

École polytechnique de Louvain

L'influence de l'orientation de la gravité sur la cinématique du bras et la dynamique de la main

Auteur: **Rayan QUINTAES**

Promoteurs: **Philippe LEFÈVRE, Laurent OPSOMER**

Lecteurs: **Laurent DELANNAY, Jean-Louis THONNARD**

Année académique 2019–2020

Master [120] : ingénieur civil mécanicien

UNIVERSITÉ CATHOLIQUE DE LOUVAIN

*Abstract***L'influence de l'orientation de la gravité sur la cinématique du bras et la dynamique de la main**

par Rayan QUINTAES

Introduction Le processus de contrôle neuromoteur permet la réalisation de tâches essentielles avec une grande précision. Le système central nerveux (CNS) permet d'atteindre cette précision à l'aide, d'une part, de l'acquisition d'informations sensorielles, et d'une autre part, d'un modèle interne incluant la dynamique des membres, des objets et de l'environnement. Ces dernières années, l'intégration d'un modèle interne de la gravité dans le processus de contrôle fut fortement soutenu. L'objectif de ce travail est de caractériser d'avantage le processus de contrôle moteur et d'étudier son évolution lorsque l'orientation de la gravité varie respectivement avec l'orientation du corps.

Procédure expérimentale Sept sujets ont participé à l'expérience, 5 naifs, 2 conscients et entraînés. Deux tâches étaient réalisées. La première impliquait des mouvements de frottement cycliques, du pouce et de l'index, à pression constante alternant entre direction $\uparrow$ et $\downarrow$. Ces mouvements étaient réalisés avec trois forces de serrage différentes, en début et en fin d'expérience, et permettaient l'estimation du coefficient de frottement. La seconde tâche impliquait des mouvements verticaux du bras à 1ddl (rotation autour de l'épaule uniquement), point-à-point, rapide, naturel, d'une envergure de $\pm 30\text{cm}$ et symétrique par rapport au plan horizontal. Un objet de 250g était aussi maintenu entre le pouce et l'index. Le temps d'arrêt entre chaque mouvement était aléatoire pour éviter l'anticipation. Ces mouvements étaient réalisés dans trois positions (droite, couchée et inversée), chacune comportant 5 blocs et chaque bloc comportant 20 mouvements (10 ascendants et 10 descendants). Deux blocs d'entraînement en position droite étaient effectués en amont de l'expérience. L'objet instrumenté maintenu (Manipulandum) et un système de suivi de trajectoire (Codamotion) assuraient l'acquisition des données cinématiques et dynamiques. Les données étaient traitées numériquement pour obtenir les paramètres cinématiques et dynamiques analysables. L'implémentation des divers contrôleurs optimaux était réalisée avec MATLAB.

Résultats & interprétations Trois effets étaient étudiés sur l'ensemble des paramètres : l'effet de direction, de position et de répétition. Hormis une dépendance en direction du Jerk (dérivée du profil d'accélération), montrant l'implication de la gravité dans le processus de contrôle, aucun effet sur les paramètres cinématiques n'était obtenu pour la position droite contrairement aux travaux antérieurs. Une divergence des protocoles expérimentaux expliquerait ces observations. Par contre, l'ensemble des paramètres étaient perturbés lors de la mise en position inversée, indiquant une exécution anormalement rapide de la fin des mouvements ascendants (Up, à l'encontre de la gravité). D'une part, une incertitude sur l'effet bénéfique que procurerait la gravité a été évoqué pour expliquer l'impact observé sur les mouvements Up. D'une autre part, une prédisposition à la réalisation de mouvements descendants (Down) justifierait l'invariance en position pour cette direction. L'étude de la répétition indique que le processus d'optimisation serait stable en position droite. Par contre, en position inversée, il se ré-optimiserait pour une meilleure homogénéité des mouvements. Ensuite, les paramètres dynamiques montraient une forte synchronisation de la force de serrage (GF), nécessaire au maintien de l'objet, avec la force de charge (LF), charges gravitationnelles et inertielles s'appliquant sur l'objet. De plus, le délai GF-LF susciterait fortement une adaptation de la loi de contrôle du CNS au cours d'un même mouvement. L'anticipation de la LF par la GF en fin de mouvement Down et le retard de la GF par rapport à la LF en début de mouvement Up soutenaient cette hypothèse. Pour finir, les modèles mathématiques actuels ne permettaient pas de reproduire les résultats expérimentaux. La différence entre les protocoles utilisés dans la littérature et celui utilisé dans ce travail expliquerait cette éventuelle limitation des modèles. La faible puissance statistique de ce travail pourrait également justifier ces observations.

Conclusions L'intégration de la gravité dans le processus de contrôle moteur est une nouvelle fois pressentie. Néanmoins, il semblerait que les indicateurs cinématiques usuels, présent dans la littérature, ne serait plus d'actualité pour un tel protocole. Pour finir, ce travail montre que l'orientation de la gravité pour un même mouvement influence le processus de contrôle moteur établi par le CNS.

Remerciements

"Je tiens à remercier les personnes suivantes sans qui la réalisation de ce travail et son succès n'auraient pas été possible !

L'équipe du laboratoire de coordination sensorimoteur de l'institut des neurosciences (iOns), plus particulièrement mes promoteurs Philippe Lefèvre (professeur PhD à l'UCL), pour m'avoir permis de travailler sur ce sujet, et Laurent Opsomer (étudiant PhD à l'UCL) pour son encadrement et sa transmission de ses fortes connaissances dans ce sujet. Antoine De Comite également pour son soutien dans la seconde partie de ce travail.

Jérémy Gaveau (professeur associé PhD à l'Université de Bourgogne) et Bastien Berret (professeur associé PhD à l'Université de Paris-Saclay) pour leur aide et transparence sur le modèle Smooth-Effort publié récemment (Gaveau et al, eLife 2016).

Et le plus grand remerciement s'adresse à l'ensemble de ma famille ainsi qu'à Ftm-Ma Ismaghil Alhasanne pour tout le soutien qu'ils m'ont accordés durant la totalité de mon master et depuis bien plus longtemps encore.

Rayan Quintaes."

Liste des abréviations

CNS	Système central nerveux
DOWN	Direction dans le sens de la gravité
GF	Force de serrage
GFd	Force de serrage dynamique
GFg	Gain de force
GFs	Force de serrage statique
GLM	Grip-lift manipulandum
GT	Moment gravitationnel
LF	Force de charge
LFs	Force de charge statique
MD	Durée du mouvement
OS	Overshoot
PA	Pic d'accélération
PD	Pic de décélération
PV	Pic de vitesse
rDPA	Durée relative jusqu'au pic d'accélération
rDPV	Durée relative jusqu'au pic de vitesse
SF	Force de glissement
SM	Marge de sécurité
UP	Direction opposé à la gravité

État de l'art

De nos jours, l'être humain est capable d'accomplir de nombreuses tâches manuelles essentielles avec une forte précision : manipuler des couverts, écrire avec un stylo,... La dextérité est l'ensemble des habilités motrices de la main qui permettent de réaliser ces tâches avec succès [1]. Cependant, certaines personnes atteintes de troubles neuromoteurs peuvent avoir une dextérité fortement amoindrie qui les empêche d'accomplir ces tâches quotidiennes. Dans certains cas, le simple maintien d'un objet peut se révéler être terriblement difficile.

Dans le but d'améliorer la compréhension de la dextérité, de nombreuses recherches scientifiques ont lieu depuis plus de 30 ans. La force de serrage (grip force, GF), considérée comme la force normale à la surface d'un objet tenu entre les extrémités du pouce et de l'index, a été reconnue comme un paramètre essentiel dans l'analyse de la dextérité. En effet, elle permet de déterminer la force de friction maximale qui peut être exercée. Par définition, cette force s'exprime : $F_{f_{max}} = \mu \cdot GF$. Pour réaliser ces manipulations quotidiennes, la force de serrage doit être supérieure à la force de charge (load force, LF) définie comme la force résultante tangentielle à la surface de l'objet (figure 1). Par la seconde loi de Newton, nous exprimons cette force : $LF = m \cdot (g + a(t))$, g et a étant respectivement la gravité et l'accélération donnée à l'objet. Afin d'éviter le glissement de l'objet, il est nécessaire de s'assurer que :

$$\frac{LF}{2} \leq F_{f_{max}} \quad \Leftrightarrow \quad \boxed{GF \geq \frac{LF}{2\mu}}$$

Si la GF appliquée n'est pas suffisante, l'objet va glisser. Au contraire, si elle est trop élevée, cela engendre une fatigue musculaire qui est, idéalement, à éviter.

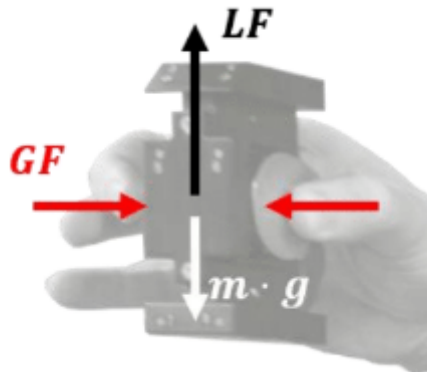


FIGURE 1 – Représentation de GF et LF.

En 1984, la synchronisation de la GF avec la LF fut observée [2] pour le simple soulèvement et maintien d'un objet. Cependant, l'analyse des données a révélé la présence d'une marge de sécurité de la GF pour éviter le glissement de l'objet. De plus, grâce à l'utilisation des capteurs cutanés, cette marge de sécurité ne varie presque pas en fonction du coefficient de friction de la surface de chaque objet. Cela permet de conclure que la GF s'adapte également aux différents types de surfaces.

Depuis, la corrélation entre la GF et la LF pour des mouvements horizontaux et verticaux fut étudiée [3]. Pour ces mouvements, contrairement au simple maintien en l'air d'un objet, la LF varie suite aux variations des forces inertielles induites par les différents mouvements. A nouveau, la GF est précisément modulée avec la LF (instants des pics LF et des pics de GF quasi identique, voir figure 2).

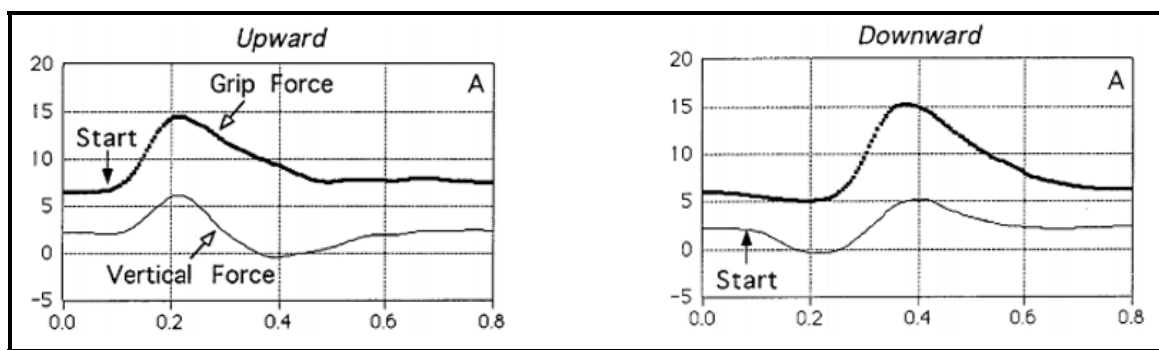


FIGURE 2 – Évolution de GF et LF (N) lors des mouvements ascendant (gauche) et descendant (droite) [3].

En quoi la synchronisation de la GF avec la LF est-elle intéressante ?

Contrairement aux systèmes robotiques, le système biologique qui constitue l'homme ne peut pas se contenter d'un simple contrôle en boucle fermée en vue d'adapter son comportement [4]. En effet, les retards sur le retour des informations relevées par les différents capteurs sont trop élevés en comparaison à la durée du mouvement effectué (ex : le retour sur l'information visuelle est retardé de 150-250 ms pour un mouvement de 150-500 ms). Ces retards engendrent une instabilité qui restreint les gains (rigidité musculaire), et par conséquent, l'homogénéité des mouvements rapides. Ces observations expérimentales mènent à l'assimilation du système biologique à un système anticipatif. Par conséquent, ce système anticipatif inclurait un modèle interne qui permettrait au cerveau de se constituer et d'employer un modèle inverse de la dynamique de l'objet à contrôler (figure 3).

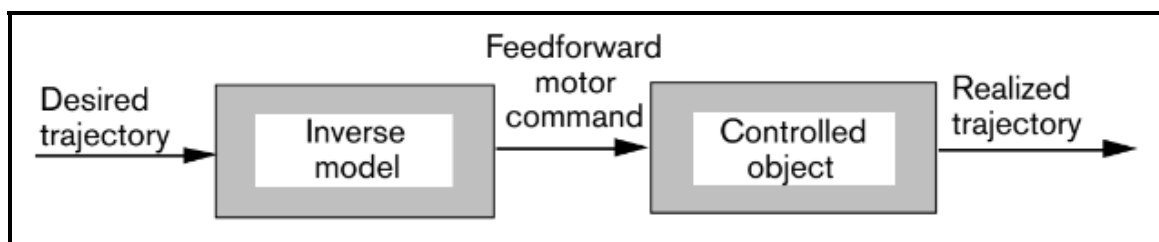


FIGURE 3 – Structure de modèle anticipatif [4].

Dans le cas d'un mouvement vertical avec maintien d'un objet entre le pouce et l'index (revoir figure 1), le modèle inverse des différentes dynamiques (bras,main,objet) détermine la commande transmise aux muscles pour obtenir la trajectoire désirée du bras. Cependant, la GF étant synchronisée temporellement avec la LF, les muscles de la main anticipent la force de serrage à appliquer. Cette anticipation serait due à la présence d'un modèle asservi permettant de prédire la trajectoire du bras, sur base de la commande motrice du bras générée par le modèle inverse. La structure du modèle interne utilisé par le système central nerveux (CNS) se compose donc d'une modélisation inverse de la dynamique des différents membres/objet et d'un modèle dynamique asservi (figure 4). Pour finir, la future valeur de la LF peut être estimée et la GF peut être adaptée en conséquence.

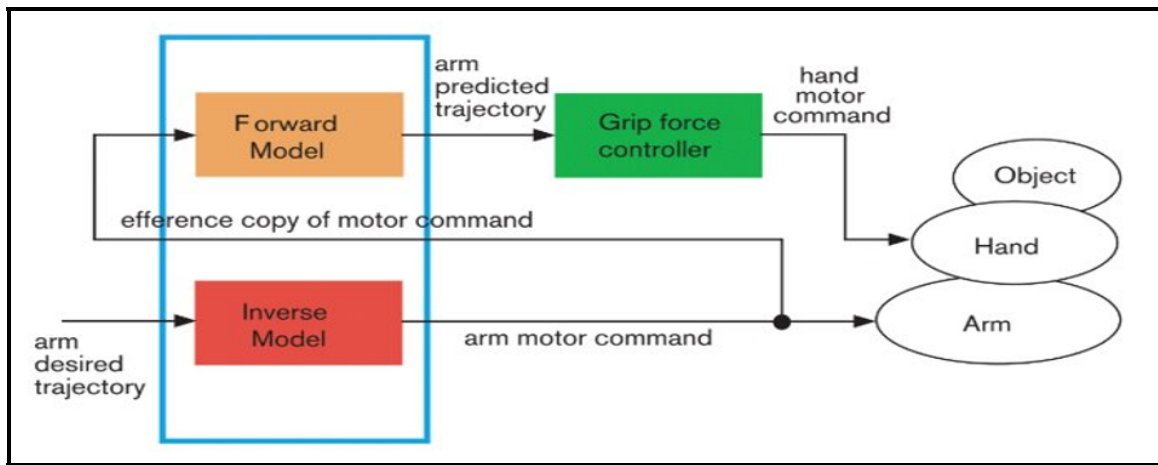


FIGURE 4 – Structure du modèle interne pour tout mouvement d'un objet à l'aide du bras et de la main [4].

Comment le CNS génère la commande motrice à partir du modèle interne ?

En vue d'une meilleure compréhension de la planification motrice, une étude sur l'activité musculaire du bras (deltoïde antérieur et postérieur, triceps et biceps) lors de mouvements verticaux fut effectuée. L'analyse des résultats a permis de révéler une divergence des processus de planification employés par le cerveau pour effectuer le mouvement ascendant et descendant [5]. La présence d'une représentation interne des forces gravitationnelles dans le processus de planification fut logiquement suggérée. Cependant, la seule observation de l'activité musculaire ne suffit pas à certifier cette suggestion. En effet, la myologie du bras pourrait également expliquer ces différences d'activités musculaires.

Plusieurs travaux dans les domaines cinématique, dynamique en milieu terrestre ou encore d'apesanteur furent menés afin de démontrer l'existence d'un modèle interne de la gravité dans le processus de planification moteur. Dans le domaine cinématique, une étude approfondie de la structure temporelle du mouvement vertical point-à-point fut menée [6]. Les mouvements étaient réalisés bras tendu avec une rotation de 45° autour de l'épaule. L'observation de plusieurs paramètres tels que les pics de vitesse (Pv) et d'accélération (Pa) ainsi que la durée jusqu'à ces pics (rDPV et rDPA) ont menés à l'acquisition de résultats importants. Selon cette étude, le mouvement ascendant est réalisé plus vite que le mouvement descendant jusqu'au pic de décélération pour une durée de mouvement

identique. Les pics d'accélération et de vitesse sont également supérieurs dans le cas du mouvement ascendant (figure 5). Les mouvements verticaux sont donc nettement dépendants de la direction du mouvement et suscitent fortement la présence de la gravité dans le processus de planification des mouvements. La variation du profil d'accélération en fonction de la vitesse du mouvement effectué (lent, normal, rapide) fut également observé. Cette dépendance en vitesse serait due à une variation du modèle d'activation musculaire avec la vitesse adoptée. Les commandes motrices seraient alors optimisées par le CNS en fonction à la fois des forces gravitationnelles et inertielles. D'autres expériences convergent vers les mêmes conclusions assurant la présence de ces dépendances. Cependant, certaines d'entre elles démontrent que ces dépendances ne sont pas présentes lors d'un mouvement horizontal (moment gravitationnel constant). Une nouvelle indication de l'implication de la modélisation de l'interaction du bras avec son environnement dynamique (la gravité) par le CNS [7].

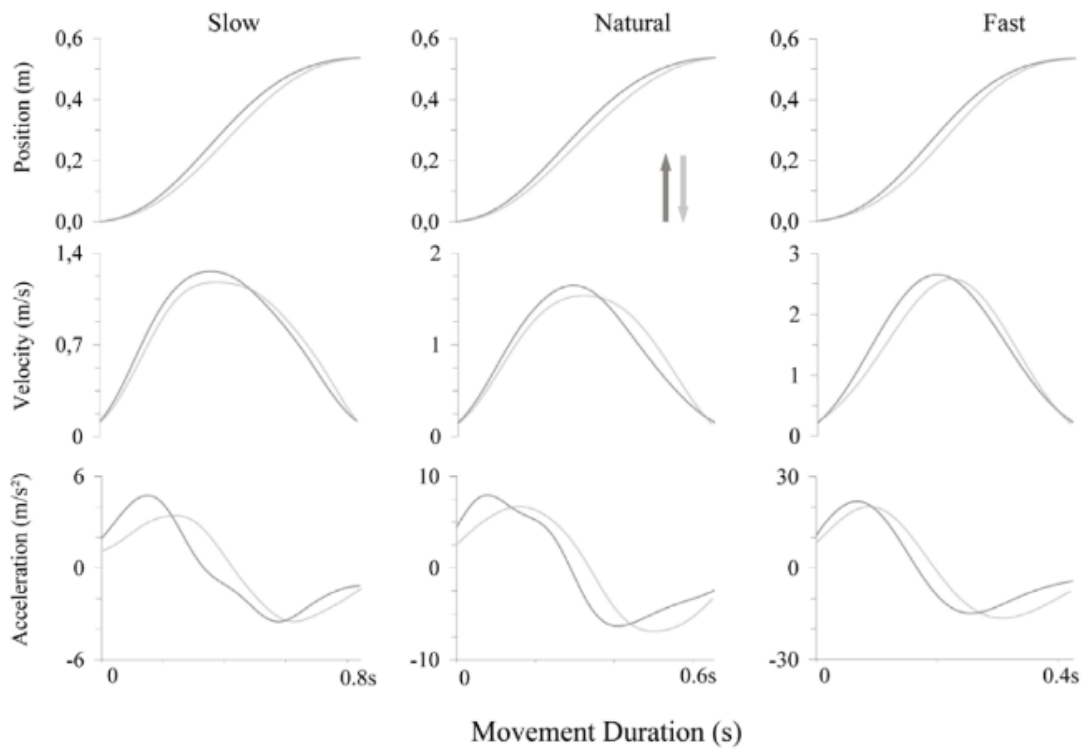


FIGURE 5 – Profil type de position, de vitesse et d'accélération pour chaque condition expérimentale étudiée lors de l'étude de J.Gavau et C.Papaxanthis [6]

Dans le domaine dynamique, un raisonnement par l'absurde en milieu terrestre ainsi qu'une expérience en apesanteur convergent vers les mêmes conclusions [8]. Premièrement, si une représentation interne dynamique de l'environnement n'existait pas, cela signifierait que le CNS se baserait uniquement sur les informations sensorielles pour estimer la trajectoire d'un objet. Lorsque l'objet se déplace à vitesse constante, le CNS est capable de l'anticiper grâce au système oculaire. Cependant, le système oculaire ne discerne pas correctement l'accélération (gravité pour un objet en chute libre) et un modèle interne du second ordre doit être utilisé par le CNS afin de la prédire. Secondement, lors de l'interception d'un objet sur l'ISS (0G), les astronautes déclenchent leurs mouvements

prématurément (figure 6). A nouveau, si un modèle interne de la gravité n'était pas utilisé par le CNS, l'information oculaire permettrait d'estimer correctement l'objet qui se déplace à vitesse constante. Dans ce cas, il est fortement supposé que les astronautes utilisent le modèle interne de la gravité qu'ils ont développé sur Terre.

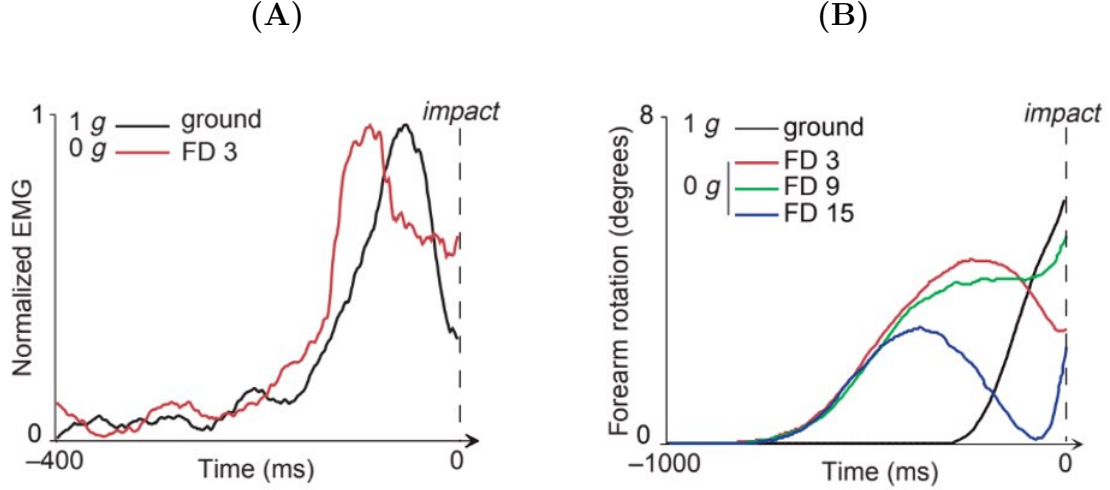


FIGURE 6 – Réponses motrices lors de l'interception de l'objet en 0G et 1G. Courbes moyennes sur 10 essais d'un seul sujet et d'une unique vitesse initiale de l'objet pour (A) EMG biceps ($v_0 = 0.7 \text{ m/s}$) et (B) rotation de l'avant-bras ($v_0 = 1.7 \text{ m/s}$).

Pour finir, au cours d'une étude portée sur des mouvements cycliques verticaux avec maintien d'un objet, l'ajustement de la GF fut étudié pour différentes masses, fréquences et gravité mais avec une LF comparable [9]. L'assimilation de la relation GF-LF a un modèle du premier ordre fut vérifiée pour chaque condition :

$$GF = \alpha_g mg + \alpha_i ma + \beta$$

α_g , α_i et β étant respectivement le gain gravitationnel, le gain inertiel et l'offset par rapport à la LF. Lors d'analyses par régression linéaire, la variation des gains α_g et α_i pour différentes fréquences et différentes gravités ont révélés l'importance de la nature de la LF. L'implication de la masse, de l'inertie et de la gravité dans le processus de contrôle moteur assurant la synchronisation GF-LF sont fortement suspectés. De plus, la probabilité que les systèmes sensoriels, assurant le retour d'information, distinguent la gravité de l'accélération est très faible. D'après la littérature, cette tâche est réalisée par le CNS sur base des accélérations inertielles et gravitationnelles perçues par les otolithes (concrétions minérales situés au sein du système vestibulaire de l'oreille interne [10]).

Comment le modèle interne de la gravité est-il employé par le CNS ?

Deux théories ont été confrontées pour expliquer l'utilisation de ce modèle interne par le CNS. La première consiste à dire qu'il est utilisé pour compenser les effets mécaniques de la gravité sur le corps humain. La seconde dit qu'il permet d'optimiser le processus de planification motrice du mouvement à effectuer. En établissant deux modèles et en les comparant [11], le modèle visant à minimiser l'effort utile au mouvement est le plus réaliste et prévoit la dépendance en direction d'un mouvement vertical du bras contrairement au modèle de compensation des efforts (figure 7.a). De plus, en simulant l'expérience

en absence de pesanteur à l'aide du modèle d'optimisation, la suppression de l'effet de dépendance en direction est prédite. En réalité, après plusieurs essais en impesanteur, les données relevées convergent vers cette prédiction (figure 7.b).

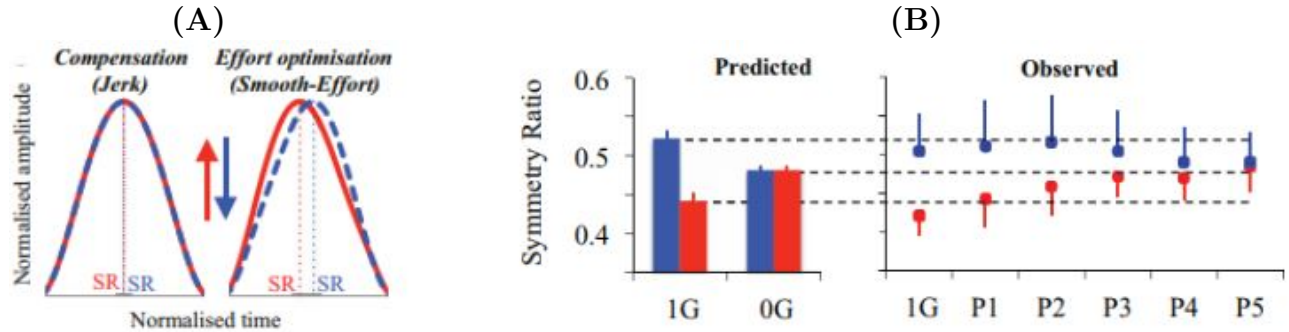


FIGURE 7 – Comparaison des modèles Jerk et Smooth-effort [11]. (A) Profils de vitesse des mouvements $\uparrow$ (rouge) et $\downarrow$ (bleu) normalisés en temps et en amplitude. (B) Ratio de symétrie prédis par le modèle Smooth-Effort et observé en vol parabolique.

Le processus d'optimisation moteur persiste-t-il avec le vieillissement ?

Pour les personnes âgées, des difficultés peuvent être éprouvées lors de la réalisation de certaines tâches quotidiennes. Des modifications sensorimotrices subviennent avec la vieillesse et peuvent engendrer des chutes ou autres problèmes évoquant comme possible cause, la détérioration du système de planification moteur. Récemment, une étude a montré que l'asymétrie des mouvements ascendants et descendants (TTPV et TTPA) persiste pour une population plus âgée (70 ± 5 ans en bonne santé) témoignant du maintien de l'utilisation d'un processus d'optimisation par le CNS [12]. Les mouvements exécutés par les sujets étaient verticaux et discrets. Cependant, en comparant ces asymétries avec celles d'une population plus jeune (24 ± 3 ans), la taille des asymétries s'est avérée plus importante pour les aînés (figure 8). Deux explications ont été proposées.

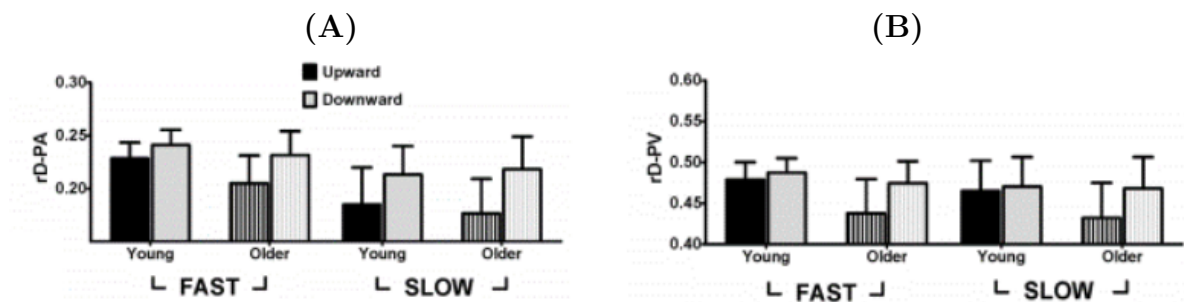


FIGURE 8 – Durée relative moyenne jusqu'au pic (A) d'accélération et (B) de vitesse pour des mouvements lents et rapides. Comparaison entre la population jeune (barre pleine) et la population âgée (barre rayée) [12].

La première se base sur une perception des efforts qui croîtrait avec l'âge et donnerait un poids plus important au coût de l'effort impliqué dans la fonction coût à minimiser dans la loi de contrôle optimale. En effet, d'une part, la vieillesse engendre la perte de force et masse musculaire pouvant expliquer cette différence de perception. D'autre part,

un lien direct entre le poids du coût de l'effort dans la fonction coût et la taille de l'asymétrie fut déjà démontré [11]. La seconde se sert d'une étude soutenant la surestimation du moment gravitationnel par les personnes plus âgées [13],[14]. Une nouvelle trajectoire optimale est alors favorisée pour cette autre valeur du moment gravitationnel.

Comment le processus de contrôle moteur s'adapte-t-il à un nouvel environnement ?

Certaines des observations décrites précédemment ont indiqué l'utilisation de la représentation des forces gravitationnelles en apesanteur. Des études cinématiques et dynamiques en apesanteur (0G) ont été réalisées pour expliquer ces observations.

En présence de pesanteur, lors de l'étude cinématique du mouvement vertical d'un bras humain, les mouvements ascendant et descendant ont révélé une courbure de leurs trajectoires. Cependant, le mouvement descendant l'est beaucoup moins que le mouvement ascendant. En micro-pesanteur, il serait attendu à ce que les mouvements soient identiquement planifiés en raison d'une force de chargement symétrique. En réalité, malgré les conditions de 0G sur l'ISS (International Space Station), la différence des courbures observée varie mais ne disparaît pas contrairement à ce que l'on pourrait supposer. Cependant, les sujets mettant plusieurs jours après le vol spatial pour retrouver leur courbure initiale permettent la suggestion d'une adaptation progressive au nouvel environnement [15].

En l'absence de pesanteur, lors d'une étude dynamique du bras avec maintien d'un objet, la GF statique (moyenne sur 100ms de la GF avec le bras au repos) est assimilée à l'estimation du poids de l'objet par le CNS. Cette estimation décroît et se stabilise après la 10ème parabole [16]. Quant-à-elle, la modulation dynamique de la GF avec la LF soutient fortement la présence d'un modèle interne des charges inertielles dans ce nouvel environnement (figure 9). Devant le risque qu'un glissement de l'objet soit également possible pour une LF négative, un second pic de GF est visible notifiant une éventuelle adaptation du modèle interne employé en présence de gravité. Néanmoins, à ce jour, il n'est toujours pas possible de certifier si un nouveau modèle interne est créé pour ce nouvel environnement ou s'il s'adapte aux nouvelles conditions.

