

From a methodological point of view, our results enabled to determine a reliable, valid and useful postural evaluation procedure for the patient's diagnosis and follow up.

From a fundamental point of view, our results allowed a better understanding of the mechanisms involved in postural control.

Finally, from a clinical point of view, our results enabled to develop, implement and evaluate the short term effectiveness of sensory supplementation to improve postural control of unilateral defective patients and lower limb amputees.

Key words : disability ; evaluation ; lower limb amputation ; metrological properties ; multisensory integration ; muscular fatigue ; physical medicine and rehabilitation ; physiotherapy ; bipedal postural control ; proprioception ; sensory supplementation ; vestibular deficit.