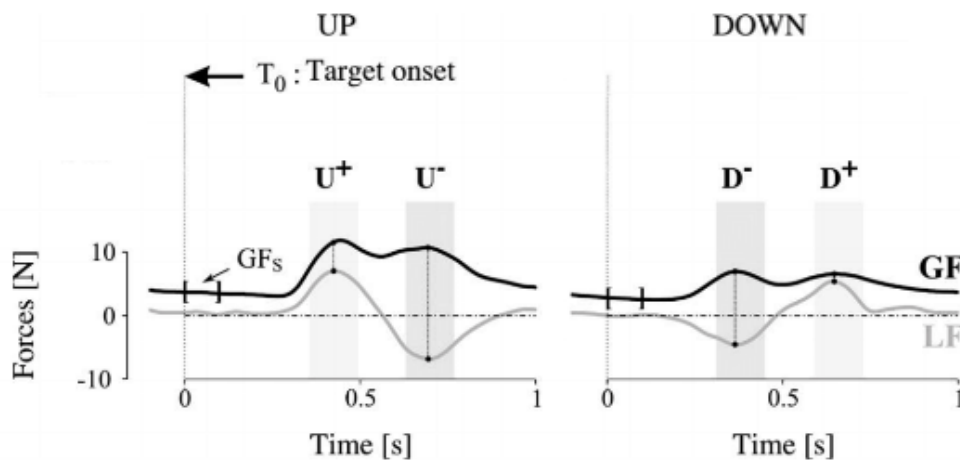


FIGURE 9 – Comportement de GF et LF lors de mouvements $\uparrow$ (gauche) et $\downarrow$ (droite) en 0G [16].

En outre, la dépendance en direction est toujours observée lorsque le sujet transite en milieu de micro-pesanteur. La période d'accélération du mouvement descendant est plus longue que celle du mouvement ascendant [17]. Après plusieurs essais, la dépendance commence à disparaître. Le CNS utilise un modèle interne de la gravité qui ne se base donc pas uniquement sur la mesure de la charge gravitationnelle. Il tient également compte des autres informations du système cognitif (orientation des murs de la pièce, provenance de la lumière,...) pour déterminer la direction ascendante et descendante du mouvement [18]. Une autre étude a également révélé que le repère de référence dans lequel est établi le modèle interne est déterminé par plusieurs informations [19]. Chaque information a un certain poids qui doit être ajusté. De plus, la durée jusqu'au pic de vitesse varie mais se rétablit après plusieurs essais. On suppose que le CNS n'estime pas correctement la masse et qu'il apprend doucement à discerner la différence entre le poids et la masse. Le modèle interne s'adapte ou se constitue tout de même, avec le temps, en l'absence de gravité.

Comment le CNS coordonne-t-il les degrés de liberté biomécanique afin qu'ils atteignent un objectif commun ?

Le problème qui fut soulevé, à propos de la coordination, traite de la large variabilité motrice lors de la réalisation des mouvements. En effet, à chaque essai, la fluctuation des degrés de liberté est en moyenne supérieure à la fluctuation des paramètres pertinents à la réalisation de la tâche [20]. La variabilité motrice est donc présente et limitée à un sous-espace redondant. Les modèles anticipatifs tels qu'énoncé précédemment (figure 4) distinguent les étapes de planification et d'exécution du mouvement par l'absence d'un retour sur les informations sensorielles (contrôle en boucle ouverte). L'étape de planification impose une trajectoire dont le suivi est assuré lors de l'étape d'exécution. Ceci a pour effet de supprimer la redondance en fixant les degrés de libertés employés pour réaliser cette trajectoire assurant, certes, une minimisation de l'effort (trajectoire optimale), mais restant invariante. Cette distinction entre la planification et l'exécution est inévitable de par l'absence d'un retour sur les différentes informations sensorielles. De plus, bien qu'insuffisant, il fut prouvé que le retour sur les informations sensorielles joue un rôle crucial dans la loi de contrôle anticipative employée par le CNS pour la manipulation d'objet [21]. En effet, lors d'une anesthésie locale occasionnant une brève perte d'informations cutanées, malgré une préservation de la synchronisation GF-LF, le niveau de GF appliqué par les sujets est nettement perturbé (figure 10).

Les problèmes relevés précédemment, que rencontrent les lois de contrôle en boucle ouverte, mènent à l'assimilation du processus de contrôle moteur à une loi de contrôle optimale rétroactive. Dans ce cas, l'asservissement est évidemment assuré par les informations sensorielles. Cependant, la récolte de ces informations afférentes par les différents récepteurs sensoriels comprend du bruit et est généralement retardée. Une estimation des états par le système de contrôle est alors nécessaire. De plus, la loi de contrôle optimale rétroactive ne peut être optimale que si l'estimateur d'état l'est également (ex : Bayésien). Dès lors, par la faculté anticipative de l'estimateur d'état optimal, en plus de permettre l'optimisation de la commande motrice, le contrôle optimal va également permettre la compensation des perturbations avant qu'elles ne se transforment en erreurs [22]. En effet, l'anticipation des états par l'estimateur optimal avant même l'arrivée de l'information, et sur base des informations précédentes, permet une telle loi de contrôle.

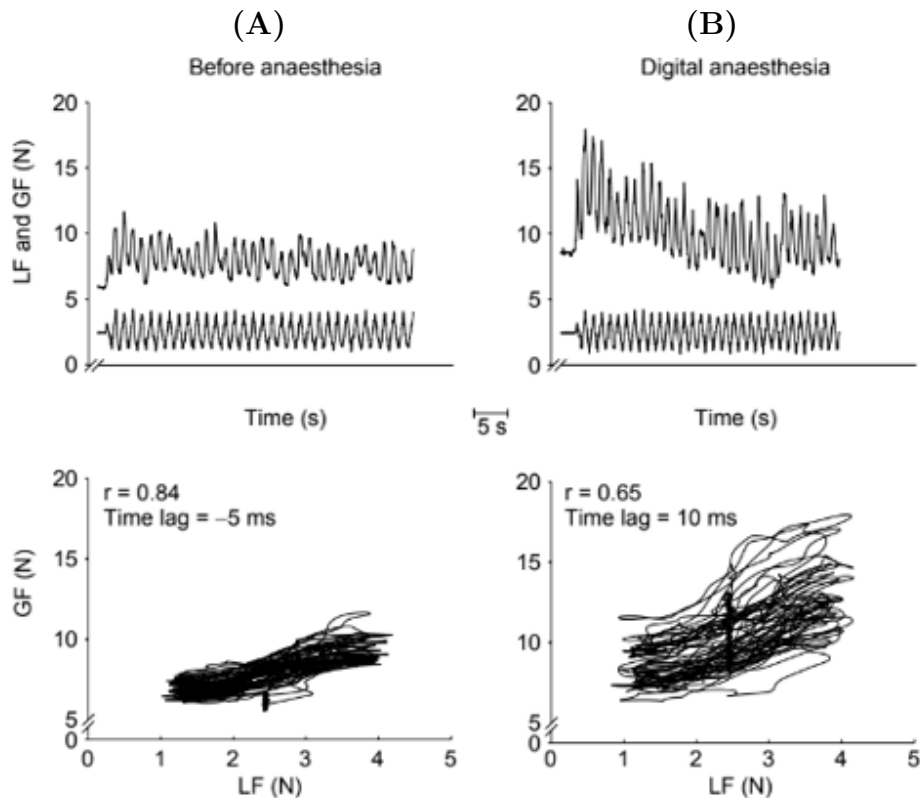


FIGURE 10 – Évolution GF-LF 30sec avant (A) et après (B) anesthésie digitale. La corrélation (r) est conservée bien qu'elle soit inférieure. Par contre, le niveau de force varie. [21]

Compte tenu d'un processus de très haute complexité, la solution qui fut proposée se base sur l'utilisation du contrôle optimal stochastique [20]. C'est une loi rétroactive qui permet d'obtenir un modèle temporel continu regroupant ainsi les étapes de planification et d'exécution. Le contrôle optimal stochastique s'appuie sur 2 théories : l'inférence Bayésienne et le contrôle optimal. L'inférence Bayésienne étant l'estimateur d'état optimal. La structure du modèle interne intégrant le contrôle stochastique optimal est illustrée à la figure suivante :

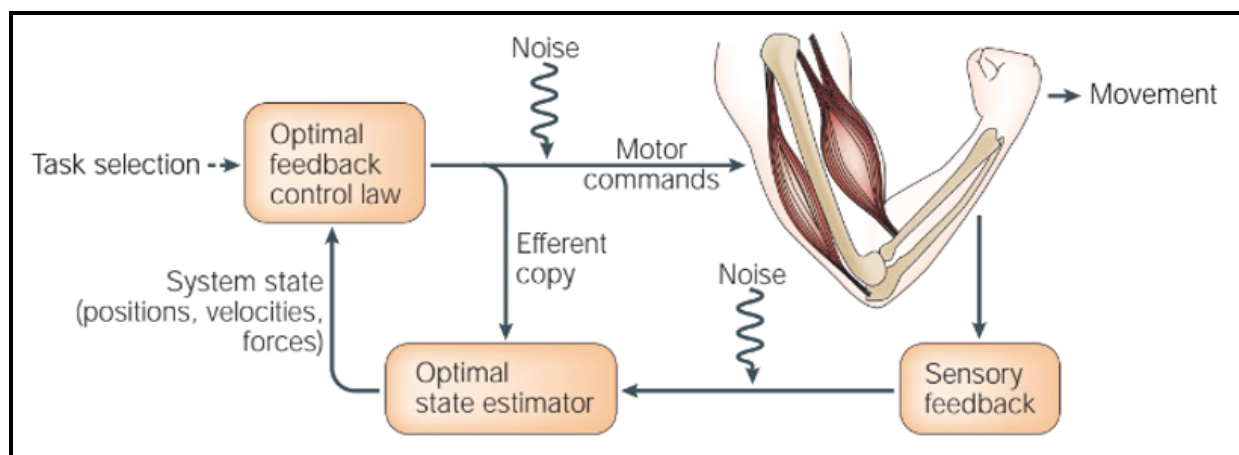


FIGURE 11 – Structure du modèle interne intégrant le contrôle optimal stochastique [23].

Qu'est-ce que l'inférence Bayésienne et comment est-elle implémentée par le CNS ?

Comme illustré sur la figure précédente, l'inférence Bayésienne assure le retour d'information sur les états du système nécessaire au contrôle optimal stochastique. Cette estimation des états est réalisée à l'aide, d'une part, de la commande motrice envoyée par le CNS aux différents muscles, et d'autre part, des informations sensorielles des diverses récepteurs [24]. Grâce à ces deux éléments, l'estimation des états du bras dans sa configuration future est déterminée à partir des informations sensorielles actuelles. Lors de l'exécution d'un mouvement, les signaux contenant les informations sensorielles peuvent être retardés et comprendre du bruit. En théorie, ces incertitudes sont transcrites sous la forme d'une distribution de probabilité $p(y)$ par le CNS. Ensuite, une caractérisation de tous les autres états "z" est possible à l'aide de la règle de Bayes :

$$p(z|y) = \frac{p(y|z)p(z)}{p(y)}, \quad \text{avec } p(y) = \sum_z p(y|z)p(z)$$

Il est supposé que $p(z)$ soit assigné par le cerveau reflétant sa croyance pour laquelle une valeur donnée à z soit vraie ou fausse. La présence d'un modèle probalistique interne est également supposée afin d'être en mesure de calculer $p(y|z)$. Pour finir, à l'aide d'un modèle dynamique direct p_{fw} , le CNS calcule les futurs états :

$$p(z_{t+1} | y_t) = \int_{z_t} p_{fw}(z_{t+1} | z_t) p(z_t | y_t) dz$$

En pratique, l'utilisation d'un filtre de Kalman est favorisée pour appliquer l'inférence Bayésienne sur un système dynamique linéaire avec un bruit Gaussien. Dans les autres cas, le filtre fournit de bonnes estimations des états mais ces der ne sont pas optimales. La figure 7, illustrant le cycle du filtre de Kalman, montre un mécanisme semblable à celui énoncé par l'inférence Bayésienne. D'une part, la commande motrice permet la prédiction des états, d'autre part, les mesures bruitées permettent la correction de cette prédiction (figure 12).

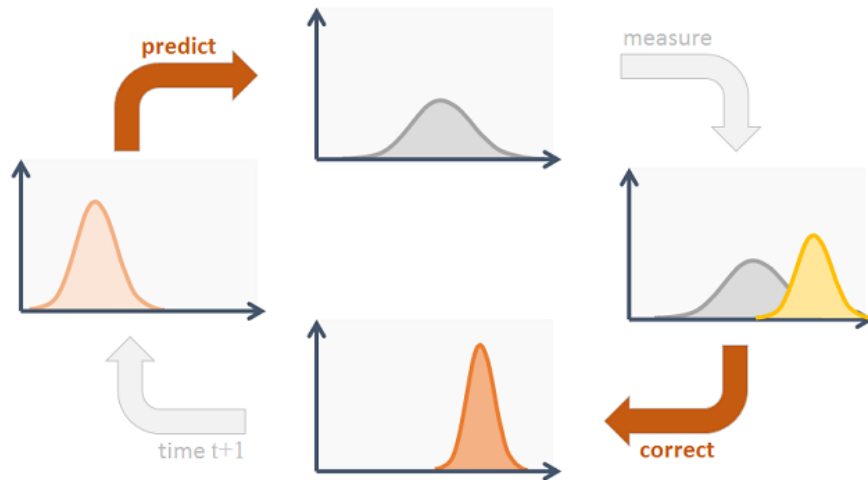


FIGURE 12 – Cycle du filtre de Kalman. Premièrement, le filtre prédit le prochain état. Secondement, la prédiction est adaptée lorsque la mesure bruitée est acquise. [25]

Quels sont les différents modèles dynamiques présents au coeur du modèle interne et dans quel contexte sont-ils implémentés ?

Afin de modéliser le contrôleur optimal rétroactif, il faut établir un modèle intégrant les dynamiques du bras et de l'environnement ainsi que définir la tâche à réaliser [26]. En effet, aussi bien pour l'inférence Bayésienne que pour l'optimisation de la commande motrice, l'inclusion de ces différentes dynamiques dans le modèle interne est essentielle. De ce fait, plusieurs études ont établi des modèles dynamiques du bras humain comportant un ou plusieurs degrés de liberté.

Dans le cadre des mouvements du bras dans un plan horizontal, un modèle à deux degrés de liberté (épaule, coude) fut établi pour analyser l'adaptation de la commande motrice, générée par le CNS, à diverses perturbations [27]. Ces perturbations impliquaient un changement d'objectif ou l'apparition d'un obstacle au sein de l'environnement dans lequel le bras évolue. L'observation d'une nette adaptation de la réponse musculaire a permis de confirmer l'influence de ces facteurs sur la commande motrice, elle-même déterminée à l'aide de la rétroaction. Ce modèle a également permis une meilleure caractérisation du processus de décision établi par le CNS [28]. La dynamique du bras de ce modèle est énoncée ci-dessous.

Équations dynamiques décrivant le mouvement d'un bras humain à 2 ddl dans le plan horizontal [29] :

$$M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) + B\dot{\theta} = \tau$$

$$M = \begin{bmatrix} a_1 + 2a_2 \cos \theta_2 & a_3 + a_2 \cos \theta_2 \\ a_3 + a_2 \cos \theta_2 & a_3 \end{bmatrix}, \quad C = \begin{bmatrix} -\dot{\theta}_2(2\dot{\theta}_1/\dot{\theta}_2) \\ \dot{\theta}_1^2 \end{bmatrix} a_2 \sin \theta_2, \quad B = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} \\ b_{21} & b_{22} \end{bmatrix}$$

,

$$a_1 = I_1 + I_2 + m_2 l_1^2, \quad a_2 = m_2 l_1 s_2, \quad a_3 = I_2,$$

avec b_{ii} des constantes, m_i les masses des membres, s_i les distances au centre de masse, l_i les longueurs des membres et I_i les moments d'inertie. Les états θ_1 et θ_2 ainsi que leurs dérivées décrivent la cinématique des articulations (épaule, coude) tandis que τ représente le moment musculaire.

Dans le cadre de mouvements verticaux, la plupart des études se sont consacrées à des mouvements comportant 1 degré de liberté avec des rotations autour d'une articulation uniquement tel que l'épaule, le coude ou le poignet. La modélisation de ces mouvements a permis de reproduire les asymétries cinématiques dans divers environnements (0g, 1g et 1.8g) [29], [30], et autour de diverses articulations (épaule, coude et poignet) [31]. L'adaptation du modèle interne aux conditions d'apesanteur et d'hypergravité ainsi que la décroissance de l'asymétrie des mouvements ascendants et descendants furent confirmés par le contrôle optimal stochastique. La dynamique de ces différents mouvements est décrite ci-dessous.

Equations dynamiques décrivant le mouvement d'un bras humain à 1 ddl dans le plan vertical :

$$\begin{aligned}\tau_{ag} - \tau_{ant} &= I\ddot{\theta} + B\dot{\theta} + GT(\theta), & \text{avec } GT(\theta) &= m \cdot g \cdot r \cdot \cos \theta \\ \sigma \dot{\tau}_{ag} &= \gamma u_{ag} - \tau_{ag} \\ \sigma \dot{\tau}_{ant} &= \gamma u_{ant} - \tau_{ant}\end{aligned}$$

La première équation décrit le mouvement d'une articulation avec $\tau_{ag}, \tau_{ant}, I, B, m, r$ & θ étant respectivement les moments de force des muscles agonistes et antagonistes, le moment d'inertie, la constante visqueuse, la masse du membre, la distance entre le centre de masse et le centre de rotation & l'angle que forme le membre avec l'horizontale. La constante visqueuse est définie tel que $k_v = 0.63 + 0.095T_M$ avec T_M étant le moment, autour de l'articulation concernée, moyenné sur la totalité du mouvement [30][32]. Les deux équations d'après décrivent la dynamique des muscles agonistes et antagonistes avec γ étant un simple gain de proportionnalité. Dans le cadre de la simulation de mouvements en apesanteur, le terme gravitationnel $GT(\theta)$ est naturellement omis.

Quel modèle d'optimisation le CNS utilise-t-il ?

Ultérieurement, une discussion sur l'utilisation du modèle interne de la gravité par le CNS a mené à la conclusion d'une optimisation des mouvements à l'aide de la gravité au lieu d'une compensation des effets mécaniques de la gravité sur le corps humain. En théorie, le contrôle optimal vise à réaliser la tâche désirée en déterminant la commande motrice (activités musculaires) qui minimise une certaine fonction coût. En d'autres termes, la commande émise permet d'effectuer la tâche en assurant un critère de performance préalablement défini. Plusieurs fonctions coût ont alors été implémentées pour décrire le processus d'optimisation employé par le CNS.

Modèle "Minimum Jerk"

C'est un modèle mathématique qui fut proposé et validé expérimentalement en 1985 pour des mouvements dans le plan horizontal [33]. Ce dernier est basé sur le contrôle optimal dont la fonction coût vise à minimiser l'intégrale du carré de la valeur du Jerk (pente du profil d'accélération) sur l'entièreté du mouvement. L'objectif du CNS est donc d'assurer un mouvement qui est le plus harmonieux et lisse possible. La fonction coût pour un mouvement de durée MD s'exprime par :

$$C = \frac{1}{2} \int_0^{MD} \left(\frac{d^3x}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3y}{dt^3} \right)^2 dt = \int_0^{MD} \left(\frac{d\ddot{\theta}}{dt} \right)^2 dt$$

avec x et y , les coordonnées de la position de la main et θ l'angle de rotation autour de l'articulation sous la forme angulaire de la fonction. Toutefois, lors de simulation pour des mouvements verticaux, ce modèle génère un profil symétrique qui ne permet pas de reproduire la dépendance en direction des mouvements [30],[11]&[31]. Ce comportement fut observé dans de nombreux résultats (figure 7,13).

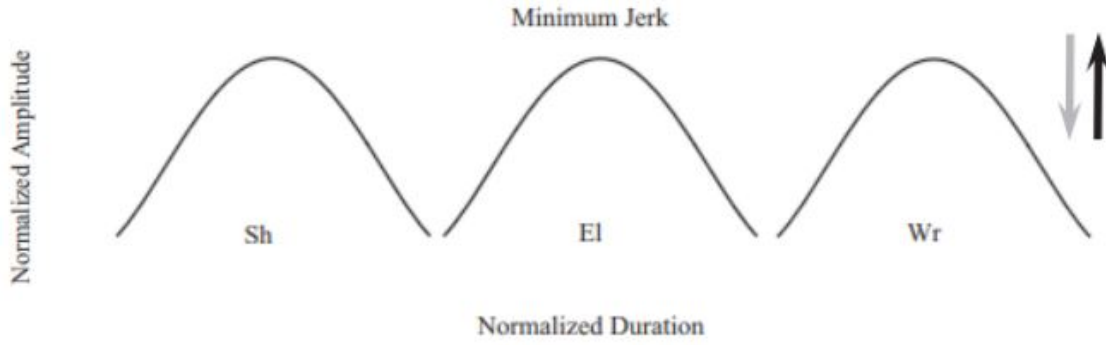


FIGURE 13 – Profils de vitesse théoriques moyens prédits par le modèle "Minimum Jerk" pour des mouvements verticaux à 1 ddl, respectivement, autour de l'épaule, du coude et du poignet. [31]

Modèle "Minimum Torque Change"

En 1989, peu après le modèle précédent, ce modèle mathématique fut proposé et validé expérimentalement, à nouveau, pour des mouvements dans le plan horizontal [34]. Au lieu de se baser sur la régularité des mouvements pour décrire le processus d'optimisation employé par le CNS, plusieurs indices de performances furent étudiés. D'après ces différentes analyses, le critère de performance qui en ressort implique la minimisation de l'intégrale de la somme des carrés des changements de moment. La fonction coût s'exprime par :

$$C = \int_0^{MD} \left(\frac{d\tau_{ag}}{dt} \right)^2 + \left(\frac{d\tau_{ant}}{dt} \right)^2 dt$$

Semblablement au modèle "Minimum Jerk", ce modèle produit également un profil identique pour les mouvements ascendants et descendants lors des simulations pour des mouvements verticaux [7],[31]&[11]. L'absence de la dépendance en direction ne permet pas de décrire l'intégration de la gravité dans le processus d'optimisation moteur. Cette absence d'asymétrie est observée sur la figure ci-dessous.

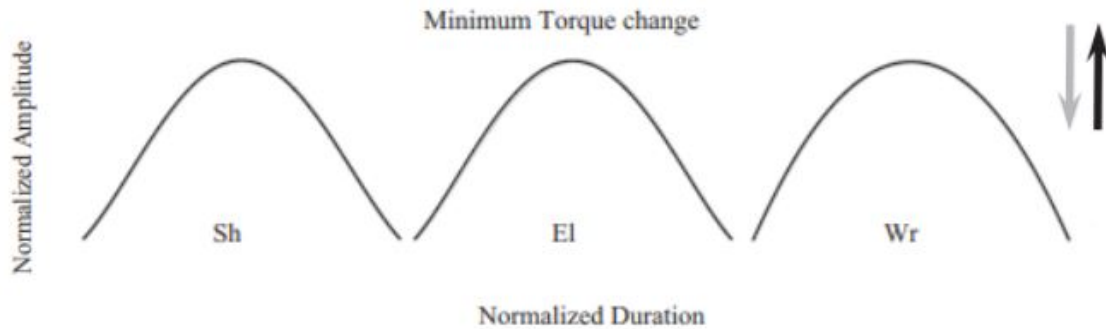


FIGURE 14 – Profils de vitesse théoriques moyens prédits par le modèle "Minimum Torque Change" pour des mouvements verticaux à 1 ddl, respectivement, autour de l'épaule, du coude et du poignet. [31]

Modèle "Minimum Variance"

Ce modèle a été proposé sur base d'une hypothèse physiologique énonçant que la commande motrice est altérée par du bruit dont la variance augmente avec la valeur de cette commande [35]. En présence de bruit, le processus d'optimisation moteur tenterait donc de minimiser la somme des variances des différentes positions formant la trajectoire parcourue par le bras. En linéarisant le modèle, la variance d'une position au temps t est donnée par l'élément diagonal approprié de la matrice de covariance exprimée par :

$$Cov[x_t] = k \sum_{i=0}^{t-1} (A^{t-1-i} B)(A^{t-1-i} B)^{MD} u_i^2$$

avec k étant une constante, A et B provenant directement de la représentation d'état du système ainsi que u_i la commande motrice recherchée. Cependant, à nouveau, des profils symétriques sont obtenus pour des mouvements parallèles au vecteur gravitationnel [11]&[31]. Certains résultats montrant cette absence de dépendance en direction sont illustrés à la figure 15.

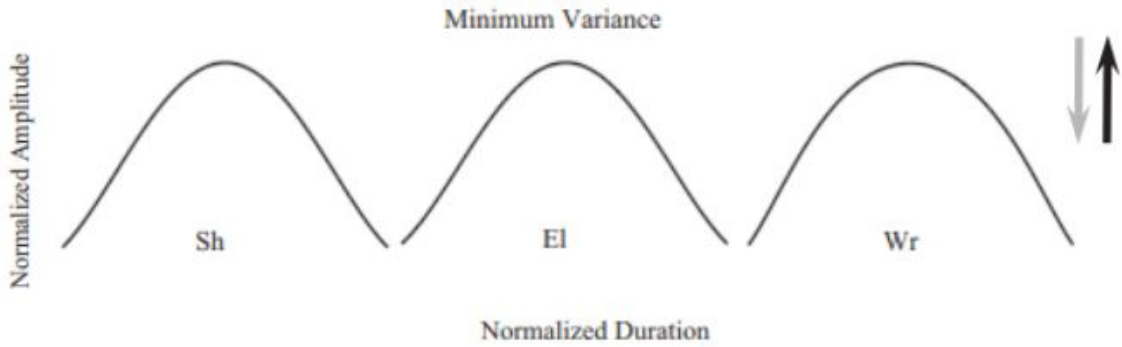


FIGURE 15 – Profils de vitesse théoriques moyens prédits par le modèle "Minimum Variance" pour des mouvements verticaux à 1 ddl, respectivement, autour de l'épaule, du coude et du poignet. [31]&[11]

Modèle "Minimum Smooth-Effort"

Récemment, ce modèle fut proposé pour tenter de reproduire les mouvements dans le plan vertical. Pour cela, une combinaison de deux termes est suggérée pour bénéficier des atouts de plusieurs modèles. Le premier est un terme d'effort permettant de définir la trajectoire en prenant l'avantage de moment non-musculaire tel que le moment gravitationnel dans ce contexte. Cependant, certaines caractéristiques tel que l'homogénéité de la trajectoire ne sont pas reproduites. C'est pour cette raison qu'un terme pénalisant les mouvements abruptes complètent le processus d'optimisation. Dès lors, le modèle "*Minimum Jerk*" est employé pour assurer l'homogénéité requise. La fonction coût se compose donc :

$$C = C_{effort} + \alpha \cdot C_{smooth}, \quad \begin{cases} C_{effort} = \int_0^{MD} |\tau \dot{\theta}| dt \\ C_{smooth} = \int_0^{MD} \left(\frac{d\ddot{\theta}}{dt} \right)^2 dt \end{cases}$$

Contrairement aux modèles précédents, la dépendance en direction est présente lors de la simulation de mouvements verticaux (figure 7, 16). De plus, l'évolution de l'asymétrie entre les mouvements ascendants et descendants au travers de différentes grandeurs du moment gravitationnel est prédite (figure 16).

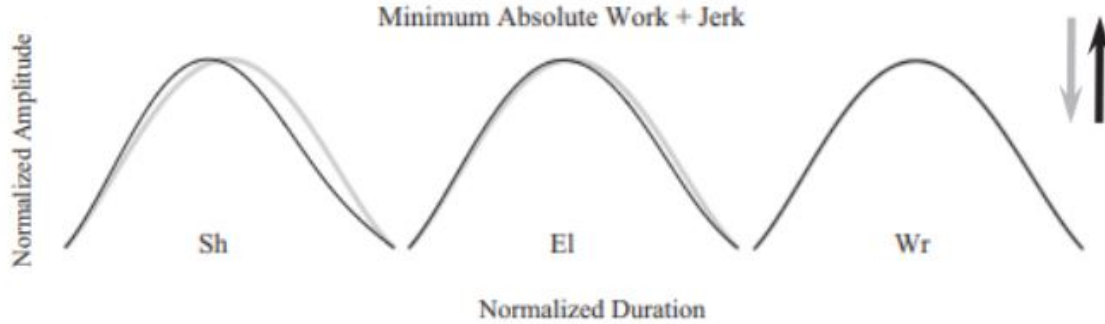


FIGURE 16 — Profils de vitesse théoriques moyens prédits par le modèle "Minimum Smooth-Effort" pour des mouvements verticaux à 1 ddl, respectivement, autour de l'épaule, du coude et du poignet. [31]

Pour mieux caractériser la dépendance en direction des mouvements verticaux, le ratio de symétrie (SR) a été défini. Ce ratio correspond à la durée relative jusqu'au pic de vitesse, un profil symétrique est donc caractérisé par un SR de 50%. Sur la figure suivante, la variation du ratio de symétrie est illustrée pour des mouvements verticaux à 1ddl. Le sujet devait atteindre différentes cibles placées entre -90° et 90° (figure 17A). La position initiale de chaque mouvement étant 0° . Le modèle "*Minimum Smooth – Effort*" est le seul a montré une variation du ratio (figure 17B,C).

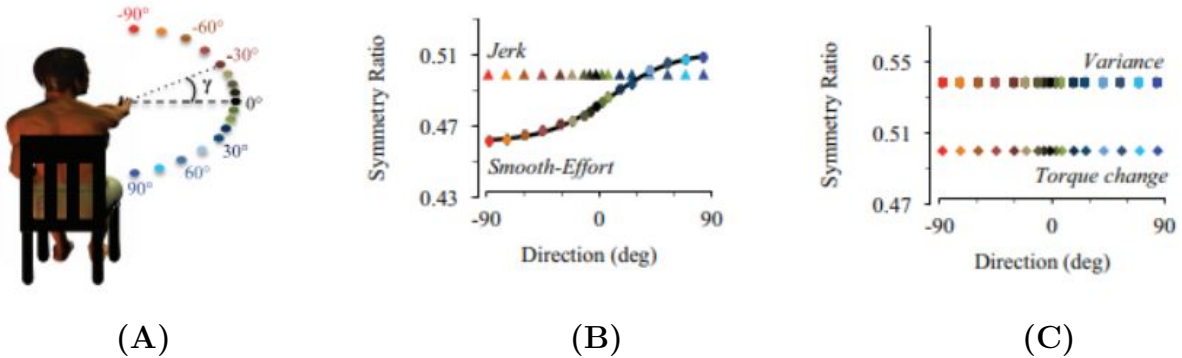


FIGURE 17 — (A) Représentation de la tâche à réaliser par le sujet ainsi que les multiples cibles. (B) Évolution du SR pour les modèles "Minimum Jerk" et "Minimum Smooth-Effort". (C) Évolution du SR pour les modèles "Minimum Variance" et "Minimum Torque Change" [31]

Table des matières

Partie I	Étude expérimentale	1
	Procédure expérimentale	3
1.1	Sujets	3
1.2	Équipement expérimental & utilisation	4
1.2.1	Chaise rotative	4
1.2.2	Métronome	4
1.2.3	Manipulandum	5
1.2.4	Système de repérage	6
1.2.5	Montage expérimental	8
1.3	Protocole expérimental	9
1.3.1	Mesure du coefficient de friction	9
1.3.2	Réalisation du mouvement point-à-point	10
1.3.3	Structure du protocole expérimental	11
1.4	Traitement des données	12
1.4.1	Codamotion	12
1.4.2	Manipulandum	13
	Résultats	17
2.1	Étude cinématique	17
2.1.1	Durée du mouvement	19
2.1.2	Overshoot	20
2.1.3	Pics de vitesse	21
2.1.4	Durée relative jusqu'au pic de vitesse	22
2.1.5	Pics d'accélération	23
2.1.6	Pics de décélération	24
2.1.7	Durée relative jusqu'au pic d'accélération	25
2.1.8	Jerk	25
2.2	Étude dynamique	28
2.2.1	Force de serrage statique et dynamique	28
2.2.2	Marge de sécurité	29
2.2.3	Corrélation	30
2.2.4	Gain de force	31
2.2.5	Délai de synchronisation	32

Partie II	Modélisation	33
	Étude & Modélisation du système	35
3.1	Modèle mathématique	37
	Contrôle linéaire	38
4.1	Linéarisation & Étude du système	38
4.1.1	Étude de stabilité	39
4.1.2	Contrôlabilité	39
4.2	Contrôleur LQG	40
4.2.1	Système idéal	41
4.2.2	Système bruité	42
4.2.3	Système avec estimateur optimal	43
	Contrôle non linéaire	45
5.1	Minimisation de l'effort	46
5.2	Modèle Smooth-Effort	47
Partie III	Discussion	49
	Description & modélisation du processus de contrôle moteur	50
	Perspectives de recherche	59

Introduction

Suite aux nombreuses études menées dans divers environnements, et introduites en amont de ce travail, l'existence et la caractérisation d'un modèle interne employé par le CNS tend à se préciser d'avantage. C'est dans ce contexte que s'inscrit ce travail de fin d'études avec pour intention de compléter la littérature actuelle. Dans le cadre de ce travail, l'influence de l'orientation de la gravité sur la cinématique du bras et sur la dynamique de la main est étudiée.

L'objectif de cette thèse est de caractériser le processus de contrôle moteur employé par le système central nerveux ainsi que son adaptation lorsque l'orientation du corps varie respectivement avec la direction du vecteur gravitationnel. Pour cela, ce travail se consacre à l'étude de la manipulation d'un objet lors de la réalisation de mouvements verticaux point-à-point. En faisant l'analogie avec les résultats des travaux précédents, deux questions sont principalement abordées :

1. *L'analyse cinématique du bras, réalisée pour différentes orientations du corps par rapport au vecteur de la gravité, est-elle en accord avec les résultats ultérieurs convergeant vers une utilisation de la gravité dans la génération d'une trajectoire maximisant les performances (effort musculaire, homogénéité du mouvement, ...) ?*
2. *La force de serrage est-elle synchronisée avec la force de charge et cette synchronisation persiste-t-elle dans une position inhabituelle du corps (ex : position inversée) ? Si oui, à quelle vitesse opère-t-elle ?*

Afin de répondre à ces questions, un protocole expérimentale adéquat est établi, permettant l'analyse de trois effets : l'effet de la direction des mouvements, l'effet de l'orientation du corps par rapport au vecteur gravitationnel et l'effet de la répétition des mouvements. Pour se faire, la méthodologie assurant l'acquisition et le traitement des données cinématiques et dynamiques est soigneusement détaillée. Ces données sont ensuite utilisées pour permettre la réalisation des deux parties essentielles à ce travail.

Premièrement, l'étude de plusieurs paramètres cinématiques et dynamiques est traitée. Ces analyses permettent, d'une part, la comparaison avec les résultats expérimentaux antérieurs, et d'une autre part, l'interprétation de certains résultats propres à ce travail. Suite à ces résultats, le rôle de la gravité dans le processus de contrôle moteur sera rediscuté dans la dernière partie de ce travail. Les résultats issus de la caractérisation de la dynamique des mouvements mèneront également à une discussion axée sur les types de loi de contrôle implémentée par le système central nerveux et leur intérêt à différents niveaux de la trajectoire.

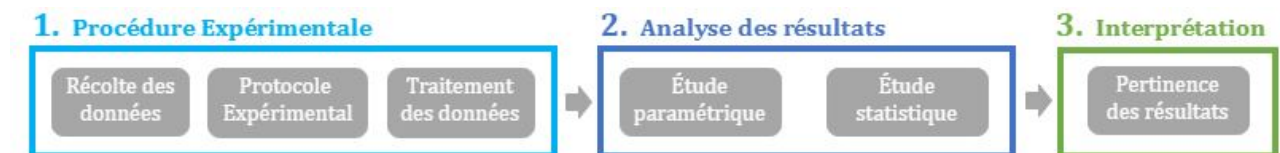
Deuxièmement, une modélisation mathématique de la cinématique du bras est réalisée, pour les mouvements étudiés expérimentalement, à l'aide de 3 lois de contrôle linéaire et non linéaire. Pour cela, divers contrôleurs faisant office de publications scientifiques au cours de la dernière décennie sont implémentés et adaptés au protocole de ce travail. Similairement à la partie expérimentale, une discussion sur la validité de ces modèles pour les mouvements considérés dans cette étude est réalisée à la fin de ce travail. De plus, une comparaison avec les simulations obtenues dans les travaux antérieurs est effectuée.

Première partie

Étude expérimentale

Objectif

La première partie de ce travail a pour objectif de répondre aux deux questions directrices qui ont été soigneusement posées à l'aide d'une étude expérimentale. Pour se faire, trois étapes distinctes sont clairement définies assurant une rigueur de la démarche scientifique.



Premièrement, la mise en place d'une expérience de laboratoire impliquant plusieurs sujets. Cette expérience permet de générer les données cinématiques et dynamiques essentielles des membres étudiés (bras et main). Pour cela, un protocole expérimental est soigneusement déterminé définissant précisément d'une part, les tâches à réaliser par les sujets, et d'autre part, la structure de l'expérience. De plus, la récolte des données requière un équipement expérimental adéquat et ciblé pour le type de données à récolter (cinématique ou dynamique), qui est également minutieusement détaillé. Pour finir, les signaux récoltés sont traités pour acquérir des données analysables.

Secondement, l'analyse des données afin d'exprimer les résultats expérimentaux de l'étude effectuée. Pour cela, les paramètres les plus intéressants ont été choisis après une première observation des données brutes comportant les profils de vitesse, d'accélération et des différentes forces (force de serrage, force de charge, ...). Suite à cela, la méthode de calcul de chacun des paramètres est définie. Lorsque plusieurs méthodes de calcul sont envisageables pour un même paramètre, celle assurant les résultats les plus réalistes est privilégiée. Finalement, les évolutions de ces paramètres sont étudiées suivant la direction du mouvement (ascendante ou descendante), la position du sujet (droite, couchée ou inversée) et la répétition du mouvement. Parallèlement à l'analyse paramétrique, l'entièreté des résultats présentés et décrits est validée par diverses analyses statistiques.

Dernièrement, l'interprétation des résultats, permettant de répondre aux diverses questions et de relever la pertinence de cette étude dans le contexte de recherche actuel, sera discutée en fin de ce travail pour bénéficier de la totalité des analyses (y compris celles provenant de la seconde partie du travail). En première intention, cette interprétation a pour but de compléter la littérature actuelle portant sur le processus de contrôle moteur du CNS pour des mouvements verticaux point-à-point. Dans un second temps, de nouvelles pistes de recherche seront évoquées.

Chapitre 1

Procédure expérimentale

1.1 Sujets

Huit sujets ont participé à l'expérience. Ces sujets sont âgés de 19-26 ans et tous en bonne santé. Parmi eux, 7 sujets sont des hommes et 1 sujet est une femme. De plus, 6 d'entre eux étaient naïf à propos du sujet de l'étude et à la réalisation de mouvement en position inversée. Deux d'entre eux étaient conscient de l'intérêt de l'étude et préalablement initié à la réalisation de mouvement en position inversée. Une série de mesures ont été prises sur cinq des sujets dans l'intérêt de la seconde partie de cette thèse (modélisation et simulation) :

Sujets	Poids [kg]	Taille [cm]	l_1 [cm]	l_2 [cm]	l_3 [cm]
YM	76	171	33	26	17.5
AE	75	182	34	27.5	20
NK	82	178	33	25.5	19
NF	60	165	31	22.5	17
RM	66	172	31.5	25	19

Quatre points de référence ont permis d'assurer la précision de ces mesures : la tête de l'humerus (épaule), l'olécrane de l'ulna (coude), l'articulation radio-carpienne (poignet) et l'extrémité de l'index. Ces points de référence sont illustrés à la figure 1.1, les trois longueurs caractéristiques des membres supérieurs (l_1 , l_2 et l_3) en sont déduites.

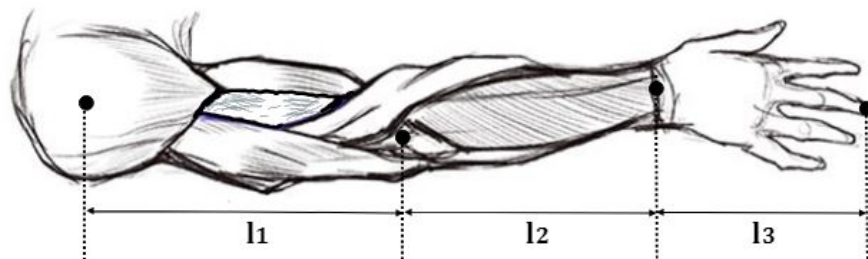


FIGURE 1.1 – Illustration des longueurs caractéristiques des membres supérieurs et des 4 points de référence utilisés.

1.2 Équipement expérimental & utilisation

En vue du bon fonctionnement de l'expérience, le montage expérimental est composé de quatre dispositifs principaux : une chaîne rotative, un objet instrumenté nommé "manipulandum", un système de repérage et un métronome. Parmi ces différents dispositifs, le manipulandum et le système de repérage constituent les instruments de mesure nécessaire à la collecte des différentes données.

1.2.1 Chaise rotative

La chaise rotative (laboratoire UCL, iOns) permet de placer le sujet manuellement dans 3 positions différentes (figure 1.2) : en position droite (0°), en position couchée (90°) et en position inversée (180°). Une cible, comportant 3 marqueurs, est attaché à la chaise afin d'aiguiller le sujet dans la réalisation de la tâche.

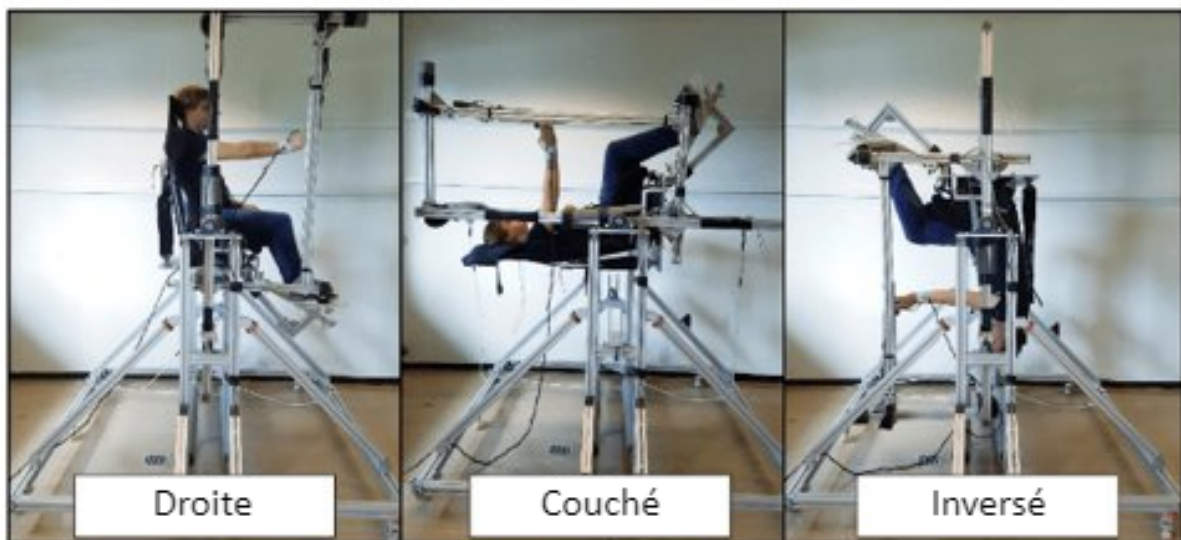


FIGURE 1.2 – Illustration de la chaise rotative dans les différentes positions.

1.2.2 Métronome

Afin de réaliser aisément les mouvements point-à-point détaillés ultérieurement dans le travail, un métronome marque le début de chaque mouvement. En pratique, l'action du métronome est assurée par un simple baffle connecté à un générateur de signaux. Ces signaux sont préalablement définis en adéquation avec la tâche à exécuter. La fréquence de chaque signal importe peu mise à part l'obtention d'un son ni trop aigu ni trop sourd. Par contre, la durée entre les différents signaux est volontairement aléatoire afin d'éviter l'anticipation du mouvement par le sujet.

1.2. Équipement expérimental & utilisation

1.2.3 Manipulandum

Le manipulandum est l'instrument de mesure permettant de collecter les données dynamiques et cinématiques qui s'y appliquent. Il se compose de 2 capteurs de force-moment (figure 1.3A), un sous chaque doigt, de 40mm de diamètre. (Mini 40 F/T transducteurs, ATI Industrial Automation, NC, USA). Des capteurs d'humidité sont également collés au dessus des capteurs de force-moment. Ces derniers sont des circuits imprimés (PCB) circulaires également de 40mm de diamètre avec des électrodes sensibles localisées dans un cercle de 10mm de diamètre autour du centre du PCB. Des accéléromètres sont également intégrés dans les bases inférieure et supérieure du manipulandum. L'ensemble de ces capteurs permet l'acquisition tridimensionnelle des forces, moments et accélérations (figure 1.3B) à une fréquence d'échantillonnage de 800 Hz. Quatre marqueurs infrarouges (Diode émettrice de lumière infrarouge [IRED]) sont placés sur la face avant du manipulandum pour être suivi par le système de repérage. Le manipulandum permet alors de rendre disponible les données suivantes :

- Accélération 3D du manipulandum
- Forces 3D appliquées par les doigts sur les capteurs de force-moment
- Moments 3D appliquées par les doigts sur les capteurs de force-moment
- Vitesse angulaire 3D du manipulandum
- Humidité du pouce et de l'index

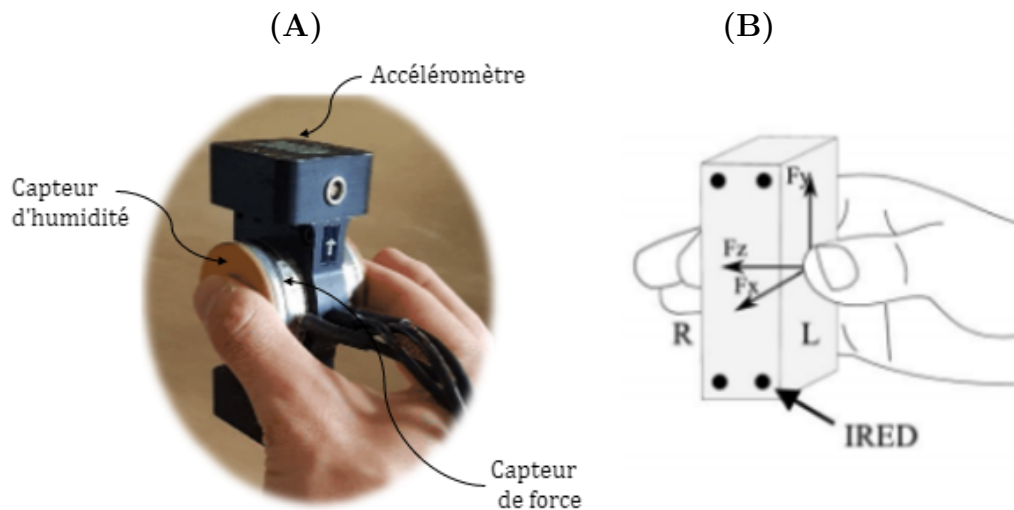


FIGURE 1.3 – (A) Manipulandum employé lors de la réalisation des tâches. (B) Illustration du repère des capteurs de force et de la position des IRED.

1.2.4 Système de repérage

Le système de repérage permet d'obtenir précisément la trajectoire du manipulandum inscrite dans un repère pré-défini. Ce repère est constitué de 3 marqueurs infrarouges identiques à ceux présent sur le manipulandum. Le dispositif de repérage permet alors de s'aligner avec le repère et d'adapter les données collectées de la trajectoire en conséquence. La trajectoire, quant-à-elle, est générée à l'aide des marqueurs situés sur le manipulandum dont les positions sont acquises par le dispositif de suivi de mouvement (Codamotion System, Chamwoods Dynamics, Leicestershire, UK) à une fréquence d'échantillonnage de 200 Hz.

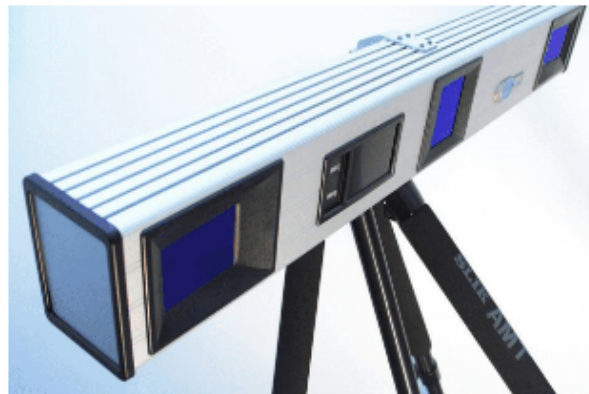


FIGURE 1.4 – Une unité du dispositif de repérage Codamotion.

Une unité du dispositif est composée de trois caméras (figure 1.4). Afin que les caméras aient une visibilité globale de tous les marqueurs IRED, l'emplacement d'une ou de plusieurs unités est judicieusement déterminé. Dans le cadre de cette expérience, sept marqueurs infrarouges doivent être visibles en permanence pour assurer une collecte continue des données (3 pour le repère, 4 pour la position du manipulandum). Pour cela, 3 dispositions expérimentales ont été adoptées pour chaque position de la chaise rotative. Ces différentes configurations (droite, inversée et couchée) sont respectivement illustrées aux figures 1.5A,B&C.

Comme illustré, le repère est fixé sur le cadre de la chaise rotative et permet de réaliser les mouvements dans un repère invariant au cours des positions. Quelques autres remarques peuvent être effectuées. Premièrement, aucune préférence n'est manifestée quant à la direction de l'axe z en raison d'un mouvement effectué, théoriquement, dans le plan $x-y$ (domaine d'intérêt de ce travail). Deuxièmement, deux unités du dispositif de repérage sont nécessaires lors de l'exécution de la tâche en position couchée. Effectivement, pour des raisons pratiques, une unité ne peut pas être placée face au sujet exécutant le mouvement. Une seconde unité est donc nécessaire en raison des possibles rotations du poignet involontaires lors de la réalisation du mouvement.

1.2. Équipement expérimental & utilisation

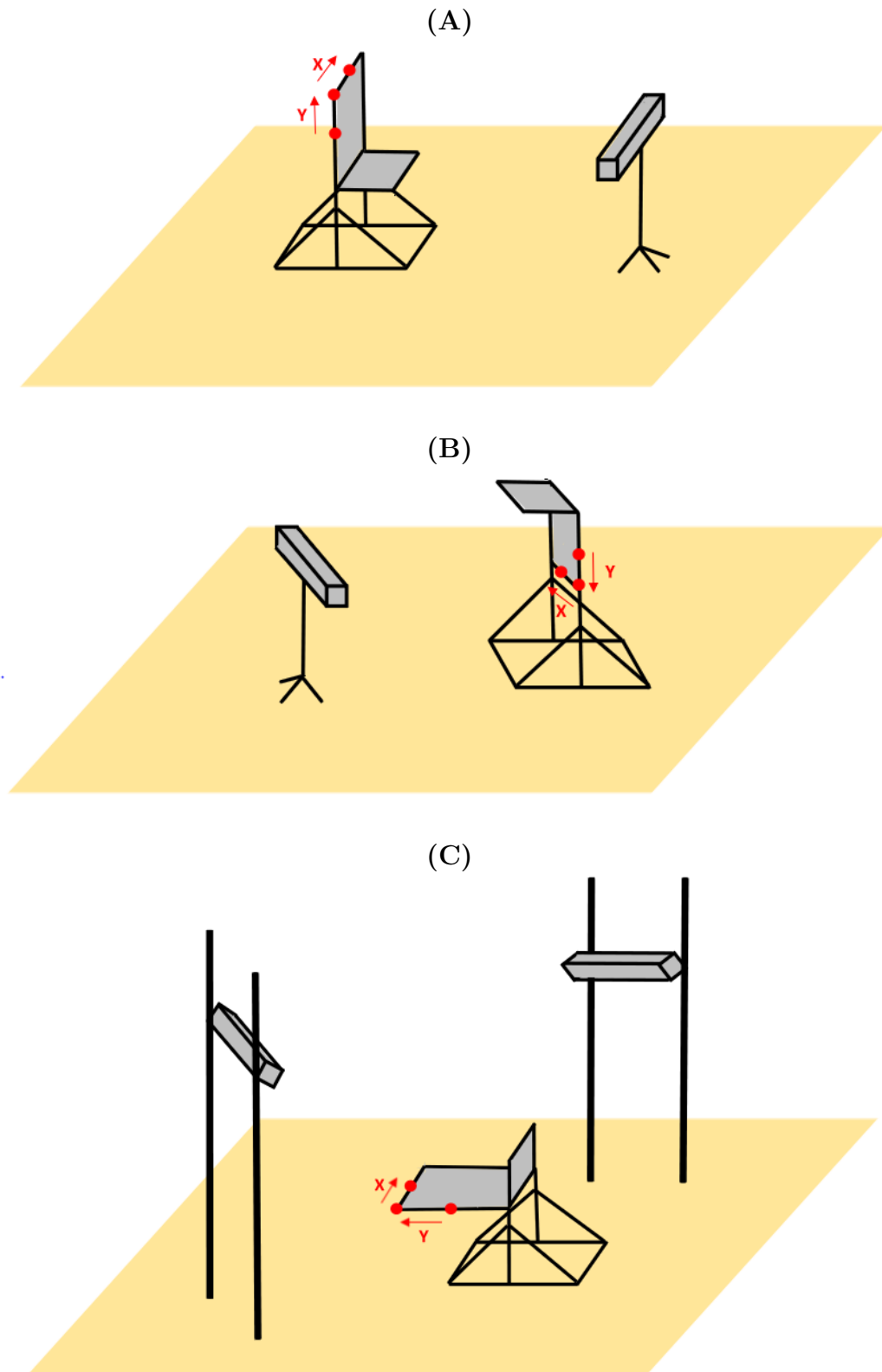


FIGURE 1.5 – Disposition du dispositif de repérage et du repère (rouge, axes X et Y) pour les différents positions. (A) Position droite. (B) Position inversée. (C) Position couchée.

1.2.5 Montage expérimental

La figure ci-dessous illustre le montage expérimental employé lors de la réalisation de cette expérience.

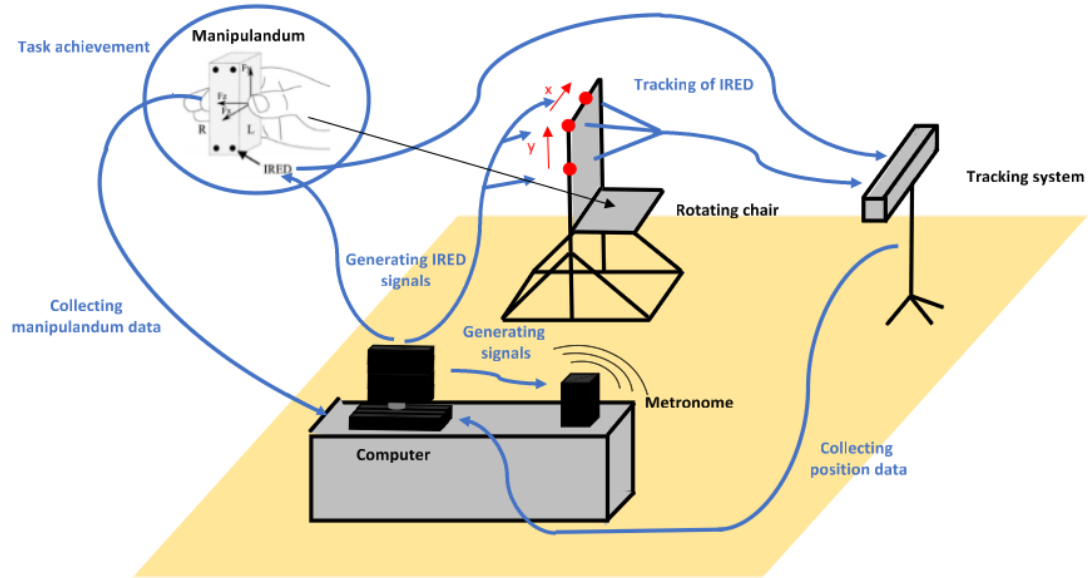


FIGURE 1.6 – Montage expérimental.

Au centre de ce montage expérimental, un ordinateur est présent et permet d'une part de générer les signaux nécessaires aux marqueurs (infrarouges) et au métronome (acoustiques), et d'autre part, de stocker les données collectées par les différents systèmes d'acquisition (Manipulandum, système de repérage). En pratique, deux ordinateurs sont utilisés, l'un permettant de récolter les données de position et l'autre permettant de récolter les données du manipulandum et de générer les signaux. Ces ordinateurs sont synchronisés entre eux pour assurer une acquisition des données simultanément.

Au total, 5 fonctions principales doivent être remplies par le matériel expérimental en vue d'un succès de l'étude à mener :

- Placement du sujet dans les différentes positions (chaise rotative)
- Récolte des données dynamiques de la main (manipulandum)
- Récolte des données cinématiques du bras (codamotion)
- Génération et diffusion des signaux infrarouges et sonores (ordinateur, IRED, métronome)
- Stockage des données (ordinateur)

1.3 Protocole expérimental

Lors de l'accomplissement de l'expérience, les sujets doivent réaliser deux tâches. La première va permettre la récolte de données nécessaires à une estimation du coefficient de friction. La seconde est la réalisation du mouvement étudié et est répétée dans les diverses positions. Ces tâches, ainsi que la structure du protocole dans laquelle elles sont réalisées, sont préalablement expliquées aux sujets de la manière suivante.

1.3.1 Mesure du coefficient de friction

Tout d'abord, le manipulandum (objet à manipuler par le sujet) est placé sur le genou droit du sujet et maintenu par l'application de sa main gauche sur la surface supérieure (voir figure 1.7A). L'interdiction de toucher les capteurs est demandée au sujet dans un premier temps (également demandée à la fin). Cette mesure permettra par la suite d'évaluer les éventuels offsets présents pour chaque capteur.

Par après, le sujet effectue un mouvement de frottement vertical du pouce et de l'index sur le manipulandum. C'est un mouvement cyclique alternant entre direction ascendante et descendante (voir figure 1.7B). Les autres consignes évoquées au sujet spécifient un mouvement continu à pression idéalement constante avec une demande particulière de ne surtout pas sortir des capteurs de force.

Pour finir, le mouvement est réalisé successivement trois fois avec trois forces de serrage différentes (faible, moyenne et forte). Le sujet est informé du début de la réalisation du mouvement ainsi que de la fin à l'aide du métronome.

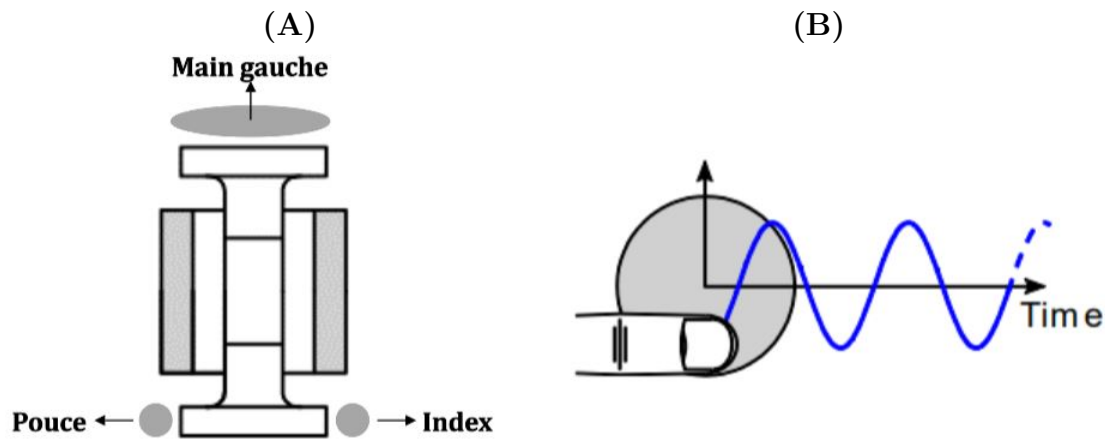


FIGURE 1.7 – Illustration de la tâche de friction. (A) Position initiale du manipulandum avant le mouvement de frottement. (B) Mouvement de frottement vertical cyclique [36].

1.3.2 Réalisation du mouvement point-à-point

A nouveau, initialement et pour chaque position, le manipulandum est placé sur le genou droit du sujet avec interdiction de toucher les capteurs de force (figure 1.7A).

Après l'émission de trois signaux consécutifs par le métronome, le sujet se saisit du manipulandum à l'aide de sa main droite et le place en position basse. Le manipulandum est maintenu entre le pouce et l'index du sujet tandis que le bras du sujet est tendu (figure 1.8B).

Ensuite, un mouvement rectiligne de ± 30 cm bras tendu est réalisé par le sujet. Ce mouvement est qualifié comme étant rapide et naturel, et alterne successivement entre la direction ascendante et descendante. La trajectoire du mouvement est délimitée à l'aide de deux marqueurs espacés de ± 30 cm définissant les positions basse et haute entre lesquelles le mouvement est alterné. Comme énoncé, ces marqueurs se situent sur la cible dont la hauteur et la distance sont ajustées pour chaque sujet. Le centre de la cible est aligné horizontalement avec l'épaule du sujet et le centre du manipulandum. La cible est placée de sorte à ce que le manipulandum soit à son niveau lorsque le bras du sujet est tendu horizontalement. L'emplacement de la cible est illustré à la figure 1.8A

Pour finir, comme énoncé ultérieurement, le mouvement est réalisé dans trois positions : ① position droite, ② position couchée et ③ position inversée. Les sujets réalisent l'expérience dans l'une des six séquences d'orientation possible : ①②③, ①③②, ②①③, ②③①, ③①② et ③②①. Pour chaque sujet, la séquence est attribuée aléatoirement.

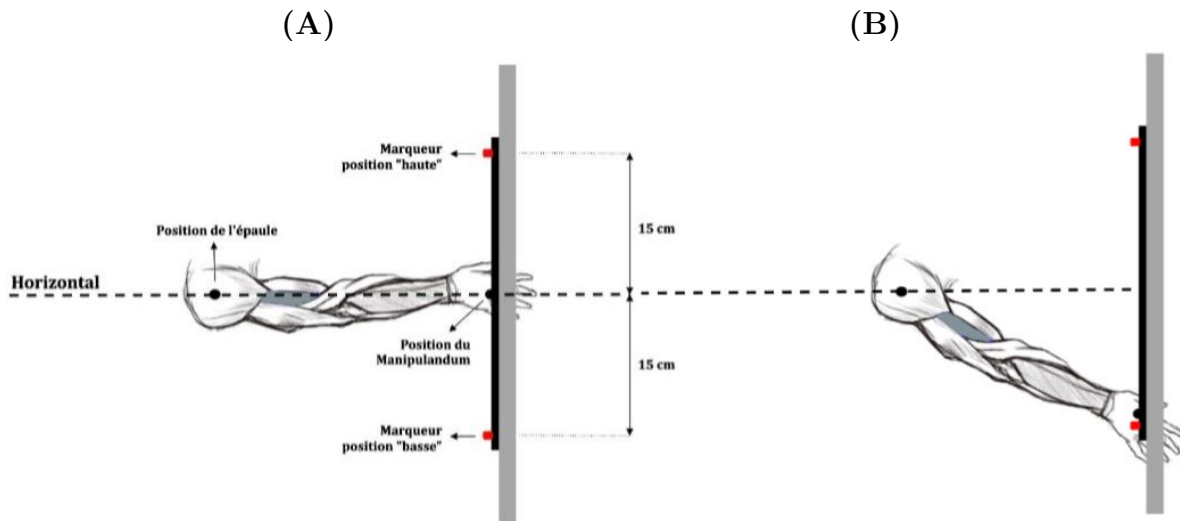


FIGURE 1.8 – (A) Illustration de l'ajustement adéquat de la cible à la morphologie de chaque sujet.
(B) Illustration de la position de départ.

1.3.3 Structure du protocole expérimental

La structure généralisée du protocole expérimental décrite à la figure 1.9 ci-dessous se divise en trois types de blocs : les blocs d'entraînements, les blocs de friction et les blocs de réalisation du mouvement.

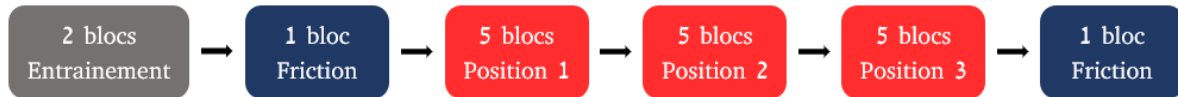


FIGURE 1.9 – Structure globale du protocole expérimental.

Après l'explication et la démonstration des tâches à effectuer, le sujet exécute deux blocs d'entraînement en position droite afin de s'assurer que les mouvements point-à-point sont correctement réalisés. Des corrections éventuelles peuvent être indiquées au sujet afin de perfectionner son mouvement.

Ensuite, deux blocs de friction sont également effectués, un bloc avant les blocs de mouvements point-à-point et un bloc après, en fin d'expérience. Un bloc de friction comprend la réalisation de la tâche décrite précédemment (section 1.3.1) réalisée pour chaque niveau de force de serrage. La présence d'un second bloc se justifie par une évolution de l'humidité des doigts au cours de l'expérience. Dans le cas d'une différence d'humidité non négligeable, une mauvaise estimation du coefficient de friction pourrait être engendrée par l'absence de ce second bloc.

Enfin, 15 blocs sont réalisés, 5 blocs dans chaque position dont l'ordre des positions est fixé. Chaque bloc a une durée 45 sec imposée par le métronome et comprend un total de vingt mouvements (10 mouvements ascendants et 10 mouvements descendants). La durée entre chaque mouvement est aléatoire afin d'éviter l'anticipation du mouvement par le sujet.

1.4 Traitement des données

Une fois les signaux collectés, ces derniers sont traités numériquement afin d'amenuiser le bruit, supprimer les offsets éventuels et exprimer les variables utiles à l'analyse des données (GF,LF,...). Similairement à la récolte des données, deux traitements se distinguent : le traitement des données provenant du manipulandum et celui des données provenant du système Codamotion. Les différentes procédures implémentées sont réalisées à l'aide de MATLAB (MathWorks, Natick, MA, USA).

1.4.1 Codamotion

Tout d'abord, bien que la trajectoire des 4 marqueurs situés sur le manipulandum (rappel : figure 1.3) est connue, la trajectoire du centre du manipulandum reste inconnue et nécessite une estimation mathématique. De ce fait, afin d'estimer au mieux la position du centre, chaque marqueur est utilisé pour exprimer un référentiel dont le centre constitue une estimation du centre du manipulandum. Les vecteurs unitaires définissant ces 4 référentiels sont calculés sur base des coordonnées p_i des 4 marqueurs à chaque instant. Deux vecteurs unitaires par direction peuvent être défini à chaque prise de mesure :

$$\begin{aligned} X1 &= \frac{p2 - p1}{\|p2 - p1\|} & X2 &= \frac{p4 - p3}{\|p4 - p3\|} \\ Y1 &= \frac{p1 - p3}{\|p1 - p3\|} & Y2 &= \frac{p2 - p4}{\|p2 - p4\|} \end{aligned}$$

Le vecteur unitaire constituant la direction "z" est défini comme le produit vectoriel des deux vecteurs "x" et "y" appropriés à chaque marqueur. A l'aide de ces vecteurs, les différents référentiels peuvent être exprimés :

$$\begin{aligned} R1 &= p1 + l * X1 - h * Y2 - L * Z & , Z &= \frac{X1 \wedge Y2}{\|X1 \wedge Y2\|} \\ R2 &= p2 - l * X2 - h * Y2 - L * Z & , Z &= \frac{X2 \wedge Y2}{\|X2 \wedge Y2\|} \\ R3 &= p3 + l * X1 + h * Y1 - L * Z & , Z &= \frac{X1 \wedge Y1}{\|X1 \wedge Y1\|} \\ R4 &= p4 - l * X2 + h * Y1 - L * Z & , Z &= \frac{X2 \wedge Y1}{\|X2 \wedge Y1\|} \end{aligned}$$

La largeur "l", la hauteur "h" et la profondeur "L" étant les dimensions jusqu'au centre du manipulandum (figure 1.10) et valent respectivement 10cm, 37cm et 20cm. Par après, une moyenne est effectuée sur les quatres référentiels pour estimer la position exacte du centre : $c = \frac{\sum R_i}{4}$. En dépit d'une mauvaise visibilité d'un des marqueurs, cette méthode permet de garder une estimation précise du centre du manipulandum.

Pour finir, le signal obtenu est filtré par un filtre passe-bas Butterworth d'ordre 4 et de retard de phase nul, avec une fréquence de coupure de 10Hz. Il est ensuite dérivé une première fois pour obtenir le profil de vitesse et une seconde fois pour le profil d'accélération.

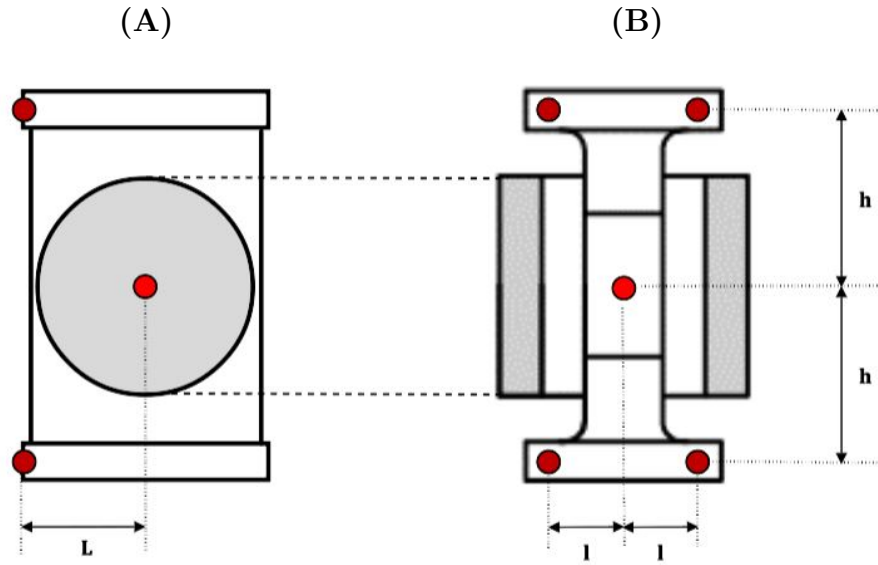


FIGURE 1.10 – Dimensions entre les marqueurs IRED et le centre du manipulandum (A) Vue de profil. (B) Vue de face.

1.4.2 Manipulandum

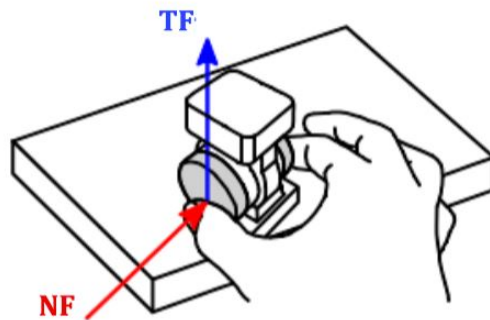
Les signaux traités provenant des mesures du manipulandum sont essentiellement dynamiques. Un intérêt particulier est donc porté sur les forces de serrage, de charge et de glissement. Les offsets sont déterminés et soustraits aux signaux bruts et les blocs de friction sont traités pour estimer le coefficient de friction.

Calcul du coefficient de friction

Pour calculer le coefficient de friction, une méthode publiée il y a 4 ans est utilisée [36]. Le coefficient de friction est exprimé par un polynôme à puissance négative :

Negative power law :

$$\mu = k * (NF)^{n-1}$$



NF étant la force normale appliquée sur le capteur de force (illustration ci-dessus [36]), k et n sont deux paramètres à estimer.

L'objectif de la tâche de friction était de permettre l'extraction de plusieurs couples (μ, NF) à travers les 6 blocs (2x 3 forces de serrage différentes). A l'aide de ces couples et de la relation précédente, les paramètres k et n peuvent être estimés pour chaque sujet.

Les couples (μ, NF) à sélectionner sont caractérisés par un rapport entre la force tangentielle et la force normale, $\frac{TF}{NF}$, maximal. C'est à cet instant que le glissement du doigt sur le capteur survient et que le coefficient de friction statique est prélevé. Ensuite, les paramètres k et n sont estimés par une simple régression linéaire des données (figure 1.11). Pour cela, une version logarithmique de la relation liant μ, k, n et NF est utilisée : $\log(\mu) = \log(k) + (n - 1) * \log(NF)$. Les paramètres k et n sont estimés pour chaque capteur du manipulandum (droite et gauche).

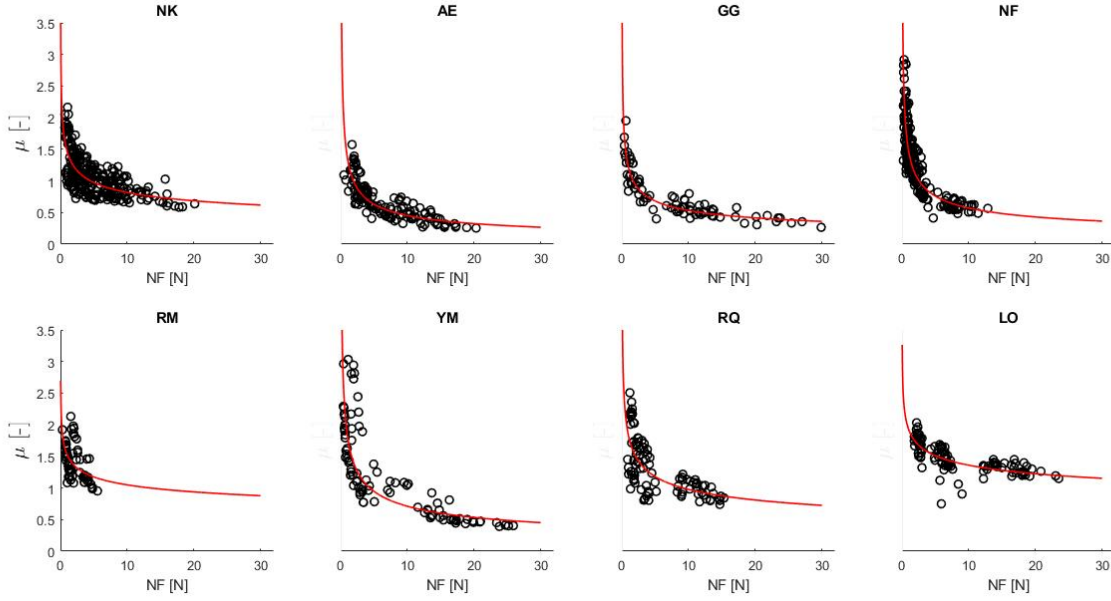


FIGURE 1.11 – Résultat issu de la régression linéaire basée sur la relation logarithmique de μ pour le capteur droit (index).

Calcul des variables dynamiques

A présent que le coefficient de friction statique est estimé pour chaque sujet, la force de serrage, la force de charge, la force de glissement et la marge de sécurité sont calculées.

Tout d'abord, les signaux des forces tridimensionnels appliqués sur les capteurs droite et gauche sont filtrés à l'aide d'un filtre passe-bas Butterworth d'ordre 4 et de retard de phase nul, avec une fréquence de coupure de 40Hz. Ensuite, un changement de référentiel est effectué pour exprimer les forces, initialement dans le repère ATI, dans le repère GLM. Le repère ATI est propre au capteur de force et forcément identique pour les deux capteurs (à droite et à gauche du manipulandum). Le repère GLM est quant-à-lui une convention fixée pour l'ensemble du manipulandum. Ces deux repères sont illustrés à la figure 1.12.

La formulation mathématique de ce changement de repère s'exprime comme ci-dessous ($\alpha = 30^\circ$), a et g signifiant la distinction entre repère ATI et GLM, r et l distinguant les

capteurs droite et gauche :

$$\begin{bmatrix} F_{xar} \\ F_{yar} \\ F_{zar} \end{bmatrix} = R_z(90 - \alpha) \cdot R_x(90) \cdot \begin{bmatrix} F_{xgr} \\ F_{ygr} \\ F_{zgr} \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} F_{xal} \\ F_{yal} \\ F_{zal} \end{bmatrix} = R_z(-(90 + \alpha)) \cdot R_x(-90) \cdot \begin{bmatrix} F_{xgl} \\ F_{ygl} \\ F_{zgl} \end{bmatrix}$$

R_x et R_z sont respectivement les matrices de rotation usuelles, d'un espace euclidien à 3 dimensions, autour des axes x et z.

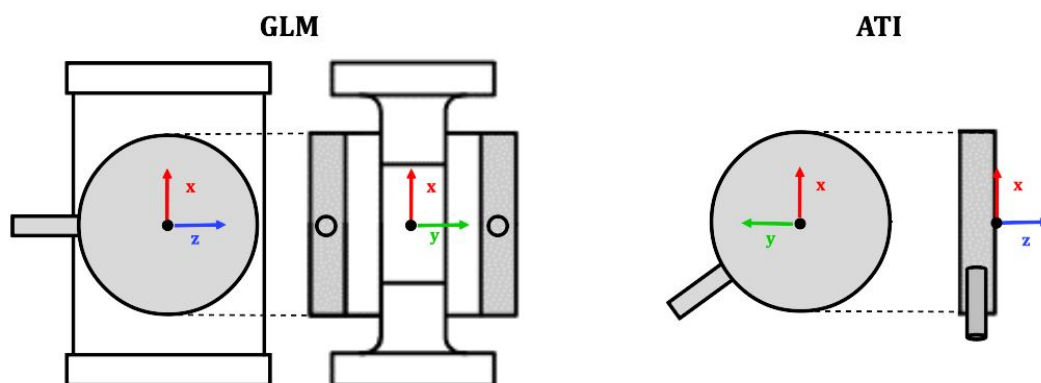


FIGURE 1.12 – Représentation des repères ATI (capteurs) et GLM (manipulandum).

A partir des forces exprimées dans le repère GLM, les 4 variables sont, à présent, déterminées. La force de serrage est définie :

$$GF = \frac{F_{ygl} - F_{ygr}}{2}$$

La force de charge est définie :

$$LF = \sqrt{LF_v^2 + LF_h^2}, \quad \begin{cases} LF_v &= F_{xgr} + F_{xgl} \\ LF_h &= F_{zgr} + F_{zgl} \end{cases}$$

La force de glissement est définie :

$$SF = \max(SF_r, SF_l), \quad \begin{cases} SF_{r/l} &= k_{r/l} \cdot (TF_{r/l})^n \\ TF_{r/l} &= \sqrt{F_{xgr/l}^2 + F_{zgr/l}^2} \end{cases}$$

La marge de sécurité est définie :

$$SM = \frac{GF - SF}{LF}$$

Calcul des offsets

Evidemment, les offsets sont déterminés lorsqu'aucun contact n'a lieu entre les capteurs et la main du sujet. Au vu des consignes données au sujet (voir section 1.3.2), deux fenêtres permettent d'évaluer les offsets : le début et la fin de chaque bloc. Par définition, les offsets sont calculés en moyennant chaque signal sur 500ms et en vérifiant une condition sur la variance des forces :

$$\sigma_{F_{xal}}^2, \sigma_{F_{yal}}^2, \sigma_{F_{zal}}^2, \sigma_{F_{xar}}^2, \sigma_{F_{yar}}^2, \sigma_{F_{zar}}^2 < 0.1\%$$

Les forces permettant d'exprimer cette condition sont les forces tridimensionnelles appliquées sur chaque capteur, "r" pour le capteur de droite et "l" pour celui de gauche. La figure 1.13A montre une fenêtre stable lors du début d'un bloc. Par défaut, les offsets sont calculés sur les 500 premières millisecondes ou sur les 500 dernières millisecondes si la condition n'est pas remplie (figure 1.13B). Dans le cas où la condition ne serait toujours pas respectée, l'observation des signaux bruts est utilisée pour identifier l'instant le plus stable.

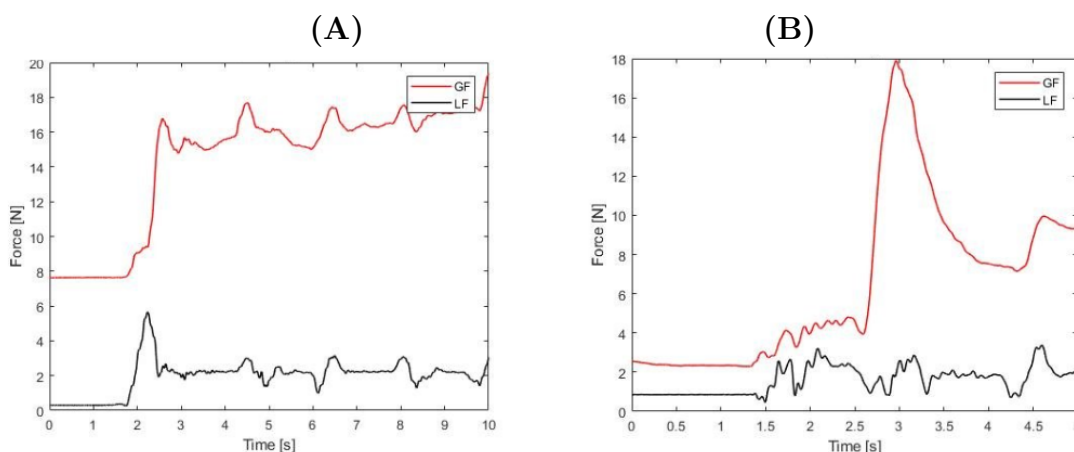


FIGURE 1.13 – Evolution de la GF et la LF au cours d'un bloc. (A) Début d'un signal brut stable sur [0-500] ms. (B) Début d'un signal brut instable sur [0-500] ms.

Chapitre 2

Résultats

Dans ce chapitre, les signaux bruts obtenus à l'aide de la procédure expérimentale décrite précédemment sont utilisés pour fournir une analyse cinématique et dynamique approfondie des mouvements. Seul les paramètres utiles à la compréhension du processus de planification moteur employé par le système central nerveux ont été sélectionnés. Les paramètres analysés ne révélant aucun résultat utile ont été écartés. De plus, les paramètres analysés permettront, par la suite, une comparaison des résultats avec les travaux précédents qui furent énoncés en amont de ce travail. Lorsqu'un paramètre peut s'obtenir de diverses manières, la méthode fournissant les résultats les plus réalistes est adoptée.

2.1 Étude cinématique

L'intérêt porté à la cinématique des mouvements est évident au vu de son rôle majeur dans la dissociation du contrôle moteur entre les mouvements ascendants et descendants. De plus, cette dissociation a, d'après plusieurs travaux, fortement évoqué l'intégration de la gravité dans le système contrôle moteur. Dans cette section, les trois profils cinématiques sont étudiés (figure 2.1¹) : le profil de position, le profil de vitesse et le profil d'accélération.

Le profil de position est principalement utilisé pour détecter les overshoots et undershoots de chaque mouvement. Dans cette étude, en moyenne 80% des mouvements montrent la présence d'un overshoot contre 20% uniquement pour les undershoots. Une attention particulière sera accordée aux différents effets sur ces overshoots (oS). L'invariance de l'amplitude des mouvements avec les effets de position, direction et répétition est également vérifiée à l'aide du profil de position. Bien que vérifié, l'étude de ce paramètre n'est pas détaillée de part la trivialité de ce résultat accordément au protocole expérimentale (mouvement délimité par des cibles). Dans le but d'une meilleure caractérisation des mouvements, le profil de vitesse est employé pour permettre d'estimer leurs durées (MD) ainsi que la valeur des pics de vitesse (PV) et la durée relative jusqu'à ces pics (rDPV). Pour finir, le profil d'accélération se consacre à l'étude de paramètres tels que les pics d'accélération et de décélération. Additionnelement à tous ces paramètres cinématiques

1. Ces profils ne sont décrivent pas la réelle cinématique des mouvements et ne tiennent pas compte de l'évolution au cours des blocs. Cependant, ils permettent d'avoir une vision globale de l'allure des différents profils.

et aux études antérieures, le Jerk (dérivée du profil d'accélération) est analysé de manière approfondie au vu de son importance dans les dernières modélisations du processus de contrôle moteur [11]. Cette analyse conduit à un résultat majeur de cette étude cinématique des mouvements verticaux discrets.

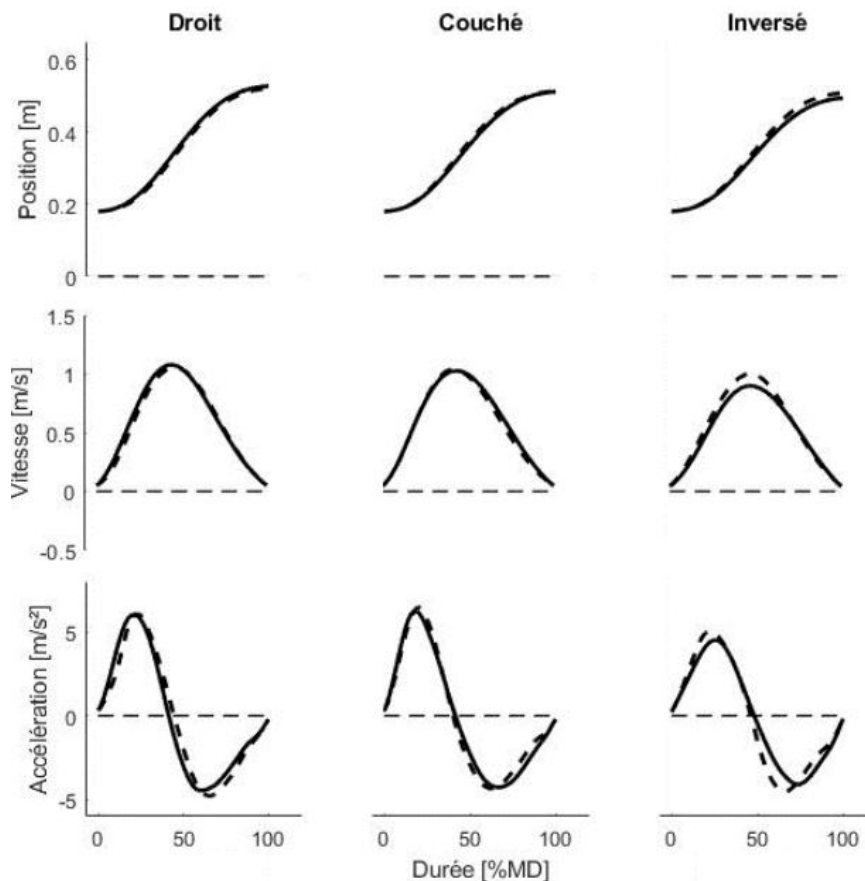


FIGURE 2.1 – Profils cinématiques moyens des mouvements ascendant (trait plein) et descendant (trait pointillé) pour chaque position. Les profils sont moyennés sur l'ensemble des sujets et des blocs.

Lors de l'analyse des différents paramètres, et pour chaque bloc réalisé par les sujets, deux conventions sont employées pour distinguer la direction des mouvements. La première exprime les directions dans un repère égocentrique. Pour se faire, les mouvements en direction de la tête "*head*" sont distingués de ceux en direction des pieds "*feet*". De ce fait, les directions *head* et *feet* sont invariantes à la position du sujet. La seconde convention exprime les directions dans un repère allocentrique. Pour se faire, les mouvements opposés au vecteur gravitationnel "*up*" sont distingués des mouvements dans le sens du vecteur gravitationnel "*down*". A l'aide de ces conventions, les asymétries de chaque paramètre sont exprimées. Pour les grandeurs relatives tel que rDPV, rDPA et oS, ces asymétries sont définies par :

$$Asymtrie = head - feet$$

$$Asymtrie = up - down$$

En ce qui concerne les autres paramètres, la convention employée est :

$$Asymetrie = \frac{head - feet}{head}$$

$$Asymetrie = \frac{up - down}{up}$$

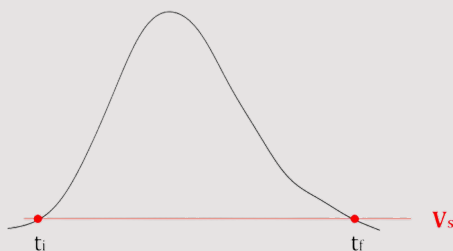
2.1.1 Durée du mouvement

La durée de chaque mouvement est donc déterminée sur base, d'une part, du profil de vitesse, et d'autre part, de la valeur du pic de vitesse associé au mouvement étudié. Par définition, l'initiation (t_i) et l'achèvement (t_f) du mouvement sont caractérisés par une valeur seuil égale à 5% du pic de vitesse.

DÉFINITION

$$MD = t_f - t_i [s]$$

$$tq V_{t_i} = V_{t_f} = V_s$$



En tenant compte de la convention énoncée préalablement, l'asymétrie entre la durée des mouvements ascendants et descendants est obtenue. Son évolution moyenne au cours des blocs pour chaque position est représentée à la figure 2.2. Tout d'abord, les positions droite (upright, ) et couchée (supine, ) montrent des asymétries relativement faible et sans évolution particulière. De plus, l'analyse statistique n'indique pas d'effet significatif en direction pour ces positions (tous les sujets regroupés pour chaque position, ANOVA², $P > 0.3$). Ces observations suggèrent alors l'absence d'asymétrie pour ces deux positions et rejoint les résultats publiés précédemment.

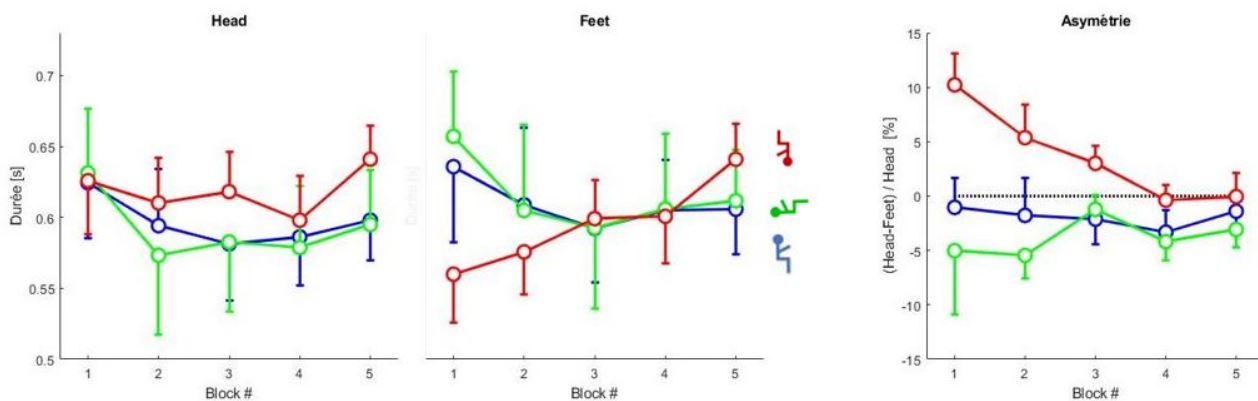


FIGURE 2.2 – Analyse de MD. La valeur moyenne et l'évolution avec la répétition du paramètre sont illustrés pour les mouvements head, feet et l'asymétrie. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

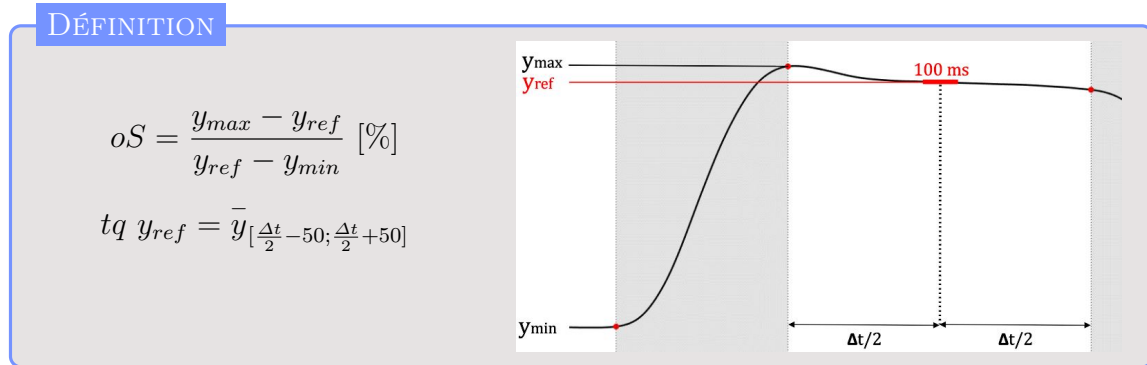
Contrairement aux positions upright et supine, une nette asymétrie est observée pour la position inversée (upside-down, ). Dans un repère égocentrique, la durée des mouvements étant de l'ordre de 600ms, le mouvement head se veut plus lent d'environ 60ms que le mouvement feet. Cependant, les résultats montrent que la grandeur de l'asymétrie tend

2. F-test après vérification que les résidus suivent une distribution normale à l'aide du critère de Kolomogorov-Smirnov.

à régresser avec la répétition de la tâche. De surcroît, à la fois la dépendance en direction et en bloc de la position upside-down sont significatives d'après l'analyse statistique ($P < 0.01$ pour chacune). Un test ANOVA comprenant les 3 positions montre également une interaction entre les positions et les blocs ($P < 0.05$). La dépendance en bloc est donc significative par rapport aux positions upright et supine. En s'intéressant à l'évolution de MD séparément pour les mouvements *head* et *feet* (figure 2.2), il est facile de constater que la décroissance de l'asymétrie en upside-down semble directement liée à une croissance de la durée des mouvements *feet*. En effet, en l'absence d'une évolution particulière pour les mouvements *head*, cette croissance explique aisément l'allure générale de l'asymétrie. A nouveau, ces observations sont statistiquement confirmées par des tests de dépendance en bloc ciblés ($P < 0.01$ pour *feet* et $P > 0.4$ pour *head*).

2.1.2 Overshoot

De part sa définition, l'instant définissant la fin d'un mouvement (et par conséquent sa durée) se situe peu avant la position maximale ($V_{t_f} \approx 0$, section 2.1.1). L'analyse de l'overshoot s'inscrit dans le cadre d'une caractérisation plus détaillée de la partie supérieure du profil de position en vue d'une meilleure interprétation des résultats précédents (MD). Etant donné sa faible proportion et son insignifiance statistique ($P > 0.3$), l'étude de l'undershoot n'est pas traitée dans ce travail. Par définition, les overshoots sont exprimés comme ci-dessous, à l'aide de la position maximal ainsi que la position de référence (position à atteindre) déterminée en moyennant la position entre deux mouvements sur un intervalle de 100ms.



L'étude révèle des asymétries plutôt faibles (2-3%) dans les positions upright ($P \approx 0.1$) et upside-down ($P < 0.01$). Un plus grand nombre de sujets pourrait justifier les statistiques pauvres pour la position upright. Au contraire de la dépendance en direction, aucun effet de répétition n'est visible ni graphiquement (figure 2.3) ni statistiquement ($P > 0.2$). De plus, aucune asymétrie n'est observée pour la position supine ($P > 0.6$) mise à part pour le dernier bloc. Toutefois, cette irrégularité peut s'expliquer par l'asymétrie anormalement élevée qui est observée pour le 5ème bloc de l'un des sujets. Pour finir, l'asymétrie de l'overshoot est d'une part plus important lorsque le mouvement effectué se déplace en opposition avec le vecteur gravitationnel, et d'autre part, nulle lorsque le vecteur gravitationnel est perpendiculaire à la trajectoire réalisée.

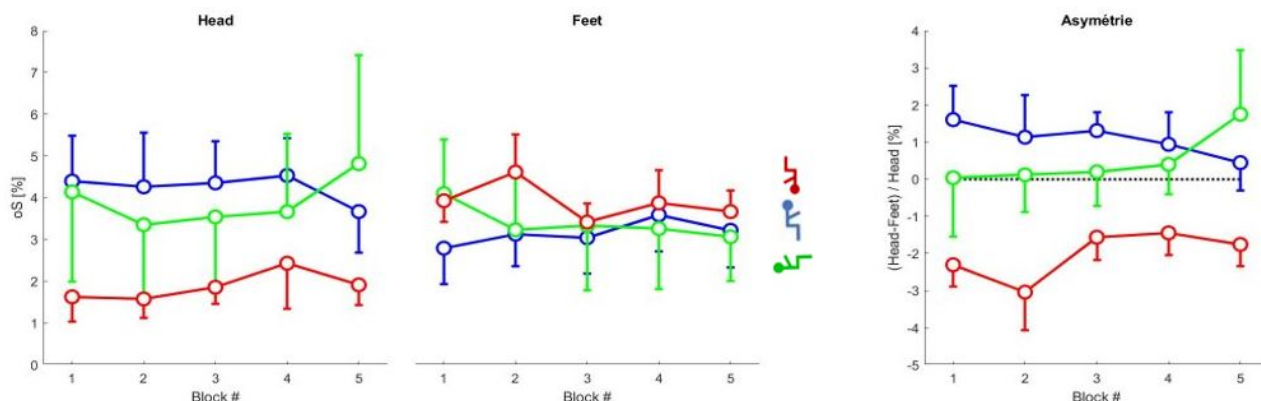


FIGURE 2.3 – Analyse de oS. La valeur moyenne et l'évolution avec la répétition du paramètre sont illustrés pour les mouvements head, feet et l'asymétrie. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

2.1.3 Pics de vitesse

L'asymétrie du profil de vitesse décrite dans de nombreux travaux, et employée notamment comme soutien d'une divergence de planification motrice entre les mouvements, est caractérisée par 2 paramètres. L'un d'entre eux est le pic de vitesse (PV) et s'auto-définit par son appellation. Suite au référentiel fixe pour les mouvements ascendants et descendant, les pics sont exprimés en valeur absolue dans le but d'une meilleure comparaison.

De nouveau, la position upside-down montre une forte asymétrie entre les deux directions. Mais pour ce paramètre, une tendance à décroître en valeur absolue au cours des blocs est observée (figure 2.4, asymétrie). En plus d'être observé, les effets de direction des mouvements et de répétition sont statistiquement significatifs pour cette position ($P < 0.0001$ et $P < 0.05$). Cette décroissance en valeur absolue s'explique de part l'évolution du pic de vitesse dans les différentes direction (figure 2.4, head et feet). Similairement à la durée des mouvements, le mouvement *feet* évolue lors de la répétition de la tâche ($P < 0.05$) alors que le mouvement *head* n'affiche aucune évolution ($P > 0.9$). Une brève comparaison des deux paramètres, pic de vitesse et durée de mouvement, dans la position upside-down permet d'évoquer la concordance entre leurs résultats. En effet, pour une même vitesse de mouvement, lorsque d'un côté la durée du mouvement en direction *feet* tend à augmenter, de l'autre, la valeur du pic de vitesse tend à diminuer.

En ce qui concerne les positions upright et supine, aucun effet de direction n'est observé (très faible asymétrie 1-2%) et cela se confirme lors du test ANOVA ($P > 0.3$ et $P > 0.7$). Cependant, le test post hoc³ révèle une différence de l'asymétrie ($P < 0.05$ Supine-Upright, $P < 0.001$ Supine-UpsideDown et $P < 10^{-7}$ Upright-UpsideDown) entre chaque paire de position.

3. t-test par paire de position avec correction de Bonferroni.

2.1. Étude cinématique

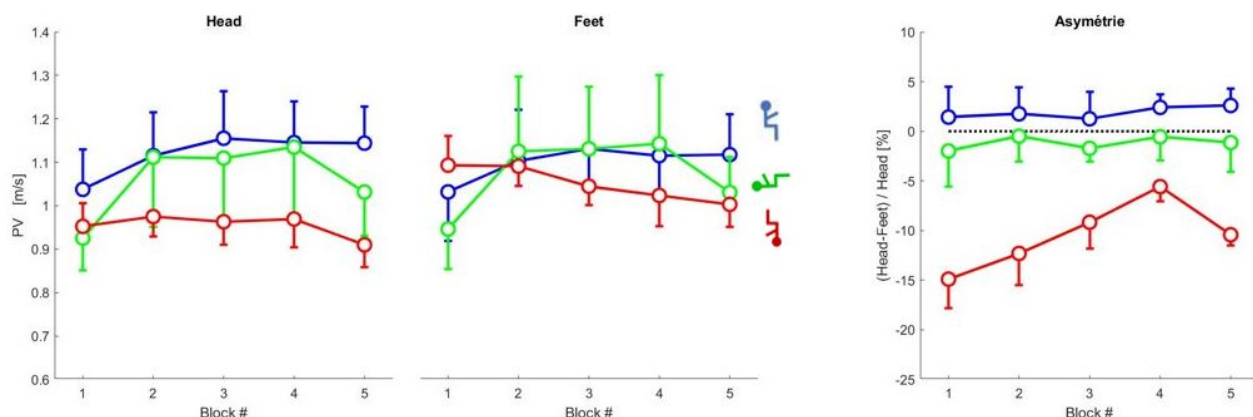


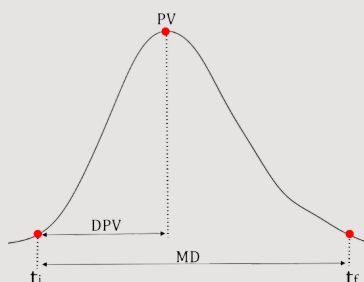
FIGURE 2.4 – Analyse de PV. La valeur moyenne et l'évolution avec la répétition du paramètre sont illustrés pour les mouvements head, feet et l'asymétrie. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

2.1.4 Durée relative jusqu'au pic de vitesse

L'autre paramètre caractérisant le profil de vitesse est la durée jusqu'au pic de vitesse (DPV). Ce paramètre est adimensionnalisé par la durée totale du mouvement afin d'améliorer la comparaison entre les différents mouvements des sujets, son expression finale est définie ci-dessous.

DÉFINITION

$$rDPV = \frac{DPV}{MD} [\%]$$



Dans le cas de l'expérience réalisée pour ce travail, la durée relative jusqu'au pic de vitesse n'est pas un résultat marquant mais s'oppose aux résultats des travaux antérieurs. En effet, uniquement des faibles asymétries sont obtenues (3-4%, figure 2.5) et cet effet de direction n'est pas significatif ($P > 0.1$ pour chaque position). Néanmoins, au vu de son importance dans les travaux précédents traitant de mouvements verticaux discrets, son analyse est tout de même présentée en comparaison. De plus, la répétition des mouvements lorsque la position du sujet est inversée dévoile une augmentation de l'asymétrie ($P < 0.05$). Initialement, l'asymétrie est négative. Cependant, à partir du second bloc, le sujet tend à effectuer un début de mouvement de plus en plus rapide lorsque ce-dernier s'oppose à la gravité. En position upright, malgré une évolution sans tendance propre et une dépendance moins fiable statistiquement, une majorité des sujets montrent une asymétrie moyenne négative, traduisant un mouvement plus rapide à l'encontre de la gravité. L'analyse statistique pourrait donc être faussée par un ou deux sujets. Pour finir, il est important d'attirer l'attention non pas sur l'asymétrie reflétant la dépendance en direction mais sur la simple valeur du $rDPV$. Indépendamment de la position et de la

direction, la durée relative jusqu'au pic de vitesse est inférieure à 50%. Cette observation reflète une asymétrie du profil de vitesse lui même.

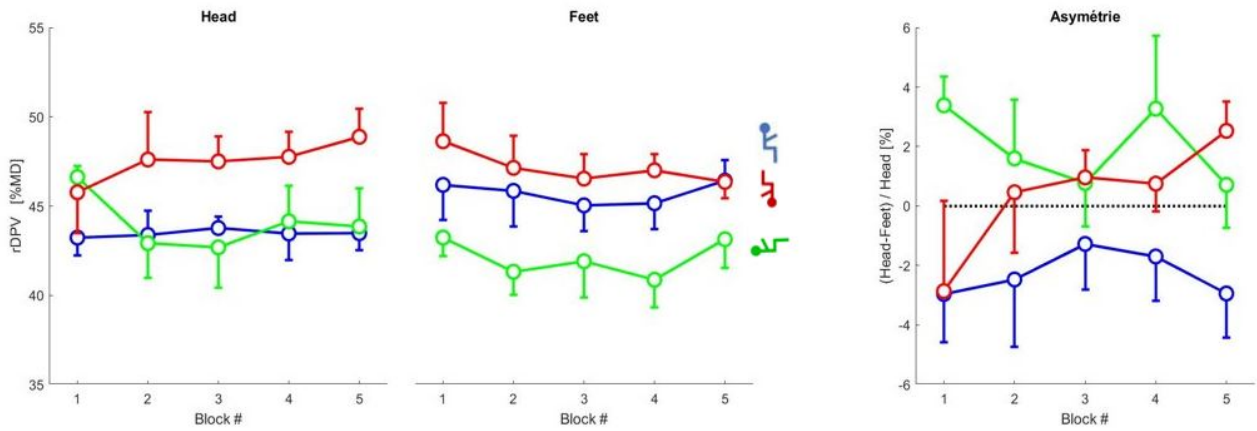


FIGURE 2.5 – Analyse de rDPV. La valeur moyenne et l'évolution avec la répétition du paramètre sont illustrés pour les mouvements head, feet et l'asymétrie. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

2.1.5 Pics d'accélération

Suite à l'analyse de la durée relative jusqu'au pic de vitesse, un intérêt est suscité pour la dissociation des phases d'accélération et de décélération. Le pic d'accélération est, naturellement, un des indicateurs de la phase d'accélération. Ce paramètre est directement lié au pic de vitesse ainsi qu'à la durée de la phase d'accélération (équivalent à DPV). Logiquement, l'augmentation (resp. diminution) du pic de vitesse et la diminution (resp. augmentation) de la durée jusqu'à ce pic tendent à élever (resp. atténuer) le pic d'accélération.

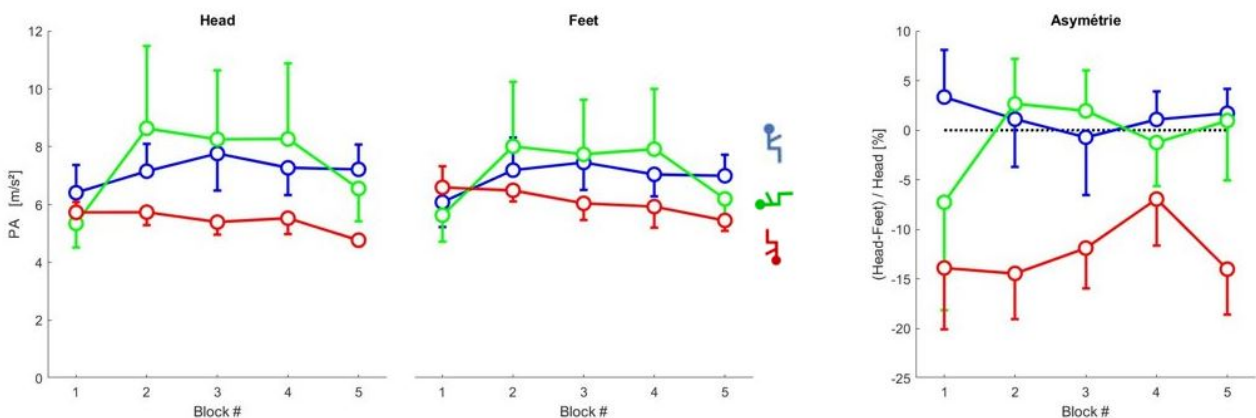


FIGURE 2.6 – Analyse du PA. La valeur moyenne et l'évolution avec la répétition du paramètre sont illustrés pour les mouvements head, feet et l'asymétrie. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

De même que pour la majorité des précédents paramètres, la dépendance en direction se remarque clairement en upside-down (figure 2.6, asymétrie). A l'inverse des autres

2.1. Étude cinématique

positions, upright ($P > 0.4$) et supine ($P > 0.9$), l'effet de direction y est significatif ($P < 0.001$). Cependant, contrairement au pic de vitesse, l'évolution au cours des blocs n'est pas décroissante mais sans dépendance ($P > 0.6$). Cela est également visible graphiquement et peut s'expliquer par les évolutions de PV et rDPV (figure 2.6, head et feet). Les deux paramètres influençant le pic d'accélération, la décroissance du pic de vitesse ainsi que la croissance de la durée relative jusqu'au pic de vitesse, génèrent deux effets contradictoires sur l'évolution du pic d'accélération. En effet, l'augmentation du PV tend à augmenter le PA alors que l'augmentation du rDPV tend à le diminuer. Pour finir, le test post hoc reflète la distinction entre la position upside-down et les deux autres positions ($P < 0.01$ Supine-UpsideDown, $P < 0.001$ Upright-UpsideDown). Les positions upright et supine sont, quant-à-elles, confondues ($P > 0.9$).

2.1.6 Pics de décélération

Analogiquement au pic d'accélération, le pic de décélération caractérise la seconde phase des mouvements (phase de décélération). La dépendance au pic de vitesse et à la durée de la phase de décélération est, logiquement, à nouveau présente pour ce paramètre. Cette durée de phase est définie par $1 - rDPV$ et n'est pas étudiée dans ce travail pour éviter la redondance des résultats.

Initialement, une forte asymétrie entre les mouvements ascendants et descendants est présente en upside-down ($P < 0.05$) et décroît fortement en valeur absolue au cours des blocs ($P < 0.01$). L'allure de cette asymétrie (figure 2.7) est due à une forte décroissance du pic de décélération pour les mouvements en direction feet ($P < 0.001$) alors que la décroissance de ceux en direction head n'est pas significative statistiquement ($P > 0.2$). A nouveau, la diminution visible graphiquement est cohérente en comparaison des avec les 2 paramètres influents, PV et $1 - rDPV$, générant des effets concourants. En effet, l'asymétrie de la durée de la phase de décélération décroît tout comme celle du pic de vitesse. Concernant les positions upright et supine, malgré l'asymétrie moyenne observée en upright, aucun effet n'est statistiquement significatif ($P > 0.2$ UP, $P > 0.6$ SP).

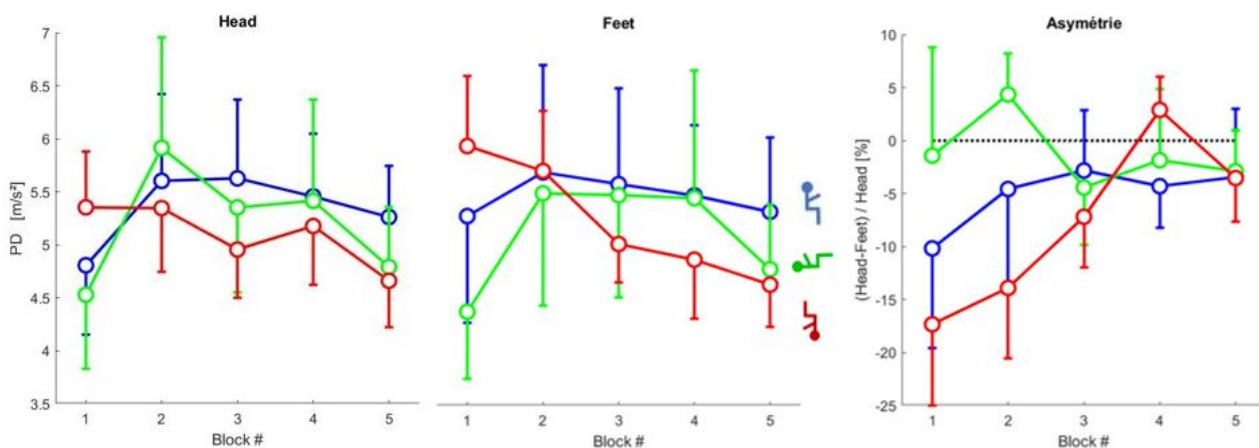
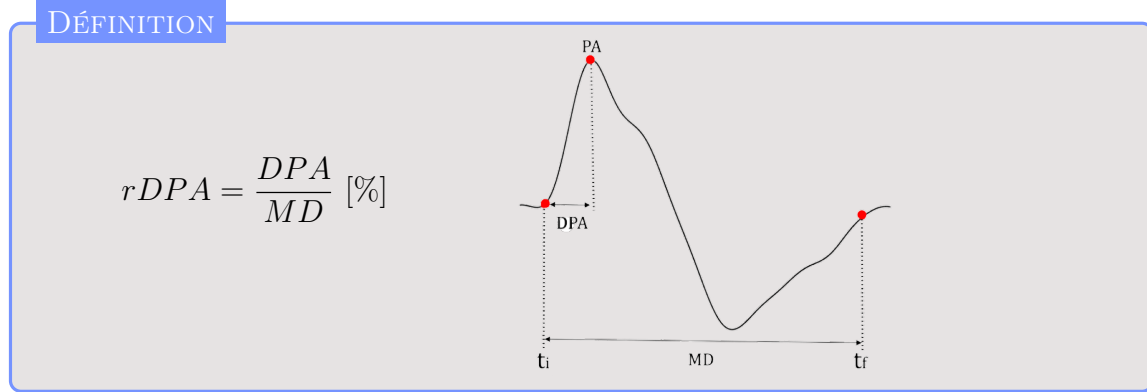


FIGURE 2.7 – Analyse du PD. La valeur moyenne et l'évolution avec la répétition du paramètre illustrés pour les mouvements head, feet et l'asymétrie. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

2.1.7 Durée relative jusqu'au pic d'accélération

Tout comme la durée jusqu'au pic de vitesse, ce paramètre est adimensionnalisé par la durée du mouvement. La durée relative jusqu'au pic d'accélération est alors définie.



Seule la position inversée montre une asymétrie significative statistiquement malgré sa faible valeur (2-4%, $P < 0.01$), et visible graphiquement (figure 2.8). Néanmoins, bien que peu fiable, l'évolution de l'asymétrie du paramètre en position upright reste en moyenne négative. Une nouvelle fois, le mouvement opposé à la gravité semble être réalisé plus rapidement en début de mouvement pour la position upside-down.

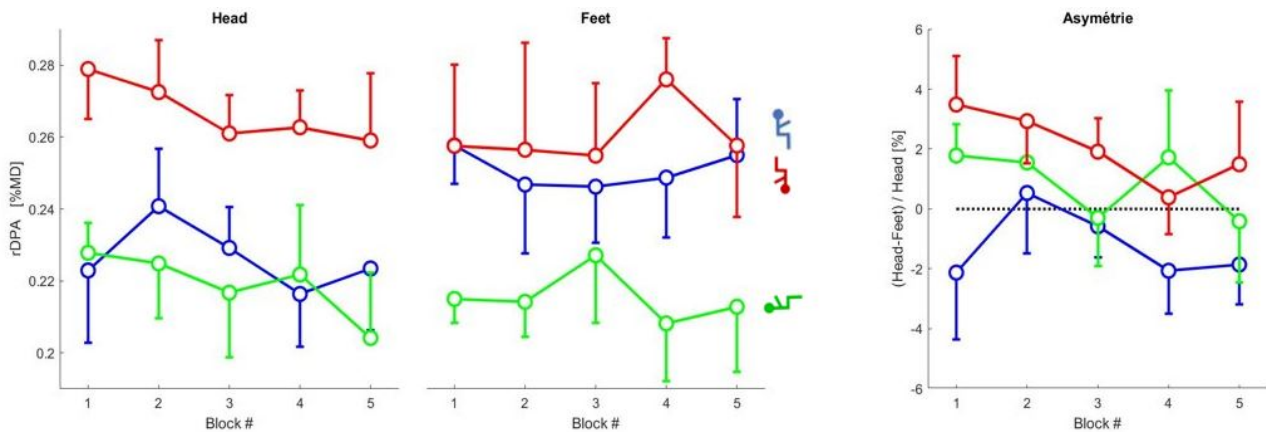


FIGURE 2.8 – Analyse de rDPA. La valeur moyenne et l'évolution avec la répétition du paramètre illustrés pour les mouvements head, feet et l'asymétrie. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

2.1.8 Jerk

D'après l'analyse des profils cinématiques moyens (figure 2.1), la pente du profil d'accélération (Jerk) semble varier entre les deux directions. De ce fait, une analyse approfondie du profil de Jerk a été réalisée. Le Jerk est défini de la manière suivante. De part son profil théorique, quatre zones sont délimitées par les abscisses et extremums du profil. Afin de limiter l'impact du bruit et par conséquent de permettre une analyse réaliste du paramètre, le Jerk est moyenné sur chaque zone.

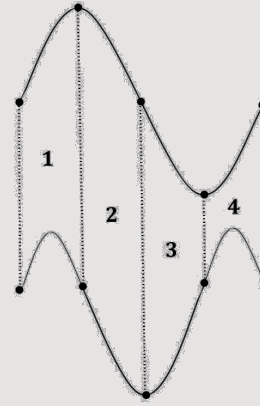
DÉFINITION

$$Jerk = \frac{da}{dt}(t) \left[\frac{m}{s^3} \right]$$

$$tq \begin{cases} \text{Zone 1 : } t \in [0; t_{PA}] \\ \text{Zone 2 : } t \in [t_{PA}; t_{PV}] \\ \text{Zone 3 : } t \in [t_{PV}; t_{PD}] \\ \text{Zone 4 : } t \in [t_{PD}; MD] \end{cases}$$

Accélération

Jerk



Parmi l'analyse cinématique, le Jerk est le paramètre dévoilant les dépendances les plus franches. Dans un premier temps, l'analyse du premier bloc est abordée (figure 2.9). Initialement, les positions upright et upside-down montrent une asymétrie du Jerk entre les mouvements Up et Down dans chacune des zones ($P < [0.06; 0.05; 0.07; 0.1]$ et $P < [0.02; 0.05; 0.1; 0.1]$, respectivement l'analyse statistique de la variance des 4 zones pour chacune des positions)⁴. De plus, la comparaison de ces deux positions évoque, lors de la mise en position inversée, un accroissement du Jerk dans les zones 3&4 des mouvements Up ($P < 0.04$ et $P < 0.001$). Toutefois, aucune variation significative n'est observée pour les mouvements Down. La grandeur des asymétries est conservée dans les zones 1&2 ($P > 0.4$ et $P > 0.5$) lors de l'inversion de la position. Pour finir, l'étude de la position supine n'indique, quant-à-elle, aucune dépendance significative ($P > [0.4; 0.4; 0.4; 0.3]$).

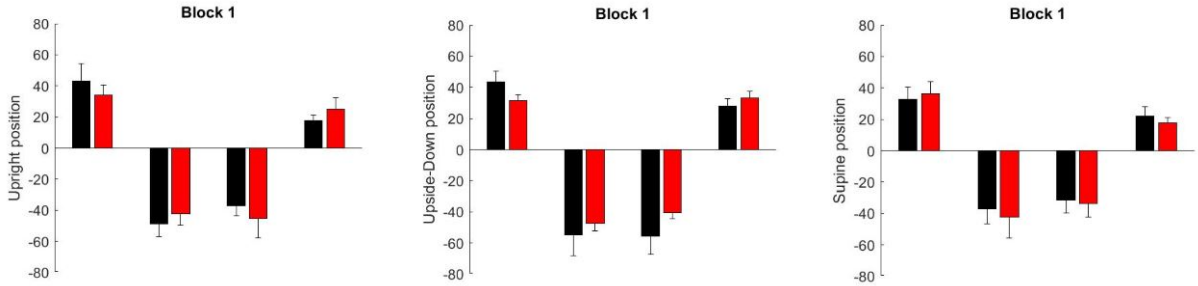


FIGURE 2.9 – Étude du Jerk des mouvements Up (noir) et Down (rouge) pour 4 zones dans 3 positions : droite (Upright), inversée (Upside-down) et couchée (Supine).

Ensuite, lors de l'étude de l'évolution du Jerk, uniquement la position inversée montre une adaptation au cours des blocs (figure 2.10). En effet, pour chaque zone, la valeur du Jerk diminue progressivement et significativement dans les deux directions étudiées ($P < [0.05; 0.01; 0.01; 0.01]$ et $P < [0.01; 0.05; 0.01; 0.01]$ respectivement pour les directions Up et Down). Cependant, contrairement à la valeur du Jerk, la grandeur de l'asymétrie se conserve malgré l'évolution progressive ($P > [0.1; 0.9; 0.6; 0.5]$).

4. Malgré l'excès au seuil de 5%, au vu du faible nombre de sujet, une valeur de 10% indique tout de même une forte suspicion de dépendance.

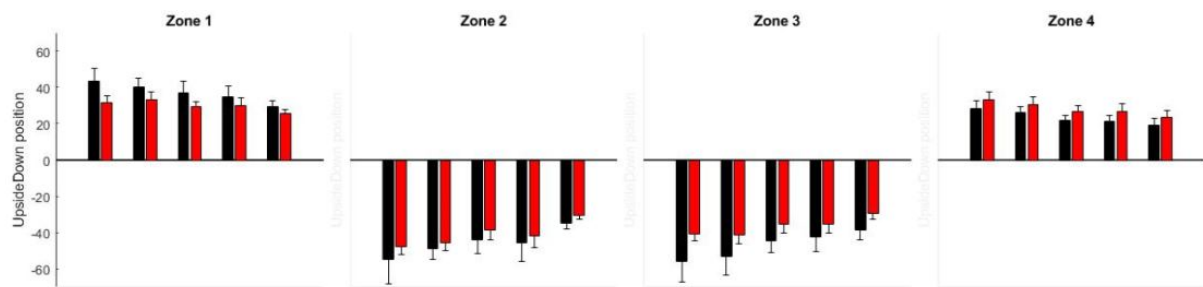


FIGURE 2.10 – Évolution du Jerk, en position inversée (Upside-down), des mouvements Up (noir) et Down (rouge) au cours des 5 blocs.

2.2 Étude dynamique

Comme introduit en amont de ce travail, cette étude s'inscrit dans un contexte portant sur une meilleure compréhension du processus de contrôle neuromoteur. L'analyse dynamique est donc essentielle de part son implication dans la manipulation des objets en assurant l'ajustement de la force de serrage. Dans cette section, les profils de force de serrage et de force de charge sont étudiés afin d'identifier précisément le processus qui est impliqué.

La comparaison entre la force de serrage (grip force, GF) et la force de charge (load force, LF) au travers de plusieurs paramètres permettent des analyses diverses telles que celles de la corrélation GF|LF, de la marge de sécurité ou encore du délai entre les deux signaux. Comme pour l'étude cinématique, les effets significatifs de la direction sur les paramètres analysés sont étudiés à l'aide des conventions précédemment définies. Ici, seul la convention *Up/Down* est employée. Pour finir, dans cette étude dynamique, la position couchée est écartée afin de clarifier la comparaison entre les positions droite et inversée.

2.2.1 Force de serrage statique et dynamique

La force de serrage, appliquée sur l'objet, développée par le sujet est distinguée pour les phases statiques (GFs) et dynamiques (GFd). La force de serrage dynamique est moyennée sur toute la durée du mouvement. À l'inverse, la force de serrage statique est moyennée sur un intervalle de 100ms en amont de chaque mouvement. Chaque intervalle sur lequel la force statique est évaluée fut soigneusement vérifié afin de s'assurer de l'exactitude du paramètre.

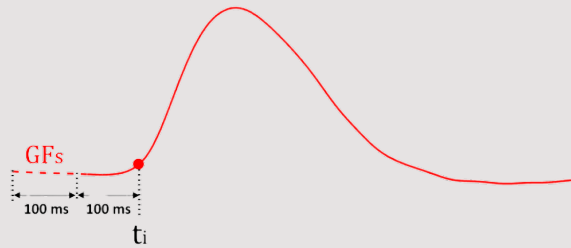
DÉFINITION

$$GFd = \bar{GF}(t) [N]$$

$$tq \in [t_i; t_f]$$

$$GFs = \bar{GF}(t) [N]$$

$$tq \in [t_i - 0.2s; t_i - 0.1s]$$



Aucune dépendance en direction n'étant significative ($P > 0.6$, pour les deux positions), les GFs et GFd sont étudiés en confondant les deux types de mouvement (figure 2.11). Statistiquement et graphiquement, des comportements similaires sont observés pour les paramètres statique et dynamique. En position upright, les deux paramètres semblent relativement stable ($P > 0.8$). Au contraire, une décroissance est observée avec la répétition du mouvement en position upside-down ($P < 0.001$). La force de serrage des phases statique et dynamique est également distinguée entre les deux positions ($P < 10^{-5}$) et visuellement supérieure en position upside-down pour les premiers blocs. Pour finir, pour chacune des positions, la comparaison des niveaux de force des deux phases indique une force de serrage dynamique plus importante ($P < 0.05$, pour les deux positions). Cette

observation confirme ce qu'y est naturellement attendu.

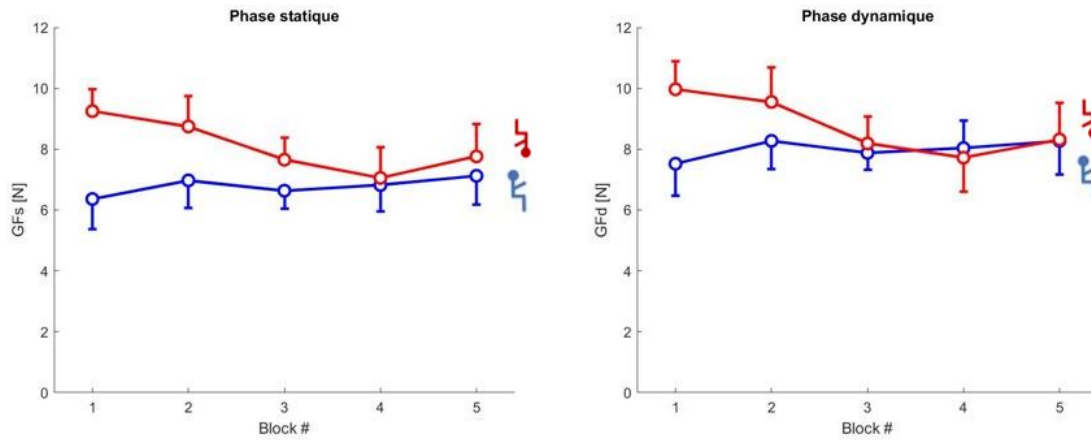


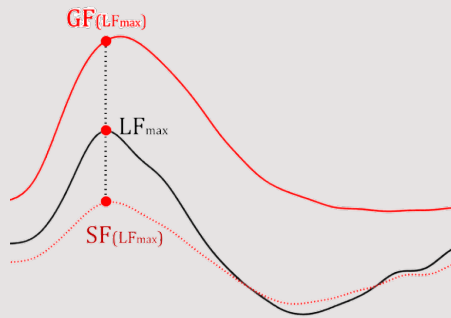
FIGURE 2.11 – Analyse des GFs et GFd. La valeur moyenne et l'évolution avec la répétition du paramètre sont illustrés pour les positions droite et inversée. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

2.2.2 Marge de sécurité

Plusieurs études se sont consacrées à l'analyse de cette marge de sécurité, pour différentes rugosités de surface (*cfr État de l'art*), montrant l'importance du contrôle moteur dans son mise en oeuvre. La marge de sécurité est définie comme le rapport entre la force générée par le CNS (force de serrage, GF) en plus de la force minimale requise (force de glissement, SF) et la force de charge maximale obtenue durant le mouvement. Dans ce travail, la marge de sécurité est évaluée au pic de force de charge.

DÉFINITION

$$SM = \frac{GF(LF_{max}) - SF(LF_{max})}{LF_{max}}$$



Outre sa valeur, la marge de sécurité montre une évolution identique à celle de la force de serrage (figure 2.12) et cela, conjointement aux deux positions (indépendamment de la direction). Une marge de ± 1.5 est privilégiée lorsque l'orientation du corps avec la gravité est droite. Initialement, en position inversée, la sécurité prise par le CNS est plus importante, ± 2 . Cependant, cette différence entre les deux positions se résorbe après quelques blocs.

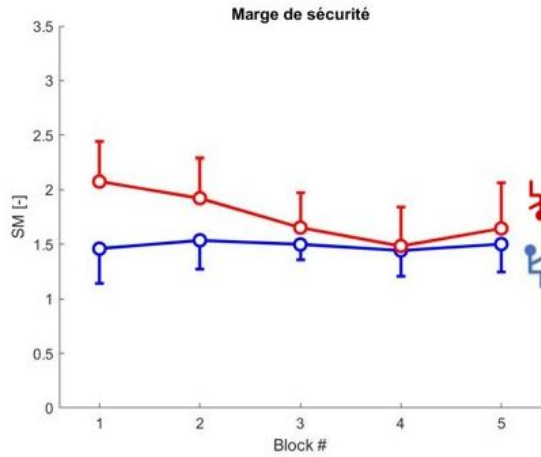


FIGURE 2.12 –

Analyse de SM. La valeur moyenne et l'évolution avec la répétition du paramètre sont illustrés pour les positions droite et inversée. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

2.2.3 Corrélation

La corrélation est très certainement l'un des paramètres dynamiques les plus importants dans l'explication de la dextérité. En effet, sans un ajustement de la force de serrage avec la force de charge lors des phases dynamiques, la condition $GF \geq SF$ risquerait fortement de ne plus être vérifiée et l'objet de glisser. La corrélation entre les deux signaux (GF et LF) est définie classiquement par le coefficient de corrélation linéaire de Bravais-Pearson. Cette dernière est évaluée sur les phases dynamiques des signaux et s'exprime :

$$r = \frac{Cov(GF, LF)}{\sigma_{GF}\sigma_{LF}}$$

avec σ_{GF} , σ_{LF} les écarts types des deux signaux et $Cov(GF, LF)$ leur covariance.

A nouveau, aucune dépendance en direction n'est présente ($P > 0.5$). Sur la figure 2.13, la corrélation semble presque identique pour les deux positions. Toutefois, en position upside-down, la corrélation est inférieure lors du premier bloc ($P < 0.05$). Cette différence entre les positions disparaît dès le second bloc ($P > 0.7$). Outre cette rapide adaptation, aucune effet de répétition n'est observé ou détecté ($P > 0.5$), la corrélation est donc relativement stable au cours des essais.

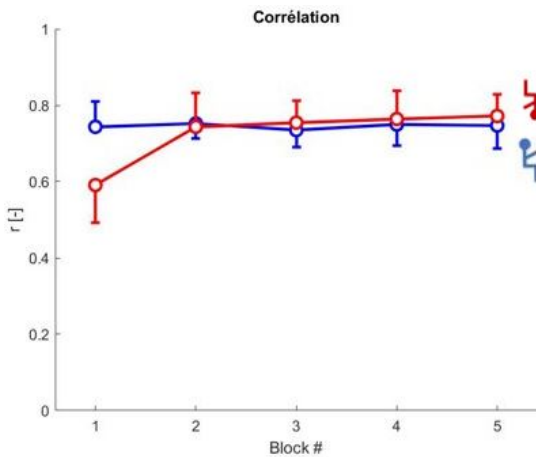


FIGURE 2.13 –

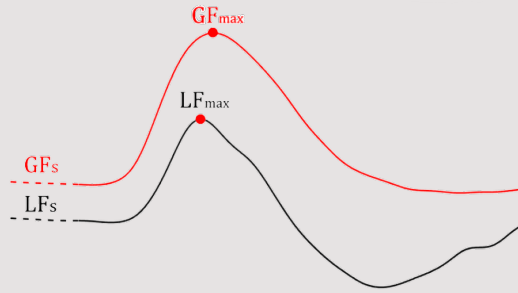
Analyse de r . La valeur moyenne et l'évolution avec la répétition du paramètre sont illustrés pour les positions droite et inversée. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

2.2.4 Gain de force

Le gain de force est également un paramètre permettant d'analyser la synchronisation entre la force de serrage et la force de charge. Ce gain est défini par le rapport entre l'incrément de GF et l'incrément de LF. Par ailleurs, ces incréments sont calculés entre les forces statiques et les forces maximales atteintes durant le mouvement. La définition suivante illustre le cas d'un mouvement opposé à la gravité, et donc une force maximale en début de mouvement.

DÉFINITION

$$GFg = \frac{GF_{max} - GF_s}{LF_{max} - LF_s}$$



Pour des mouvements Up (rappel : à l'encontre de la gravité), le gain se calcule donc au début du mouvement car la GF y est maximale. A l'inverse, le gain pour les mouvements Down (rappel : dans le sens de la gravité) se calcule en fin de mouvement car GFg y est maximum. De ce fait, les résultats indiquent un gain de force supérieur en début des mouvements Up par rapport à la fin des mouvements Down (figure 2.14). L'analyse statistique confirme cette différence observée graphiquement ($P < 0.01$). En revanche, aucune asymétrie n'est significative entre les positions droite et inversée ($P > 0.5$), les positions sont donc confondues.

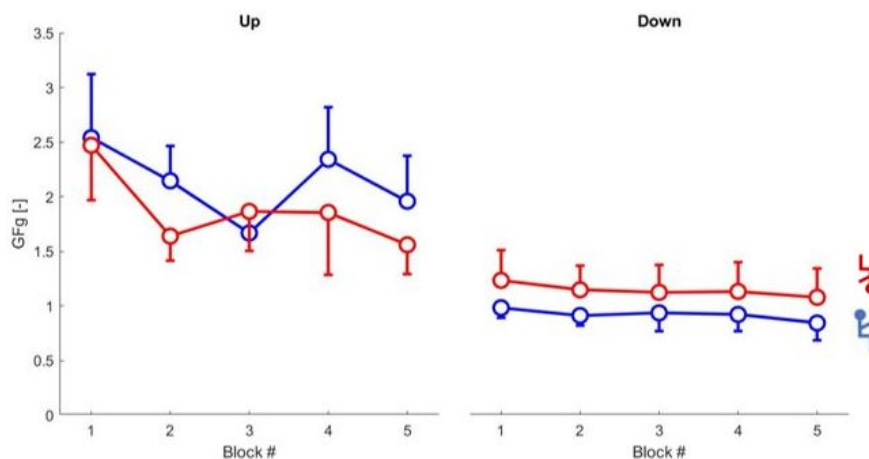


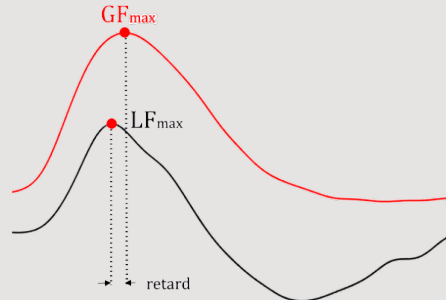
FIGURE 2.14 – Analyse de GFg. La valeur moyenne et l'évolution avec la répétition du paramètre sont illustrés pour les positions droite et inversée en Up et Down. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

2.2.5 Délai de synchronisation

Le dernier paramètre dynamique analysé est le délai entre les deux signaux de force. Le délai entre la GF et la LF indique la vitesse à laquelle opère leur corrélation ainsi que la loi de contrôle privilégiée par le CNS. Dans le cas où le délai est positif, le CNS anticipe la variation de la charge inertielle ($t_{GF} < t_{LF}$). A l'inverse, un retard est observé ($t_{GF} > t_{LF}$). A nouveau, ce paramètre est calculé sur base des maximums de GF et de LF situés en début de mouvement Up et en fin de mouvement Down. Les mouvements Up fournissent donc une information sur le retard/anticipation au début du mouvement alors que les mouvements Down informent sur le retard/anticipation à la fin du mouvement.

DÉFINITION

$$\tau = t(GF_{max}) - t(LF_{max})$$



Semblablement au gain de force, les résultats montrent une nette distinction entre le début des mouvements Up et la fin des mouvements Down ($P < 10^{-7}$, $P < 10^{-8}$ pour les positions droite et inversée). De plus, aucune distinction entre les positions n'est significative statistiquement ($P > 0.7$, $P > 0.6$ pour les directions Up et Down). De ce fait, indépendamment de la position, la force de serrage est retardée par rapport à la force de charge en début de mouvement ascendant. A l'inverse, à la fin des mouvements descendants, une anticipation de la charge inertielle est observée ($t_{GF} < t_{LF}$). Ces retard et anticipation s'illustrent au travers d'un signe négatif et positif sur la figure 2.15. Pour finir, l'effet de répétition n'affecte aucun mouvement significativement ($P > 0.3$, pour tous les mouvements sauf en upright/Up $P > 0.15$).

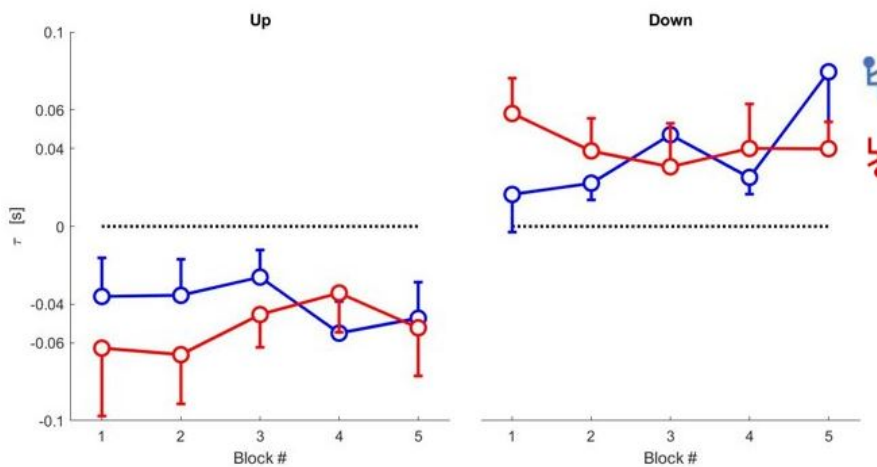


FIGURE 2.15 – Analyse de τ . La valeur moyenne et l'évolution avec la répétition du paramètre sont illustrés pour les positions droite et inversée en Up et Down.

Deuxième partie

Modélisation

Objectif

La seconde partie de ce travail a pour objectif d'étudier mathématiquement le processus de contrôle moteur du CNS lors de la réalisation du mouvement étudié expérimentalement : mouvement vertical symétrique par rapport au plan horizontale impliquant uniquement une rotation autour de l'épaule. De ce fait, le bras humain est modélisé par un unique degré de liberté. Les rotations autour du coude et du poignet sont négligées de part le protocole expérimentale préalablement établi. L'intérêt de cette partie est exclusivement porté sur la cinématique du mouvement. Pour se faire, trois contrôleurs ont été étudiés permettant la validation de travaux ultérieurs ou la mise en évidence de nouvelles interprétations.



Tout d'abord, des simulations ont été réalisées à l'aide de l'implémentation d'un contrôleur linéaire optimal. Suite aux précédentes recherches montrant l'implication d'un retour sur les informations sensorielles dans le processus de contrôle et afin d'être en mesure d'intégrer les différents bruits moteur et sensoriel⁵, la commande linéaire quadratique gaussienne (LQG) fut favorisée pour cette étude linéaire. Un filtre de Kalman est également implémenté pour compléter le processus de contrôle et le traitement des mesures bruitées et retardées.

Ensuite, des méthodes d'optimisation non linéaires sont étudiées. Au vu de la haute complexité des contrôleurs non linéaires rétroactifs tel que le NMPC (Non linear model predictive control) et des recherches actuelles visant à mieux caractériser ces méthodes [37][38], seul des contrôleurs d'optimisation de trajectoire sont implémentés. Le retour d'information n'est donc pas impliqué dans la génération de la commande motrice dans ces modèles non linéaires. Les deux optimisateurs de trajectoire emploient la programmation non linéaire SQP (Sequential quadratic programming) permettant la résolution de problèmes d'optimisation non linéaire sous contraintes. Après avoir reformuler le problème d'optimisation de trajectoire en un problème d'optimisation sous contrainte, deux méthodes de résolution ont été implémentées afin d'assurer une exacte comparaison avec les travaux précédents. La première est basé sur la méthode de "multiple shooting" tandis que la seconde s'appuie sur la méthode Gauss pseudospectral incluse dans la classe des méthodes de "collocation".

5. Seuls les bruits indépendants de la commande sont considérés.

Chapitre 3

Étude & Modélisation du système

Dans ce chapitre, le mouvement vertical du bras humain est modélisé mathématiquement afin d'en caractériser la dynamique. De même, la dynamique de l'actionneur reflétant la rapidité à laquelle le moment musculaire s'adapte aux signaux neuronaux réceptionnés par les différents muscles est également modélisée. Pour finir, un modèle dynamique de l'environnement dans lequel évolue le mouvement est également établi. Une illustration du système, comprenant à la fois la dynamique du bras, de l'environnement et du système de contrôle moteur, est représenté à la figure 3.1 pour un mouvement ascendant. La position angulaire du bras est définie par rapport à l'horizontale (la configuration illustrée sur la figure indique une position angulaire négative). Les frottements visqueux (ici, frottement de l'air) s'opposent naturellement au mouvement. La commande musculaire est émise par le cerveau à l'aide du système central nerveux et du système nerveux périphérique.

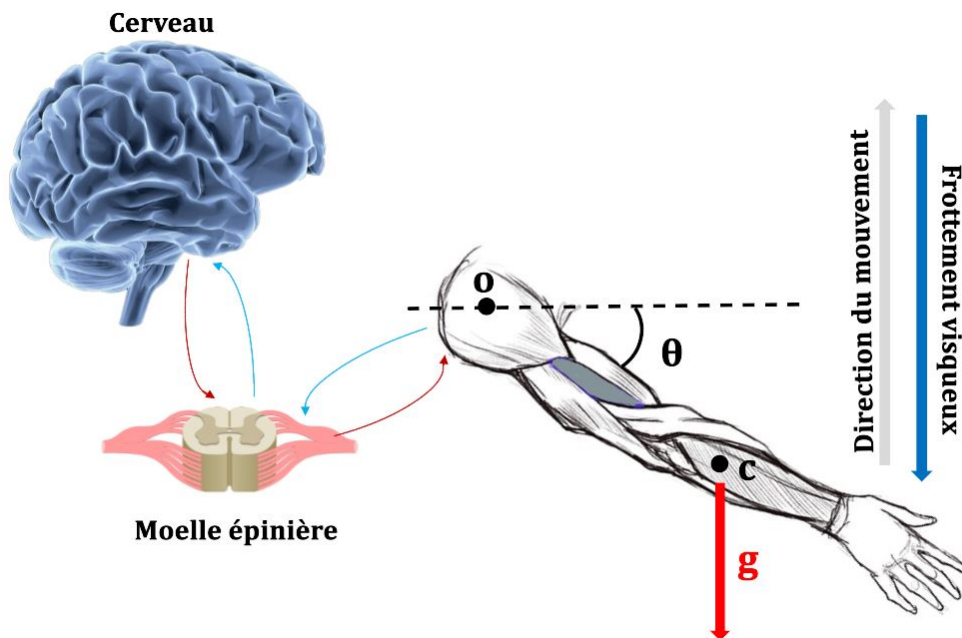


FIGURE 3.1 – Illustration du système étudié pour un mouvement ascendant. Le cerveau représente le contrôle neuronal moteur permettant de contrôler le bras humain au travers du système nerveux (moelle épinière).

Afin de modéliser au mieux le système biologique employé quotidiennement lors de multiples tâches, une meilleure compréhension du processus de contrôle est nécessaire (figure 3.2). Lorsque la commande motrice est générée par le cerveau, sa réception est légèrement retardée car la transmission d'influx nerveux n'a pas lieu instantanément. Ce retard peut s'expliquer par une succession d'étapes. L'information motrice est tout d'abord transportée au travers du système central nerveux jusqu'à un motoneurone situé dans la moelle épinière. Cette cellule nerveuse transmet, par la suite, la commande motrice au travers de fibres nerveuses motrices (axones) circulant au sein du nerf rachidien appartenant au système nerveux périphérique. Pour finir, l'information est perçue par le muscle au niveau du synapse neuro-musculaire (jonction nerf-muscle). Un parcours parallèle partant du récepteur sensoriel jusqu'au système central nerveux est réalisé pour acquérir un retour sur l'information musculaire. Lors de la modélisation, ces retards doivent être considérés afin d'étudier un modèle s'approchant au mieux de la réalité.

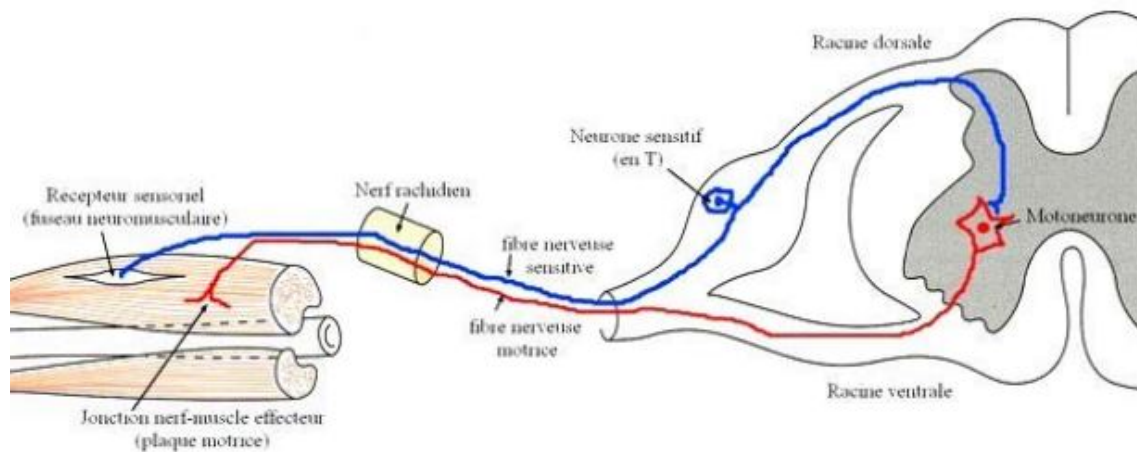


FIGURE 3.2 – Illustration de l'interaction neuro-musculaire [39].

Des expériences ont été réalisées pour déterminer ces retards en caractérisant le temps de réaction du contrôle moteur à diverses perturbations mécaniques. Deux niveaux de contrôle moteur sont identifiés : réponse motrice à faible retard ou réponse réflexe (bas niveau de contrôle, 20-30ms) et réponse motrice à retard élevé [40] (haut niveau de contrôle, 50-60ms). Les réponses à faible retard sont générées par un retour nerveux [41] et ne varient que très rarement. À l'inverse, les réponses à retard élevé générées par un retour transcortical varient avec plusieurs facteurs dont la rotation du bras [42].

Additionnelement à ces retards, la présence de bruit au sein du processus de contrôle moteur est inévitable. Plusieurs types de bruits différents ont été distingués. Comme pour tout système physique, la mesure et le transport de signaux d'information, bien qu'ici physiologique, génèrent du bruit. De ce fait, un bruit moteur et sensoriel est donc naturellement présent et traité par le processus de contrôle moteur afin de garantir les performances. Lors du questionnement scientifique portant sur la variabilité motrice de la trajectoire réalisée (*cfr Etat de l'art*), la dépendance du bruit par rapport à la commande motrice fut introduite [22],[35],[43]. Dans ce travail, uniquement du bruit sensoriel et moteur indépendant seront traités.

3.1 Modèle mathématique

Similairement aux modèles qui ont été précédemment effectués, la dynamique du bras est exprimée à l'aide des équations d'Euler établies pour la rotation d'un corps rigide. Ici, les mouvements sont effectués autour d'un repère fixe centré en "o" (figure 3.1). La dynamique de l'actionneur est quant-à-elle modélisée à l'aide un filtre du premier ordre dont la constante de temps est cohérente avec les performances réelles du système. Identiquement aux équations présentées en amont de ce travail, les relations suivantes sont obtenues :

$$\begin{aligned} I\ddot{\theta} &= T - k_v\dot{\theta} - GT(\theta), & \text{avec } GT(\theta) &= m \cdot g \cdot l \cdot \cos \theta \\ \tau\dot{T} &= k_u u - T \end{aligned}$$

Trois moments interviennent dans ces équations : le moment musculaire T , le moment gravitationnel $GT(\theta)$ appliqué au centre de masse "c" (figure 3.1) et le moment des frottements visqueux $k_v\dot{\theta}$. Le coefficient de frottement visqueux est considéré constant dans cette étude et est approximé par $k_v \approx 0.89$. Le temps de réponse musculaire et le gain de contrôle sont également constant et valent respectivement $\tau = 40 [ms]$, $k_u = 50 [\frac{Nm}{s}]$. Pour finir, l'inertie et le centre de masse sont déterminés grâce aux mesures effectuées (cfr section 1.1) et aux tables anthropomorphiques [44]. En considérant que les centres de masse et de giration du manipulandum sont confondus avec ceux de la main d'un sujet de masse M et dont les dimensions des bras, avant-bras et main sont respectivement l_1 , l_2 et l_3 , l'inertie et le centre de masse s'expriment (figure 3.3) :

$$\begin{aligned} m_1 &= 0.028 \cdot M [kg] & c_{GLM} &= 0.587 \cdot l_3 + l_2 + l_1 [m] \\ m_2 &= 0.016 \cdot M [kg] & l_{GLM} &= 0.506 \cdot l_3 + l_2 + l_1 [m] \\ m_3 &= 0.006 \cdot M [kg] & c_{Bras} &= 0.645 \cdot (l_1 + l_2 + l_3) [m] \\ m_{GLM} &= 0.250 [kg] & l_{Bras} &= 0.530 \cdot (l_1 + l_2 + l_3) [m] \end{aligned}$$

$$\Rightarrow \begin{cases} I &= (m_1 + m_2 + m_3) \cdot c_{Bras}^2 + m_{GLM} \cdot c_{GLM}^2 \\ l &= \frac{(m_1 + m_2 + m_3) \cdot l_{Bras} + m_{GLM} \cdot l_{GLM}}{m_1 + m_2 + m_3 + m_{GLM}} \end{cases}$$

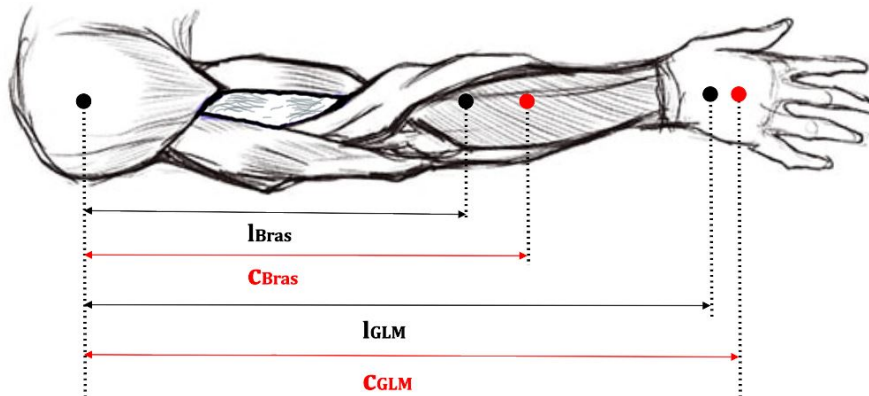


FIGURE 3.3 – Centres de giration (c) et de masse (l) du bras et du manipulandum.

Chapitre 4

Contrôle linéaire

La première loi de contrôle qui fut implémentée dans le cadre de ce travail est linéaire. Les connaissances scientifiques hautement avancées dans ce domaine permettent, aisément, une étude approfondie du système. Fortement employé dans d'autres domaines de l'ingénierie tel que l'aéronautique et la communication, des solutions simples et largement connues telles que l'estimateur d'état optimal de Kalman ou le contrôle optimal à solution exacte (basé sur la résolution de l'équation de Riccati, Bellman,...). De ce fait, le contrôle linéaire est naturellement privilégié comme première étude.

4.1 Linéarisation & Étude du système

En regardant plus précisément les équations dynamiques qui représentent le système réel (*cfr section 3.1*), l'unique non linéarité présente réside dans le terme gravitationnel au travers du cosinus de la position angulaire. Dans le cadre de ce travail, les mouvements effectués oscillent dans un interval maximal de $[-15^\circ; 15^\circ]$. De ce fait, le cosinus variant entre $[0.96; 1]$ est approximé par une valeur unitaire. Le système linéaire sous forme de schema-blocs illustre alors par :

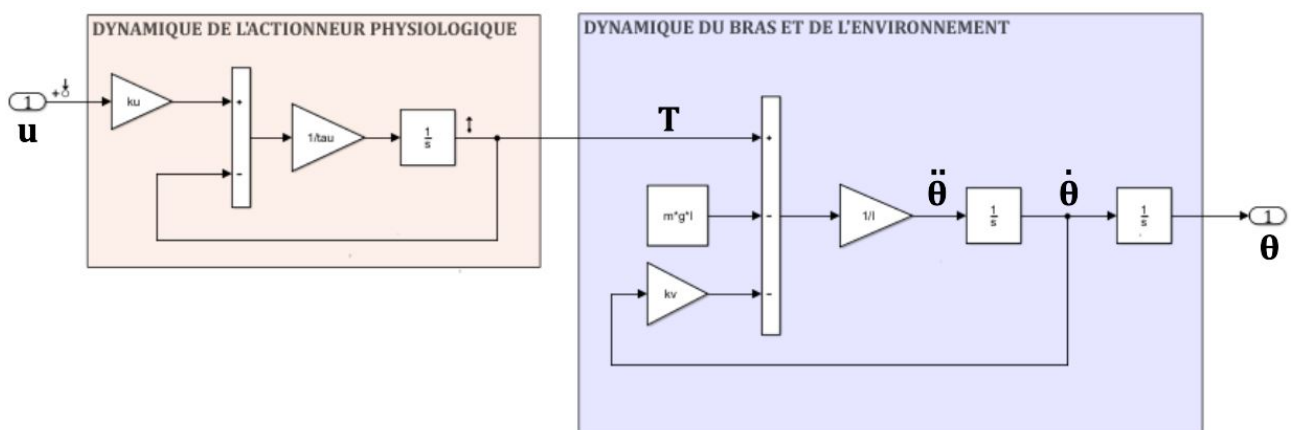


FIGURE 4.1 – Schéma-bloc du système linéarisé.

Les différentes variables qui caractérisent le système sont donc u , T , θ , $\dot{\theta}$ et $\ddot{\theta}$. A présent, la stabilité, la contrôlabilité et l'observabilité du système peuvent être étudiés.

Pour commencer, le système est exprimé sous sa représentation d'état en considérant les trois variables d'états suivantes : $x_1 = \theta$, $x_2 = \dot{\theta}$ et $x_3 = T$. L'entrée du système est la commande motrice u . Le système comportant un terme constant, ce dernier est considéré comme une quatrième variable d'état $x_4 = -\frac{m \cdot g \cdot l}{I}$ lors de l'implémentation du contrôleur.

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{k_v}{I} & \frac{1}{I} & 1 \\ 0 & 0 & -\frac{1}{\tau} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad B = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{k_u}{\tau} \\ 0 \end{bmatrix}, \quad C = [1 \quad 0 \quad 0 \quad 0], \quad D = 0$$

4.1.1 Étude de stabilité

Afin d'analyser la stabilité du système linéarisé, la fonction de transfert entre la commande motrice u et la sortie θ est exprimée :

$$TF(s) = \frac{\theta}{u} = \frac{k_u}{s(\tau s + 1)(I s + k_v)}$$

Le pôle en $s = 0$ indique que la réponse du système en boucle ouverte est instable. Pour le système linéarisé, un contrôle rétroactif est obligatoire pour stabiliser le système. Le domaine d'intérêt dans lequel s'inscrit le système étudié (contrôle optimal) élimine ce problème de stabilité en boucle ouverte. En effet, l'assimilation du processus de contrôle à un contrôleur optimal LQG implique inévitablement un asservissement par retour des états du système.

4.1.2 Contrôlabilité

Malgré que le contrôleur à implémenter soit optimal, les états du système se doivent d'être contrôlables (modification d'un état en un temps fini). En effet, afin de contrôler convenablement le système, le contrôleur optimal fixe la dynamique minimisant une fonction coût en plaçant les pôles du système. De ce fait, dans le cas où certains états seraient incontrôlables, les emplacements respectifs de ces pôles seraient contraints. Afin de pouvoir étudier la contrôlabilité du système et d'identifier précisément les états incontrôlables, le système est exprimé sous sa forme modale. Une représentation paramétrique de cette forme modale est préférée de part la variabilité des paramètres avec la morphologie des sujets.

$$A = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & \lambda_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad B = \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \\ b_3 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad C = [c_1 \quad c_2 \quad c_3 \quad c_4], \quad D = 0$$

Grâce à cette forme, les modes incontrôlables sont aisément identifiés de part la présence de valeurs nulles au sein de la matrice B. Dans certains systèmes, un mode peut représenter plusieurs états. Ici, le système ne comporte pas de pôles complexes conjugués, chaque mode est donc représentatif de l'état associé. De ce fait, les trois états essentiels au contrôleur sont bien contrôlables. De plus, en cohérence avec son interprétation physique, le quatrième état illustrant le moment gravitationnel constant n'est pas contrôlable.

4.2 Contrôleur LQG

L'étude de stabilité du système et les résultats des précédentes études convergent vers l'implémentation d'un contrôleur rétroactif et optimal. Sous sa forme discrète, le problème d'optimisation à résoudre s'exprime de la manière suivante :

PROBLÈME D'OPTIMISATION

Soit le système à contrôler :

$$\begin{aligned} x_{k+1} &= Ax_k + Bu_k + \xi_k, \\ y_{k+1} &= Hx_k + \omega_k, \end{aligned}$$

$x_k \in \mathcal{R}^n$, $u_k \in \mathcal{R}^m$ and $y \in \mathcal{R}^p$. Les états sont connus au temps initial. ξ_k et ω_k étant respectivement les bruits moteur et sensoriel tel que :

$$\xi_k \sim \mathcal{N}(0, \Omega_\xi), \quad \omega_k \sim \mathcal{N}(0, \Omega_\omega).$$

Trouver une séquence de commande motrice $u_1, \dots, u_{N-1}$ qui minimise la fonction coût :

$$J := E \left[J_N + \sum_{k=1}^{N-1} J_k(x_k, u_k) \right],$$

$$\text{avec} \quad \begin{cases} J_k(x_k, u_k) = x_k^T Q_k x_k + u_k^T R u_k, & Q_k \geq 0, k = 1, \dots, N-1, \\ J_N(x_N) = x_N^T Q_N x_N, & R > 0, \end{cases}$$

L'opérateur $E[\cdot]$ fournissant la valeur de l'argument.

Deux parties constituent la fonction à minimiser. La première vise à minimiser l'énergie de commande. Ici, cette énergie représente directement l'énergie musculaire développée par le sujet. L'autre partie est, en réalité, une fonction "cost-to-go" qui minimise le coût nécessaire à l'atteinte de la cible (les positions basse ou haute dans le cadre de ce travail, *cfr section 1.3.2*). Cette fonction est réévaluée à chaque interval de temps pour déterminer précisément le coût en fonction de la trajectoire qu'il reste à parcourir. De ce fait, trouver la solution du problème optimal nécessite la résolution des équations de Bellman. Dès lors que les équations sont résolues, les gains de contrôle L_k permettent la caractérisation de la dynamique du système asservi décrite par :

$$x_{k+1} = Ax_k + Bu_k + \xi_k \quad \text{avec } u_k = -L_k x_k.$$

L'algorithme permettant de déterminer ces gains de commande par récursion est énoncé ci-dessous :

$$\begin{aligned} S_N &= Q_N, \\ L_k &= (R + B^T S_{k+1} B)^{-1} B^T S_{k+1} A, \\ S_k &= Q_k + A^T S_{k+1} (A - B L_k). \end{aligned}$$

Suite à la résolution analytique des équations de Bellman, les conditions $S_k \geq 0$ et $s_k := s_{k+1} + \text{tr}(S_{k+1} \Omega_\xi) > 0$ doivent être nécessairement vérifiées.

Jusqu'à présent, le contrôleur optimal implémenté suppose que tous les états du système sont observables. Cependant, à nouveau, l'étude du système et les travaux sur la variabilité motrice montrent la présence inévitable d'un estimateur d'état. En effet, tous les états ne sont pas observables et leur estimation est donc nécessaire à l'implémentation du contrôleur LQG. De plus, une description complète incluant la variabilité motrice implique la modélisation de l'inférence Bayésienne employée par le CNS. De ce fait, un filtre de Kalman est implémenté pour assurer l'estimation optimale des états (*cfr Etat de l'art*). D'un point de vue dynamique, le filtre de Kalman tente de déterminer les gains K_k qui minimise l'erreur d'estimation :

$$K_k = \underset{k}{\operatorname{argmin}} \parallel e_{k+1} \parallel$$

Pour finir, l'estimation des états est intégrée dans la dynamique du système asservi. Les gains de commande précédemment calculés s'appliquent sur les états estimés $\hat{x}$ tel que $u_k = -L_k \hat{x}_k$. Les états estimés sont, quant-à-eux, calculés sur base des gains de Kalman selon l'algorithme suivant :

$$\begin{aligned} \hat{x}_{k+1} &= A\hat{x}_k + Bu_k + K_k(y_k - H\hat{x}_k), \\ K_k &= A\Sigma_k H^T (H\Sigma_k H^T + \Omega_\omega)^{-1}, \\ \Sigma_{k+1} &= \Omega_\xi + (A - K_k H)\Sigma_k A^T. \end{aligned}$$

Dans la suite de cette section, les bruits moteur et sensoriel ainsi que le filtre de Kalman sont, dans un premier temps, négligés. Par après, leurs effets/corrections sont analysés successivement.

4.2.1 Système idéal

Le système idéal visé dans cette première analyse ne comporte ni bruit moteur ni bruit de mesure. De plus, aucune incertitude sur les états du système n'est supposée. Les états du système sont considérés totalement observables et l'asservissement est réalisé sur les états réels au lieu des états estimés. La simulation de ce premier modèle est illustrée à la figure 4.2. Les poids de la fonction coût employés pour cette simulation sont respectivement $r = 10^{-6}$ pour le contrôle de la commande (poids de R) et $w = [10, 1, 0.1, 0]$ pour l'écart des états (poids de Q). Les courbes de position et vitesse angulaire ont été renversées dans le but d'une meilleure comparaison des mouvements ascendant et descendant.

Aisément, l'absence d'asymétrie entre les mouvements opposé à la gravité et ceux dans le sens de la gravité est observée. En effet, les trois états du système sont totalement symétrique. Cependant, la commande musculaire n'est par contre pas totalement symétrique pour les deux mouvements. Ces résultats ne reproduisent pas les nombreux résultats expérimentaux, issus de ce travail et des travaux antérieurs, qui montrent une distinction nette entre les deux directions.

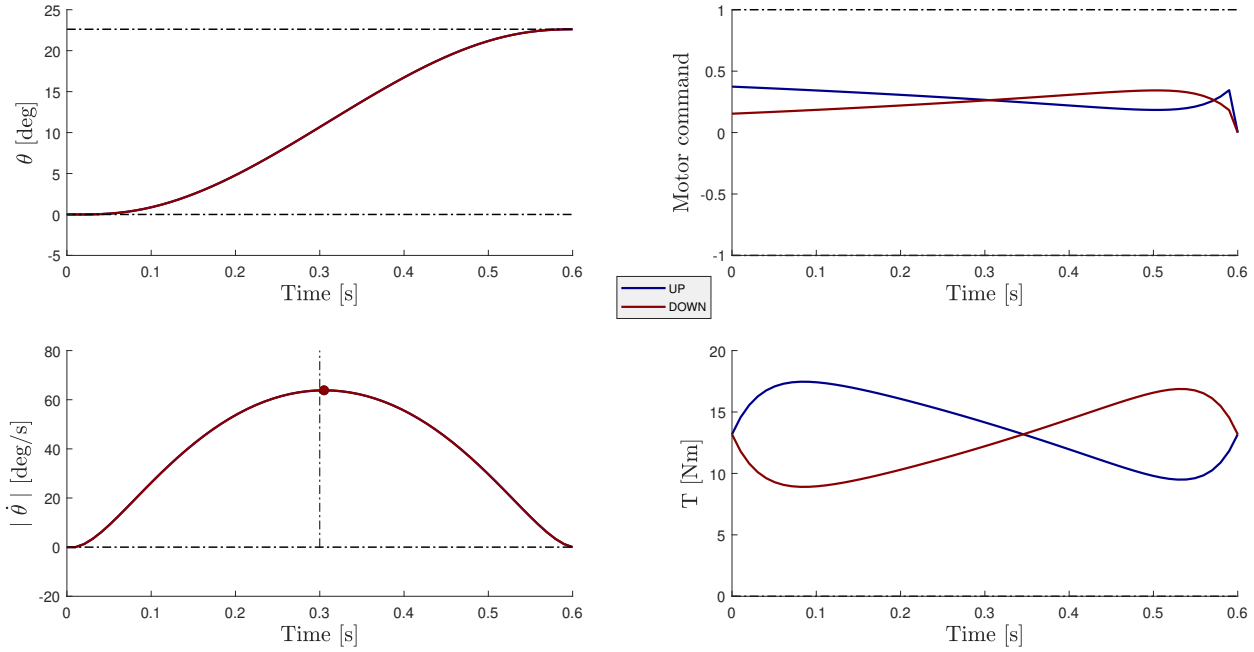


FIGURE 4.2 – Simulation du modèle idéal. Résultats pour un mouvement ascendant (bleu) et un mouvement descendant (rouge). La position angulaire, vitesse angulaire, moment musculaire et commande motrice sont illustrés.

4.2.2 Système bruité

Bien que le modèle idéal étudié précédemment n'indique aucune dépendance en direction tel qu'elle peut être observée expérimentalement, l'analyse du système se poursuit à l'aide du contrôleur linéaire LQG afin de vérifier que ce résultat se confirme lors de l'étude d'un modèle plus réaliste. Pour se faire, du bruit moteur et sensoriel sont ajoutés au modèle tel que défini préalablement. La simulation tenant compte de ces bruits qui suivent une loi normale d'une variance d'1% est présentée à la figure 4.3. Les poids des fonctions coûts sont adaptés de sorte à fournir le meilleur comportement possible, leurs valeurs sont donc respectivement $R = 10^{-2}$ pour le contrôle de la commande et $w = 2 \cdot [200, 1000, 1000, 0]$ pour l'écart des états.

A nouveau, les résultats de la simulation ne présentent aucune asymétrie. Par contre, la variabilité motrice est bien considérée. L'impact non négligeable des bruits sensoriel et moteur sur la commande motrice est également observable et se fait ressentir principalement dans la seconde partie du mouvement. A certains endroits, la saturation de la commande est même atteinte et inévitable malgré l'ajustement des poids. Ces observations renforcent l'intérêt de l'éventuelle présence d'un estimateur d'état afin de réduire ces incertitudes.

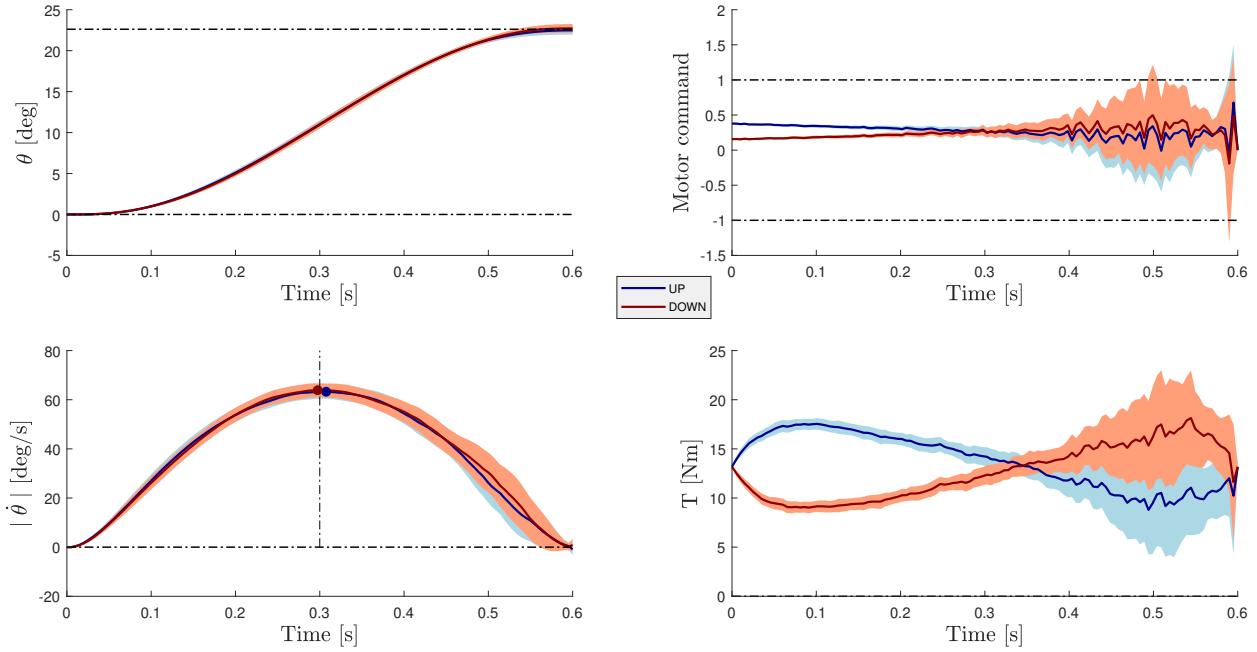


FIGURE 4.3 – Simulation du modèle bruité. Résultats pour un mouvement ascendant (bleu) et un mouvement descendant (rouge). La position angulaire, vitesse angulaire, moment musculaire et commande motrice sont illustrés.

4.2.3 Système avec estimateur optimal

Pour finir, au vu des résultats précédents et de la littérature (*cfr État de l'art*), une estimation optimale des états par inférence Bayésienne est intégrée sous forme d'un filtre de Kalman. Afin de faciliter la comparaison avec le modèle bruité, les poids des fonctions coûts sont gardés identiques et les résultats sont illustrés à la figure 4.4. Conformément à ce qui était attendu, une nouvelle fois, la dépendance en direction et l'asymétrie des profils de vitesse n'apparaissent pas de manière significative. Cependant, l'inférence Bayésienne montre son efficacité en réduisant considérablement le bruit moteur et sensoriel qui impacte la commande. Des niveaux acceptables de commande motrice peuvent alors être à nouveau atteints.

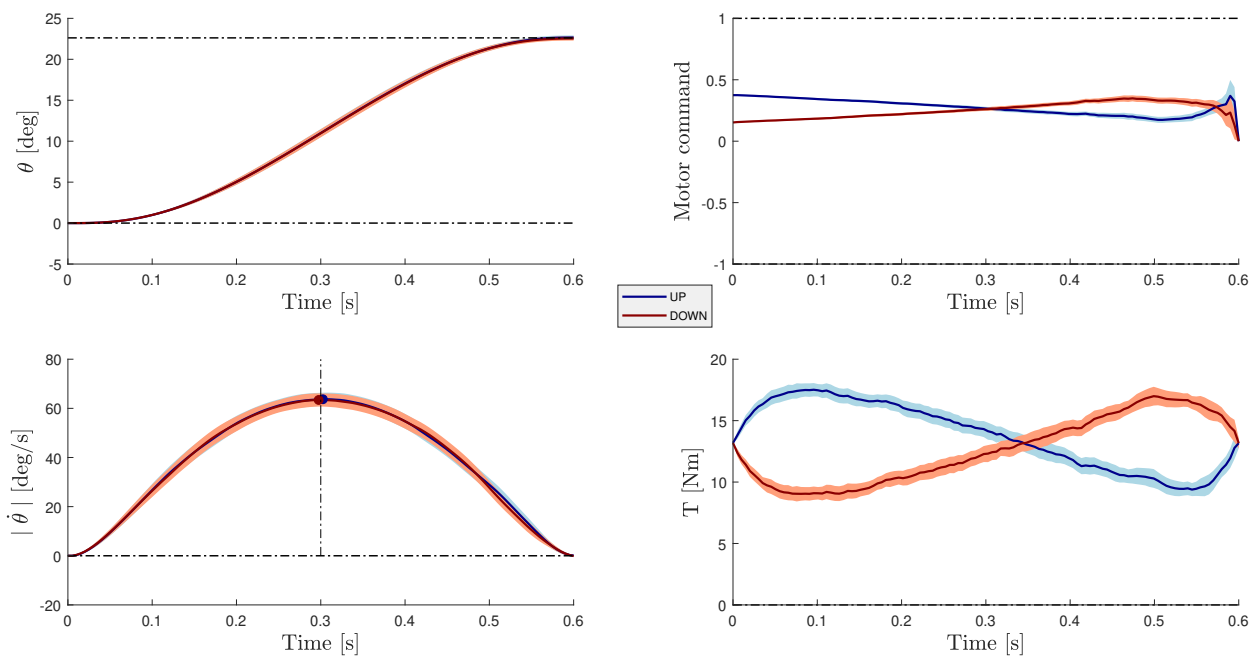


FIGURE 4.4 – Simulation du modèle à inférence Bayésienne. Résultats pour un mouvement ascendant (bleu) et un mouvement descendant (rouge). La position angulaire, vitesse angulaire, moment musculaire et commande motrice sont illustrés.

Chapitre 5

Contrôle non linéaire

Le contrôle non linéaire, ou plutôt l'optimisation de trajectoire dans le cas de ce travail, est employé dans ce chapitre afin de simuler les mouvements réalisés expérimentalement dont les résultats furent exposés dans la première partie. Contrairement au contrôle linéaire qui fut étudié dans le chapitre précédent, la variation du moment gravitationnel avec la position angulaire du bras n'est pas contrainte à une valeur constante. Les deux méthodes décrites dans ce chapitre ont déjà montrées leurs efficacités dans la modélisation des mouvements de travaux antérieurs [30],[11]. Comme annoncé précédemment, les trajectoires optimales sont obtenues par une implémentation numérique en programmation non linéaire SQP.

Cependant, l'utilisation de cette méthode ne permet pas de maintenir une formulation continue du problème d'optimisation (voir ci-dessous) dans laquelle seules les positions initiale et finale sont connues. Alternativement à cette formulation décrivant un problème à dimension infinie à l'aide d'équations différentielles, le même problème est retranscrit sous la forme d'un problème d'optimisation non linéaire sous contraintes [45]. Dès lors, un problème à dimension fini comportant des équations algébriques simples peut être résolu à l'aide du *Sequential quadratic programming (SQP)*.

Problème d'optimisation de trajectoire

$$\min_{\substack{t_0, t_F, \mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t) \\ \text{functions!}}} J(t_0, t_F, \mathbf{x}(t_0), \mathbf{x}(t_F)) + \int_{t_0}^{t_F} w(\tau, \mathbf{x}(\tau), \mathbf{u}(\tau)) d\tau$$

boundary objective function integral objective function

calculus!

subject to:

$$\mathbf{g}(t_0, t_F, \mathbf{x}(t_0), \mathbf{x}(t_F)) \leq \mathbf{0}$$

boundary constraints

$$t_{\text{low}} \leq t_0 < t_F \leq t_{\text{upp}}$$

bound on initial and final time

$$\mathbf{x}_{0,\text{low}} \leq \mathbf{x}(t_0) \leq \mathbf{x}_{0,\text{upp}}$$

bound on initial state

$$\mathbf{x}_{F,\text{low}} \leq \mathbf{x}(t_F) \leq \mathbf{x}_{F,\text{upp}}$$

bound on final state

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{f}(t, \mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t))$$

continuous dynamics

$$\mathbf{h}(t, \mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t)) \leq \mathbf{0}$$

path constraints

$$\mathbf{x}_{\text{low}} \leq \mathbf{x}(t) \leq \mathbf{x}_{\text{upp}}$$

continuous bounds on state

$$\mathbf{u}_{\text{low}} \leq \mathbf{u}(t) \leq \mathbf{u}_{\text{upp}}$$

continuous bounds on control

Problème d'optimisation sous contrainte

$$\min_{\mathbf{z}} f(\mathbf{z}) \quad \text{subject to:}$$

$$\mathbf{g}(\mathbf{z}) \leq \mathbf{0}$$

$$\mathbf{h}(\mathbf{z}) = \mathbf{0}$$

$$\mathbf{z}_{\text{low}} \leq \mathbf{z} \leq \mathbf{z}_{\text{upp}}$$

5.1 Minimisation de l'effort

Dans la continuité du contrôle linéaire, le premier modèle non linéaire implémenté se consacre à la minimisation de la commande musculaire. De ce fait, la fonction coût quadratique classique $\int u^2 dt$ définie pour de contrôleur contrôleurs est étudiée. Dans ce modèle, la variation du terme gravitationnel est considérée. Afin de résoudre le problème d'optimisation sous contrainte récemment introduit, l'algorithme adopté utilise la méthode de *Multiple shooting*. Cette méthode de résolution numérique, nécessitant la formulation d'un problème sous contrainte, fonctionne de la manière suivante. L'intervalle de temps dans lequel s'inscrit la trajectoire est discrétisé en N sous-intervalles tel que $0 = t_0 < t_1 < \dots < t_N = t_f$. Sur chaque intervalle, la commande est prise pour constante $\bar{u}_k$. De ce fait, la fonction coût à minimiser pour obtenir la trajectoire optimale est exprimée sous sa forme discrétisée :

$$J(u) = \sum_k \bar{u}_k^2$$

Afin de résoudre ce problème d'optimisation sous contrainte, un *guess* pour chaque état $\bar{x}_k$ est nécessaire à chaque instant t_k tel que $\bar{x}_k = \bar{x}(t_k)$. Similairement au contrôle linéaire, les trois variables d'états sont la position angulaire, la vitesse angulaire et le moment musculaire. Les états $\bar{x}_k$ de la trajectoire optimale sont alors obtenus par intégration sur l'intervalle $[\bar{x}_{k-1}, \bar{x}_k]$ également discrétisé en n sous-intervalles $t_{k-1}^0, t_{k-1}^1, \dots, t_{k-1}^n = t_k^0$. Cette intégration est résolue par la méthode d'analyse numérique Runge-Kutta d'ordre 4 impliquant la dynamique non linéaire du système (*cfr section 3.1*). Pour finir, trois contraintes sont fournies à l'algorithme de *Multiple Shooting* :

- $x_{k=0}^0 = x_0$ (condition initiale)
- $x_{k=N}^n = x_f$ (condition finale)
- $x_{k-1}^n = x_k^0$ (condition de continuité)

Ensuite, les mouvements verticaux, similaires à ceux réalisés expérimentalement (*cfr section 1.3.2*), ont donc été simulés (figure 5.1A). Les résultats montrent une légère asymétrie entre les mouvements ascendant et descendant. En effet, la simulation montre une durée relative jusqu'au pic de vitesse ($rDPV$) très légèrement moindre pour le mouvement ascendant. Cependant, ces résultats ne reflètent pas ceux obtenus et exposés dans la partie expérimentale. En effet, en plus d'une asymétrie fortement plus faible ($rDPV_{up} = 0.49\%$ et $rDPV_{down} = 50.5\%$), le mouvement descendant montre une phase d'accélération plus longue que la phase de décélération ($rDPV > 50\%$), ce qui n'est pas le cas dans les résultats expérimentaux obtenus. Malgré ces asymétries relativement faible, les mouvements simulés avec un moment gravitationnel variable (dynamique non linéaire) se distinguent des simulations à moment gravitationnel constant (figure 5.1B). Lorsque le moment gravitationnel est constant, ce modèle rejoint le modèle idéal implémenté par commande LQG.

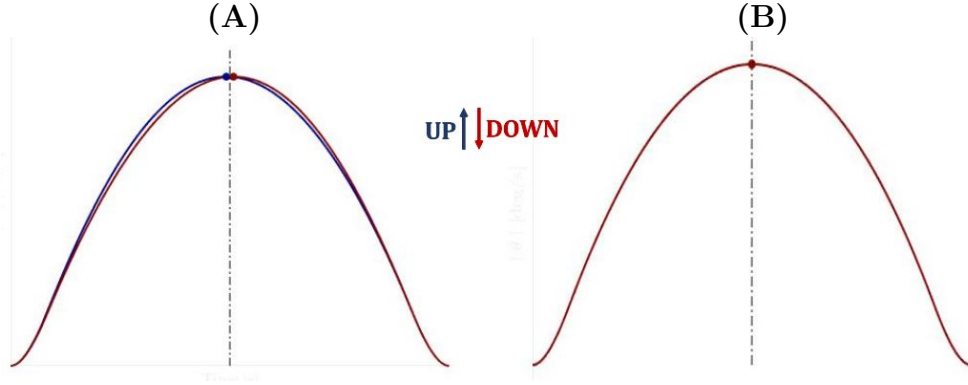


FIGURE 5.1 – Simulation à l'aide du modèle "Minimisation de l'effort" avec un moment gravitationnel (A) variable (B) constant.

5.2 Modèle Smooth-Effort

Contrairement au modèle de minimisation de l'effort, le modèle Smooth-Effort implique deux termes dans sa fonction coût. Pour rappel, l'un des termes se base sur la minimisation du Jerk, qui caractérise l'homogénéité du mouvement, et l'autre sur la minimisation de l'effort, qui caractérise l'effort musculaire employé pour effectuer le mouvement. La fonction coût s'exprime donc :

$$J(\dot{\theta}, \ddot{\theta}) = J_{effort} + \alpha \cdot J_{smooth} \quad , \quad \begin{cases} J_{effort} = \int_0^{MD} |\tau \dot{\theta}| dt \\ J_{smooth} = \int_0^{MD} \left(\frac{d\ddot{\theta}}{dt} \right)^2 dt \end{cases}$$

Afin de résoudre le problème sous contrainte en minimisant la fonction coût définie ci-dessus, l'algorithme utilise la méthode de *Gaussian quadrature hp-adaptive collocation*. Cette méthode ne sera pas détaillée dans ce travail. Néanmoins, voici certaines informations générales permettant de le distinguer de l'algorithme précédant (*Multiple Shooting*). Tout d'abord, tout comme la méthode de *Multiple Shooting*, la méthode de *collocation* sur laquelle se base ce modèle est une méthode directe. Par définition, ce type de méthode implique la discrétisation de l'espace avant l'optimisation de la solution (à l'inverse des méthodes indirectes, plus précises mais plus complexes). Ensuite, la méthode de *collocation* discrétise l'espace uniquement en plusieurs intervalles $0 = t_0 < t_1 < \dots < t_N = t_f$ sans sous-intervalles $t_{k-1}^0, t_{k-1}^1, \dots, t_{k-1}^n = t_k^0$. Pour un nombre de point identique, l'utilisation de la méthode de collocation engendre donc une hypothèse moins forte quant à l'assimilation de la commande à une valeur constante sur chaque intervalle. En effet, des plus petits intervalles $[t_k, t_{k+1}]$ sont définis pour la méthode de collocation, c'est la raison pour laquelle cette méthode est favorisée pour des contrôles plus complexes. Pour finir, contrairement aux méthodes de collocation classiques h (augmentation du nombre de points pour améliorer la précision) ou p (augmentation de l'ordre de la méthode utilisé sur chaque intervalle pour augmenter la précision), la méthode *hp-adaptive* permet d'obtenir une solution précise pour une large variété de problème, y compris ceux menant à une solution non lisse [46].

Dans ce travail, afin d'implémenter cette méthode, le programme GPOPS-II a été utilisé ¹.

Ensuite, à nouveau, les mouvements verticaux réalisés expérimentalement sont simulés. La figure 5.2A montre les résultats obtenus suite à la simulation pour divers poids α de la fonction coût. Pour cela, le poids est étudié entre $\alpha \in [5 \cdot 10^{-6}, 5 \cdot 10^{-4}]$ (une valeur plus foncée indiquant un α plus faible). Les résultats de la simulation ne sont, à nouveau, pas représentatif des résultats expérimentaux. Il est aisé d'observer que hormis une asymétrie des pics de vitesse, les profils des mouvements ascendant et descendant sont symétriques pour la gamme de poids α acceptable. Les profils obtenus à α élevé n'étant pas réaliste, l'importance relative de l'effort par rapport à l'homogénéité est limité à $\alpha > 10^{-5}$. Ce résultat n'est pas en accord avec les travaux précédents, pour lesquels le modèle Smooth-Effort permet une reproduction des résultats expérimentaux. Néanmoins, la relation amplitude-durée de mouvement n'est pas identique entre les précédents travaux et celui-ci. En effet, dans ce travail, les résultats expérimentaux révèlent une durée de mouvement plus grande pour une amplitude similaire. De ce fait, une simulation avec une durée de mouvement plus faible a également été réalisée afin d'étudier une possible limitation du modèle Smooth-Effort pour un domaine restreint à une certaine relation amplitude-durée de mouvement (figure 5.2B). Cependant, les résultats de cette simulation rejoignent les résultats précédents (600ms) écartant cette possibilité. Toutefois, une autre possibilité pouvant être à l'origine de l'écart entre ces résultats et ceux des travaux antérieurs serait la différence entre le protocole expérimentale choisi pour ce travail et les protocoles antérieurs. Cette piste est discutée dans la suite de ce travail.

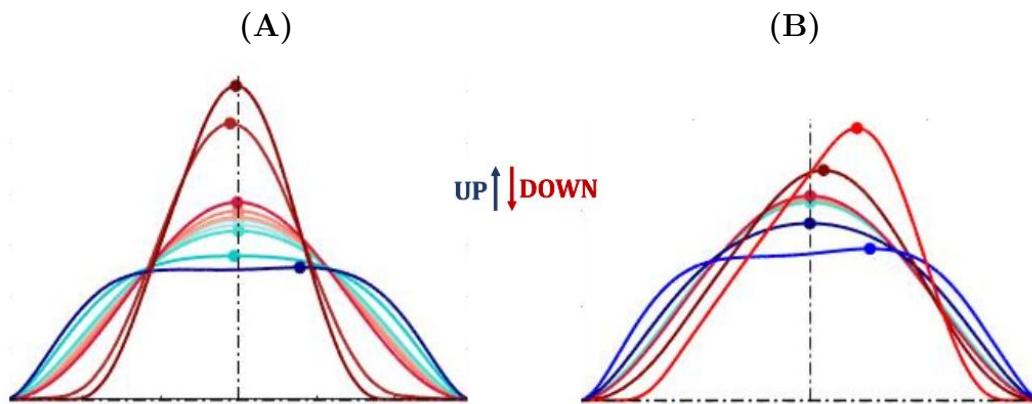


FIGURE 5.2 – Simulation à l'aide du modèle "Smooth-Effort" pour des durées de mouvement de (A) 600 ms (B) 400 ms.

1. Le programme GPOPS-II est utilisé à des fins non-commerciales. Les termes et conditions sont soigneusement respectés. Aucune modification ou distribution du programme n'a été effectuée.

Troisième partie

Discussion

Chapitre 6

Description & modélisation du processus de contrôle moteur

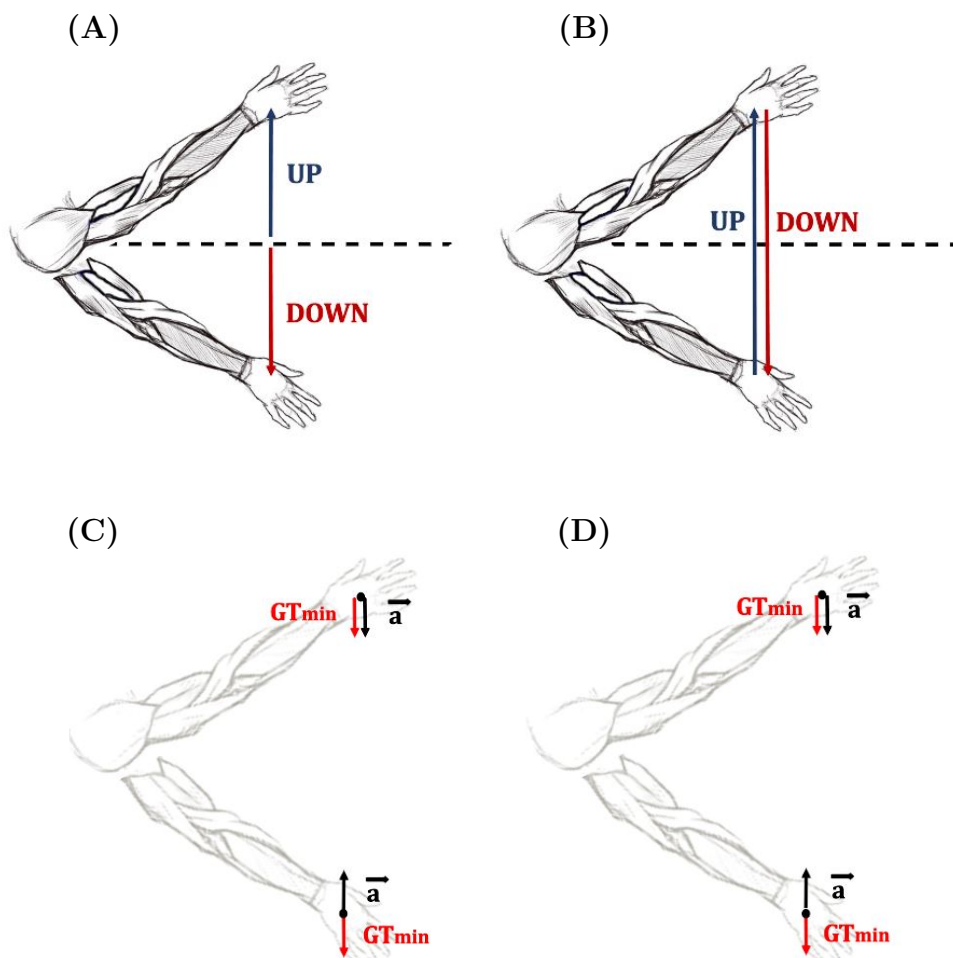
Lors de l'analyse des résultats (*cfr chapitre 2*), l'étude de divers paramètres a permis la comparaison entre les trois positions étudiées. Pour commencer, l'interprétation des résultats en position droite est privilégiée afin de réaliser une comparaison directe avec les anciennes publications scientifiques qui traitent des études similaires. L'implication de la gravité dans le processus de contrôle moteur est d'abord discutée. Ensuite, l'intérêt se portera sur l'influence du changement de position sur ce processus et son adaptation à ce nouvel environnement. Par après, la synchronisation dynamique entre la GF et la LF ainsi que l'identification de la loi de contrôle employée par le CNS seront abordés. Pour finir, une comparaison entre les différents modèles mathématiques pour les résultats de ce travail ainsi que ceux des travaux précédents sera établie et débattue.

L'implication de la gravité dans le processus de contrôle moteur se confirme-t-elle avec les résultats obtenus ?

Tout d'abord, tout comme les résultats antérieurs à cette thèse, et conformément au protocole expérimentale, l'amplitude et la durée des mouvements sont invariantes avec la direction et la répétition des mouvements. Cependant, contrairement aux travaux précédents [30], [6], ce travail nous révèle l'absence de dépendance en direction pour la majorité des paramètres usuels à la caractérisation des mouvements verticaux discrets (P_v , P_a , $rDPV$, $rDPA$). Cet écart aux anciens résultats préalablement présentés, et montrant une forte asymétrie entre les directions ascendante et descendante pour plusieurs paramètres cinématiques (principalement $rDPV$ et $rDPA$ [6]), peut s'expliquer de part la différence entre les protocoles antérieurs et celui exécuté dans ce travail (figure 6.1A-B). En effet, les analyses précédentes résultent de l'exécution de mouvements tous initialisés par une position horizontale du bras. Les mouvements ascendants et descendants sont donc réalisés symétriquement de part et d'autre de cette position initiale assurant un profil identique du moment gravitationnel. Néanmoins, la gravité pénalisant (resp. assistant) le mouvement ascendant lors de la phase d'accélération (resp. de décélération) et inversement pour le mouvement descendant, l'interaction entre le moment gravitationnel et l'effet de la gravité sur le mouvement du bras n'est pas symétrique (figure 6.1E-F). Effectivement, par définition, les protocoles antérieurs imposent un moment gravitationnel maximal (resp. minimal) lorsque la gravité pénalise (resp. assiste) le mouvement ascendant alors qu'un moment gravitationnel minimal (resp. maximal) est imposé lorsque la gravité pénalise (resp. assiste) le mouvement descendant. Les mouvements résultants de ce type de protocole sont qualifiés de "*imparfaitement symétriques*" ou de "*pas parfaitement symétriques*" dans la

suite de cette discussion. Contrairement aux anciens travaux, le protocole défini dans cette thèse (*cfr section 1.3*) assure à la fois une symétrie de direction du moment gravitationnel ainsi qu'une symétrie de l'interaction de ce moment avec l'effet de la gravité sur le mouvement du bras (figure 6.1C-D). Toutefois, il est important de préciser que l'absence de résultats significatifs pourrait être dû au faible nombre de sujets utiles à la réalisation de l'expérience. De ce fait, ce manque de puissance statistique éventuel pourrait également expliquer l'écart par rapport aux précédents travaux.

Toutefois, contrairement à l'asymétrie des paramètres, les asymétries des profils de vitesse se confirment indépendamment de la direction du mouvement ($rDPV < 0.5$ pour Up et Down). Cependant, les profils de vitesse issus des mouvements réalisés en position couchée, montrant également cette asymétrie ($rDPV < 0.5$), la seule présence de ces asymétries ne suffit pas pour aboutir à une conclusion semblable aux travaux précédents. En effet, en position couchée, l'effet de la gravité sur le mouvement du bras est identique tout au long de la trajectoire (vecteur gravitationnel perpendiculaire à la trajectoire). De ce fait, une différence du comportement entre les phases d'accélération et de décélération ne peut pas s'expliquer par l'utilisation de la gravité dans le processus de contrôle. Pour conclure, malgré la présence de ces asymétries et en dépit de l'absence d'une dépendance en direction des autres paramètres usuels, la relation directe entre l'intégration de la gravité dans le processus de contrôle en vue d'une optimisation de l'effort et les asymétries des paramètres cinématiques, établie jusqu'ici, est temporairement remise en doute.



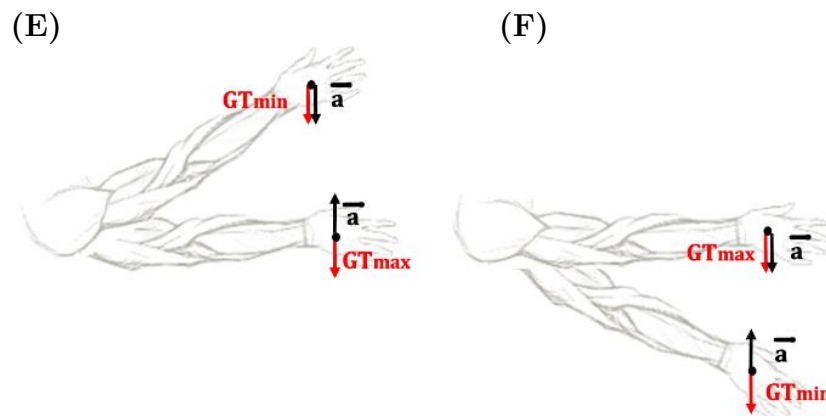


FIGURE 6.1 – Comparaison entre les mouvements du protocole actuel et ceux des protocoles antérieurs. (A) Mouvements ascendant (Up, bleu) et descendant (Down, rouge) des protocoles précédents. (B) Mouvements du protocole de ce travail. (C-D) Interaction accélération-GT pour les mouvements Up 'C' et Down 'D' du protocole actuel. (E-F) Interaction accélération-GT pour les mouvements Up 'E' et Down 'F' des protocoles antérieurs.

N'y a-t-il réellement aucun signe de l'implication de la gravité dans le processus d'optimisation du contrôle moteur pour des mouvements parfaitement symétriques ?

Une étude plus approfondie de la cinématique basée sur la dérivée du profil d'accélération (Jerk) a permis de relever l'influence de nombreux effets, dont la direction, et permettrait de répondre à cette question par la négative. Afin d'interpréter les résultats, un lien étroit peut être établi entre le Jerk et les récentes études montrant l'implémentation d'un processus de contrôle par le CNS sur base du modèle interne, qui vise à minimiser l'effort en tirant profit de la gravité [11],[31]. Effectivement, le modèle appuyant cette déduction se compose d'un terme indiquant l'effort (C_{effort}) et d'un autre terme caractérisant l'homogénéité du mouvement, représenté par le Jerk (C_{smooth}). Bien que ce modèle fut introduit d'après une étude de mouvements symétriques mais pas parfaitement symétriques, ce dernier n'est pas écarté dans ce travail et nourrit l'interprétation sug-dessogérée cius. Dès lors, en rappelant que le modèle implique une fonction coût s'exprimant

$$C = C_{effort} + \alpha C_{smooth} \quad , \quad \begin{cases} C_{effort} = \int_0^{MD} |\tau \dot{\theta}| dt \\ C_{smooth} = \int_0^{MD} \left(\frac{d\ddot{\theta}}{dt} \right)^2 dt \end{cases}$$

La présence d'un Jerk plus élevé dans une direction peut être perçue de deux manières. La première évoque un coût supérieur dans la direction concernée, et par conséquent, une distinction directe entre le processus de contrôle des mouvements ascendant et descendant pour laquelle la gravité serait tenue pour responsable. Toutefois, cette approche semble trop simpliste. La seconde interprétation suppose un coût identique pour les deux directions parce qu'il n'y a pas de raisons apparentes de devoir fournir plus d'effort dans une direction particulière pour un mouvement parfaitement symétrique. Le niveau de Jerk plus élevé est alors perçue comme une favorisation plus importante de la minimisation de l'effort, dans la direction concernée, par le CNS. A l'inverse, un Jerk plus faible indique une nécessité moindre pour le CNS de réduire le niveau d'activité musculaire et donc une meilleure homogénéité du mouvement est possible. La suite de cette discussion se basera sur cette seconde interprétation du Jerk. De ce fait, une dépendance en direction peut être identifiée. Initialement (bloc 1), durant la phase d'accélération, le CNS ordonnerait une plus forte minimisation de l'effort pour les mouvements ascendants (Jerk plus élevé) que descendants. Sachant que la gravité pénalise (resp. assiste) le mouvement ascendant (resp. descendant) lors de cette phase, cela impliquerait la présence de la gravité dans le processus de contrôle établi par le CNS. Dans le cas contraire, aucune différence due à l'impact de la gravité sur le mouvement ne serait observée. En revanche, aucun résultat ne permet de déterminer si cette dépendance en direction provient d'une aptitude qu'a le CNS à discerner la pénalisation de la gravité, l'assistance de la gravité ou bien les deux impacts. A l'inverse de la phase d'accélération, lors de la phase de décélération, la minimisation de l'effort est plus importante pour les mouvements descendants. Pour finir, l'absence de dépendance en direction significative lors de mouvements réalisés en position couchée, à la fois pour les paramètres cinématiques usuels et pour le Jerk, conforte dans l'idée que le processus d'optimisation employé en position droite implique le modèle interne de la gravité (car la gravité agit identiquement dans les deux directions).

Est-ce que ce processus d'optimisation employé par le CNS persiste lors d'un changement d'orientation du corps ?

Depuis que de nombreux chercheurs issus de plusieurs laboratoires scientifiques s'intéressent à l'étude neuromotrice du bras, diverses conditions expérimentales ont été étudiées afin de caractériser au mieux le contrôle moteur biologique (*cfr Etat de l'art*). A de nombreuses reprises, le bouleversement du protocole classique, impliquant des mouvements verticaux en position droite avec une vision non obstruée, a permis une avancée dans la compréhension du système de contrôle

tel qu'avec l'étude de la position couchée pour différentes visions [19], l'anesthésie du nerf median [21], les expositions aux milieux micro-gravitationnel [18],[16],[47] et hyper-gravitationnel [30], ... Dans ce travail, comme précédemment énoncé et analysé, c'est l'adaptation du CNS à la mise en position inversée du sujet qui est étudiée.

Contrairement à la position droite, initialement, une forte dépendance en direction est remarquée pour la totalité des paramètres. Tout d'abord, en opposition avec la totalité des articles cités dans ce travail, une asymétrie de $\sim 10\%$ est présente pour la durée des mouvements effectués. Cette dépendance s'explique par une forte diminution de la durée du mouvement Up (opposé à la gravité). L'amplitude ne variant pas, les mouvements Up sont réalisés nettement plus rapidement que les mouvements Down. De plus, la présence d'overshoot dans les profils de position atteste que cette observation n'est pas due à une amplitude réduite. L'analyse des autres paramètres cinématiques permet de tenir pour responsable la haute valeur du pic de décélération, lors de mouvements UP. En effet, alors que le pic et donc la durée de la phase d'accélération ne subissent pas de variation lors du changement d'environnement, la hausse du pic de décélération engendre un raccourcissement de la phase de décélération. Par conséquent, la symétrisation du profil de vitesse ($rDPV$ s'approche de 0.5) et la diminution de la durée du mouvement des mouvements ascendants (de fait, PV également) sont engendrées.

A nouveau, l'étude du Jerk permet d'interpréter ce comportement. Contrairement aux mouvements pour lesquelles aucune variation du Jerk n'apparaît lors de la mise en position inversée, les résultats montrent une hausse du Jerk dans la phase de décélération des mouvements ascendants, en comparaison avec la position droite. Analogiquement à la théorie évoquée précédemment, cette augmentation indiquerait une plus haute importance de la minimisation de l'effort dans le processus de contrôle. Suite à cette déduction, deux suggestions complémentaires sont proposées. La première propose une vision pessimiste de la gravité par le CNS. Plus précisément, lors de la mise en position inversée, le CNS émettrait une incertitude sur l'effet bénéfique qu'engendre la gravité sur la cinématique du mouvement. De ce fait, lors de la phase de décélération des mouvements ascendants, la sous-estimation de la contribution de la gravité au ralentissement du mouvement expliquerait l'écourtement de cette phase. Cependant, les mouvements descendants se composant également de phases pénalisée et assistée par la gravité, l'incertitude devrait également menée à un raccourcissement de leurs phases d'accélération. Or, les résultats montrent une variation nulle entre les positions droite et inversée, de tous les paramètres cinématiques (PA , PD , $rDPV$, PV , DT). Cette divergence serait alors expliquée par la seconde suggestion évoquant une prédisposition du contrôle moteur à posséder un critère d'optimalité adéquats pour les mouvements orientés dans le sens de la gravité (descendant, DOWN). De ce fait, l'aptitude du CNS à contrôler les mouvements descendants expliquerait l'absence de perturbation du comportement cinématique de ces mouvements. Pour finir, ces suggestions mènent inévitablement à une dissociation du processus de contrôle moteur des mouvements ascendants et descendants.

Étonnamment, comme il est possible de le constater, une éventuelle surestimation du moment gravitationnel n'est, ici, pas évoquée pour expliquer les comportements obtenus lors de ce changement de position. En effet, ces dernières années, l'augmentation des asymétries cinématiques telles que sur les pics de vitesse ou la durée du mouvement a été assimilée à une augmentation du moment gravitationnel [31],[11]. Cependant, dans ce travail, les résultats n'indiquent aucune différence significative entre les positions droite et inversée pour le pic d'accélération. Dès lors, une surestimation du moment gravitationnel n'est pas envisageable car son influence devrait se porter aussi bien sur la phase pénalisée par la gravité que celle qui est assistée.

Le processus de contrôle moteur évolue-t-il avec la répétition du mouvement ?

A présent qu'une description détaillée du processus de contrôle a été suggérée pour les mouvements parfaitement symétriques, la question d'une possible évolution de ce processus avec la répétition est légitimement posée. Pour les mouvements réalisés en position droite, les résultats des diverses paramètres cinématiques usuels confirment l'absence d'asymétrie alors que le Jerk indique toujours une dépendance en direction au long des 5 blocs. Cependant, la variation du profil de Jerk avec la répétition des mouvements n'étant pas significative statistiquement, le processus de contrôle employé est jugé optimal pour l'environnement dans lequel ce dernier évolue (position droite). A la fois l'asymétrie et l'amplitude du Jerk ne subissent pas de variation, cela permet de conclure que le contrôleur n'est soumis à aucune éventuelle ré-optimisation du processus. A nouveau, pour tous les paramètres, la position couchée ne montre aucune dépendance significative qui suggérerait une exclusion de la gravité du processus de contrôle moteur.

En ce qui concerne la position inversée, des observations totalement opposées à celle de la position droite suggèrent fortement une adaptation du processus de contrôle au cours de la répétition des mouvements. Les asymétries des différents paramètres cinématiques usuels se résorbent suite à une adaptation progressive du pic de décélération. De ce fait, il est suggéré que l'incertitude sur la gravité évoquée précédemment s'amenuise peu à peu, parallèlement à l'acquisition d'une meilleure connaissance de l'environnement. Outre l'évolution de l'incertitude, les résultats montrent une diminution du Jerk au cours des blocs. En analogie aux précédentes interprétations, cette augmentation de l'importance de la minimisation du Jerk indiquerait que le processus de contrôle tendrait à homogénéiser d'avantage les mouvements, et ce également pour les mouvements descendants. Ces deux résultats évoquent la ré-optimisation du processus de contrôle parallèlement à l'apprentissage environnementale. Cette hypothèse de ré-optimisation lorsque le système biologique se trouve dans un environnement inadapté avait déjà été suggérée lors de sa mise en micro-pesanteur [11] suite à une étude portant sur la ré-optimisation continue du coût de l'effort [48].

Ce processus de contrôle moteur suffit-il à la synchronisation entre la force de serrage et la force de charge ?

Tout d'abord, un lien direct est établi entre la force de charge et la cinématique du mouvement duquel cette dernière est issue. Par conséquent, et traité dans plusieurs publications [16][4], le processus de contrôle moteur décrit précédemment impacte explicitement la dynamique de la main. En accord avec les travaux antérieurs [2][3], la synchronisation est bien présente lorsque le sujet effectue les mouvements en position droite (corrélation élevée ~ 0.8) permettant le maintien de l'objet avec une certaine marge de sécurité (~ 1.5). Les résultats montrent aussi que cette synchronisation est stable et indépendante de la direction du mouvement. Lors de la mise en position inversée, la corrélation est initialement significativement diminuée (~ 0.65) parallèlement à une hausse de la force de serrage ($\uparrow \sim 2N$) et de la marge de sécurité (~ 2). Similairement à l'étude cinématique, la valeur de ces paramètres se rétablit avec la répétition du mouvement et soutient l'hypothèse d'une incertitude sur la gravité progressivement résorbée. Cependant, contrairement à la cinématique, les paramètres dynamiques ne montrent aucune dépendance en direction. De ce fait, au vu de la dépendance en direction des paramètres cinématiques sur base desquels elle se calcule, la force de serrage ne peut pas être un simple multiple de la force de charge. En effet, si c'était le cas, une dépendance en direction observée sur les profils d'accélération/décélération impliquerait inévitablement une dépendance en direction pour la GF également. Or, la dépendance en direction obtenue pour les paramètres cinématiques en position inversée ne se reflète pas dans l'analyse de la force de serrage. Par conséquent, la force de serrage est bien déterminée, indépendamment du contrôle de la cinématique, par un contrôleur GF/LF comme il fut déjà

évoqué (*cfr Etat de l'art, figure 3, [4]*).

Ensuite, les études du délai et du gain de force mènent à une nouvelle réflexion sur le type de loi de contrôle implémentée par le CNS. Comme introduit en amont de ce travail, ces 20 dernières années, un débat scientifique s'est porté sur la comparaison des systèmes anticipatifs et rétroactifs dans le cadre d'études neuromotrices (*cfr Etat de l'art*). Ici, une nouvelle approche comparant le délai entre la GF et la LF en début et en fin de mouvement permet d'évoquer une adaptation du type de contrôle au cours d'un même mouvement. En effet, indépendamment de la position, les résultats montrent que la force de serrage est retardée par rapport à la force de charge en début des mouvements ascendants. A l'inverse, en fin de mouvement, cette même force anticipe la force de charge lors de la réalisation de mouvements descendants. En première intuition, la comparaison s'effectuant entre deux mouvements à orientation différente (faute d'un deuxième pic de GF aisément distinguable) pourrait soulever l'incertitude entre la présence d'une asymétrie Up/Down ou Début/Fin de mouvement. Cependant, les anciens travaux soutenant la présence indéniable d'un retour d'information indépendamment de la direction (mouvement autre que verticaux, [21]), un mouvement descendant anticipant constamment la force de charge n'est pas réaliste. Dès lors, ces résultats suggèrent fortement l'implémentation d'un contrôle rétroactif en début de trajectoire alors qu'un contrôle anticipatif serait privilégié en fin de trajectoire (figure 6.2). De ce fait, en fin de mouvement, le retard sur l'information (40-60ms) ne permettrait pas au CNS d'estimer les états correctement par inférence Bayésienne et par conséquent un système anticipatif est préféré (figure 6.2A). En début de mouvement, malgré le retard, la position réelle étant proche de la position initiale, les états connus et caractérisant la position initiale (informations acquises durant la phase statique) suffirait à l'estimateur optimal inclus dans le contrôleur pour estimer correctement les états, privilégiant un contrôle rétroactif (figure 6.2B).

Les modèles actuels prédisent-ils également le processus de contrôle établi lors de la réalisation de mouvements parfaitement symétriques ?

Au cours de ce travail, trois contrôleurs ont été étudiés. Le premier est un contrôleur linéaire dont l'usage est fréquent pour des mouvements effectués dans le plan horizontale. Les deux autres modèles sont non linéaires et ont été préalablement implémentés dans le but de reproduire des résultats de mouvements verticaux imparfaitement symétriques. Ici, une comparaison de ces différents contrôleurs entre eux mais également entre les résultats qu'ils fournissent pour différents types de mouvements (parfaitement symétrique ou non) est réalisée dans le but de leur confirmation ou de la mise en évidence de certaines limitations.

Tout d'abord, la comparaison entre le contrôleur linéaire LQG et le contrôleur non linéaire SQP avec méthode Multiple Shooting permet d'analyser directement l'effet de variation du moment gravitationnel (GT). En effet, cette analyse est réalisable car les deux contrôleurs ont pour objectif de minimiser l'activité musculaire du bras (fonction coût similaire). Pour cela, des simulations non linéaires de mouvements imparfaitement symétriques, visant à reproduire les résultats publiés lors de l'introduction de ce modèle [30], ont été réalisées¹. Les profils obtenus, illustrés à la figure 6.3, montrent la présence d'une asymétrie du profil de vitesse ($rDPV < 0.5$) lorsque la variation du moment gravitationnel est considérée (non linéarité admise). Par contre, les simulations en LQG et en SQP - Multiple Shooting à moment gravitationnel constant n'affichent pas d'asymétrie significative. Naturellement, ces résultats suggèrent que la présence d'une forte asymétrie pour le modèle non linéaire est uniquement dû à la variation asymétrique du moment gravitationnel et non à l'utilisation de la gravité dans la minimisation de l'effort musculaire.

1. Uniquement la trajectoire optimale est étudiée, la variabilité motrice traitant du réalisme du modèle n'est pas jugée indispensable pour cette étude.

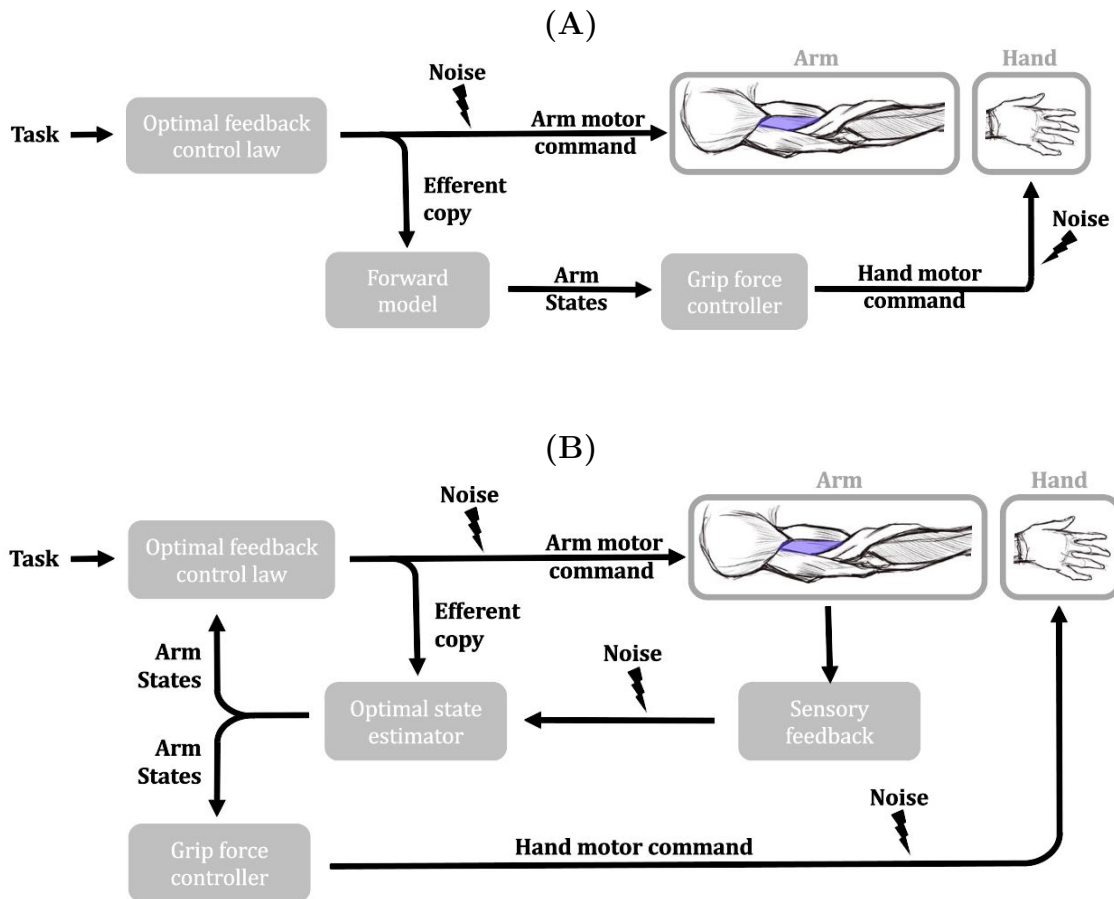


FIGURE 6.2 – Représentation du contrôleur employé par le CNS. (A) Contrôle anticipatif. (B) Contrôle rétroactif.

De plus, l'absence d'asymétries significatives des profils de vitesse dans les simulations pour des mouvements parfaitement symétriques (*cfr section 5.1*) réconforte dans l'idée que, pour ce modèle, le CNS tente simplement de compenser l'effet mécanique de la gravité.

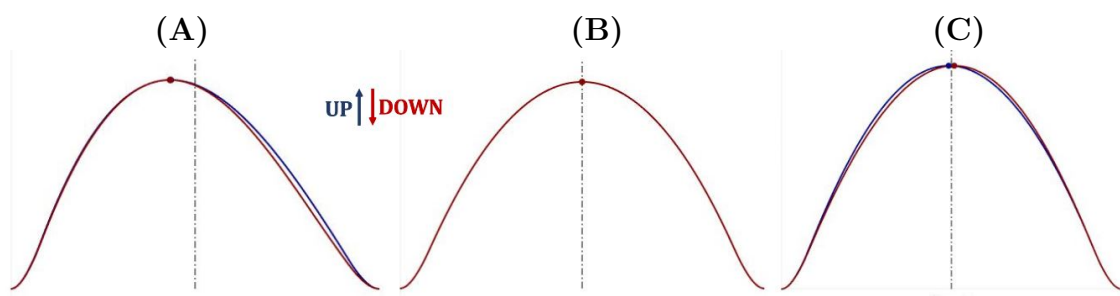


FIGURE 6.3 – Comparaison des simulations utilisant la méthode SQP - Multiple Shooting. (A) Crevecœur et al avec GT variable. (B) Crevecœur et al avec GT constant. (C) Mouvement parfaitement symétrique étudié dans ce travail.

Par la suite, le contrôleur non-linéaire Smooth-Effort a permis de démontrer l'implication de la gravité dans la minimisation de l'effort [31],[11]. En effet, la simulation de mouvements

imparfaitement symétriques reproduit exactement la dépendance en direction observée expérimentalement (figure 6.4A). De plus, malgré la linéarisation du système imposant un moment gravitationnel constant, le profil de vitesse des mouvements ascendants se distingue toujours de celui des mouvements descendants (figure 6.4B). La présence des asymétries du profil de vitesse n'est donc pas exclusivement engendrée par une variation du moment gravitationnel. Cependant, les simulations pour les mouvements parfaitement symétriques, réalisés dans le cadre de ce travail, n'ont pas pu être reproduits (*cfr section 5.2*). Le modèle serait donc limité à la compréhension de mouvements imparfaitement symétriques ou du moins ne permettrait pas celle du domaine étudié dans ce travail : mouvement vertical symétrique par rapport au plan horizontal, d'une amplitude de $\pm 30\text{cm}$ et d'une durée tournant autour de 600ms.

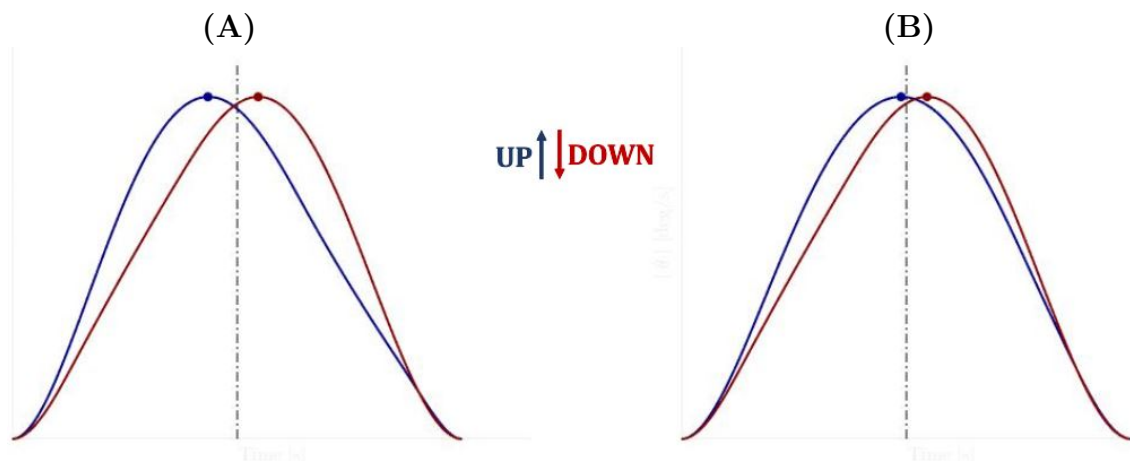


FIGURE 6.4 – Comparaison du modèle Smooth-Effort avec GT (A) variable (B) constant.

A nouveau, l'éventualité d'une absence de résultats significatifs en raison d'une faible puissance statistique n'est pas à écarter. En revanche, ces éventuelles limitations des récents modèles mathématiques pourrait se justifier par l'évolution de la loi de contrôle au cours d'un même mouvement discutée précédemment. En effet, le CNS étant capable d'adapter la loi de contrôle qu'il emploie entre le début et la fin d'un mouvement, il pourrait être possible que ce dernier adapte également son critère d'optimalité au cours d'un même mouvement. Cependant, aucun résultats présents dans ce travail ne permet de certifier ou de fortement suspecter cette hypothèse. Néanmoins, cette dernière pourrait potentiellement être étudiée dans des futurs travaux. De même, plusieurs autres perspectives de recherche sont exposées dans la section suivante.

Chapitre 7

Perspectives de recherche

De part son innovation dans l'étude paramétrique (jerk ou comparaison dynamique entre début et fin de mouvement), le protocole expérimentale (mouvement parfaitement symétrique) ou encore l'environnement dans lequel les mouvements sont réalisés, ce travail éclaire plusieurs nouvelles pistes de recherche dans l'objectif commun d'une meilleure compréhension du système de contrôle neuromoteur. Malgré la validation statistique des résultats expérimentaux, le nombre de sujets participants étant limités, des études complémentaires sont nécessaires à la confirmation des interprétations suggérées. Pour se faire, plusieurs perspectives de recherche sont envisagées.

Premièrement, une validation du processus de contrôle moteur employé par le CNS lors de la réalisation de mouvements verticaux parfaitement symétriques. Une étude plus approfondie impliquant la réalisation de mouvements à amplitudes différentes permettrait une meilleure caractérisation de la cinématique et une éventuelle validation du modèle Smooth-Effort à plus grande amplitude. Une étude ciblée sur la comparaison entre l'adaptation des mouvements ascendant et descendant dans divers environnements (apesanteur, hypergravité,...) permettrait quant-à-elle de débattre sur une éventuelle prédisposition qu'aurait le CNS à réaliser des mouvements dans une direction particulière.

Deuxièmement, l'étude de l'évolution de la loi de contrôle implémentée par le CNS au cours de la trajectoire. L'analyse de la réponse du bras à diverses perturbations appliquées à différents instants de la trajectoire pourrait éventuellement permettre une meilleure caractérisation de cette évolution. Si ce changement de loi de contrôle se valide, essayer de modéliser mathématiquement d'autres contrôleurs avec des méthodes telle que le "Gain Scheduling" pourrait être intéressant également. Diverses contrôleurs pourront alors être désignés pour chaque zone prédéfinie.

Dernièrement, la comparaison entre les mouvements parfaitement symétriques et les mouvements usuels trouvés dans la littérature afin de dissocier les effets dus à l'asymétrie de l'interaction du moment gravitationnel avec l'effet de la gravité sur la cinématique du bras. Par la suite, alternativement au protocole présenté dans ce travail, la réalisation de mouvements verticaux admettant des degrés de liberté supplémentaires (rotation autour du coude et du poignet) pourrait être étudiée. En plus d'assurer un mouvement parfaitement symétrique (en imposant une trajectoire rectiligne), cette étude permettrait également de comparer si la position initiale du mouvement effectué a un impact sur les paramètres cinématiques étudiés couramment.

Conclusion

Le système de contrôle neuromoteur révèle son importance chaque jour dans la réalisation de tâches simples. Depuis le début du 21ème siècle, la caractérisation des mouvements verticaux s'est considérablement précisée et a permis de fortement soutenir l'implication de la force gravitationnel dans le processus de contrôle employé par le système central nerveux. Dans ce contexte, l'étude de l'influence de l'orientation de la gravité sur la cinématique du bras et la dynamique de la main pour des mouvements verticaux, réalisée dans ce travail, a révélés plusieurs résultats intéressants.

Tout d'abord, à l'inverse des travaux antérieurs, l'étude cinématique en position droite n'a montrée aucune dépendance significative pour les paramètres cinématiques usuels (Pv , Pa , $rDPV$, $rDPA$). Afin d'expliquer cet écart entre les résultats obtenus et ceux présent dans la littérature scientifique, la différence des protocoles expérimentaux a été évoquée. Contrairement au protocole étudié dans ce travail (mouvements verticaux symétriques par rapport au plan horizontal), l'interaction entre le moment gravitationnel et l'effet de la gravité sur le mouvement du bras n'est pas symétrique pour les protocoles des travaux antérieurs. Cette asymétrie pourrait donc expliquer l'absence de dépendance en direction obtenue pour ce travail. Néanmoins, la faible puissance statistique de ce travail a également été retenue comme potentielle explication à l'absence d'asymétrie entre les deux directions.

Ensuite, l'introduction d'un paramètre cinématique jusqu'ici peu étudié et nommé *Jerk* (dérivée du profil d'accélération) a révélé une forte dépendance en direction. L'analogie entre ce paramètre et le modèle mathématique de contrôle optimal le plus récent, *Smooth – Effort*, a permis d'évoquer une nouvelle liaison entre la cinématique du bras et l'intégration de la gravité dans le processus de contrôle moteur.

Par après, l'étude de l'influence de l'orientation du corps par rapport au vecteur gravitationnel a montré une forte perturbation lors de la mise en position inversée des sujets (à la fois pour les paramètres cinématiques et dynamiques). Une incertitude sur l'effet bénéfique de la gravité a été proposée, soutenue par l'analyse du *Jerk*, pour expliquer le raccourcissement de la phase de décélération des mouvements ascendants (opposé à la gravité). A l'inverse, l'invariance au changement de position des mouvements descendants (dans le sens de la gravité) a évoqué une prédisposition qu'aurait le CNS à réaliser ces mouvements. De ce fait, une dissociation du processus de contrôle moteur des deux directions fut suspectée.

Quant à la répétition du mouvement, la position inversée a montrée une adaptation progressive de tous la majorité des paramètres cinématiques et dynamiques. Suite à l'évolution *Jerk*, un processus de ré-optimisation visant à homogénéiser le mouvement de plus en plus a été proposé. Pour sa part, la position droite n'a montré aucune évolution particulière suscitant fortement l'utilisation d'un processus de contrôle d'ores et déjà adapté cet position naturelle.

Le maintien d'objet utile à la réalisation de tâches quotidiennes restant la motivation principale de ce travail, la synchronisation de la force de serrage avec la force de charge fut soigneusement étudiée. Les différentes analyses ont montrées une nette adaptation de la GF avec la LF, et ce, également lors de la mise en position inversée où les paramètres se stabilise dès le 2ème ou 3ème bloc. Les résultats ont également fortement suscités une adaptation de loi de contrôle au cours d'un même mouvement. Le CNS antiperait la force de charge en fin de mouvement alors que la force de serrage, commandée par le CNS, serait retardée par rapport à la force de charge en début de mouvement.

Pour finir, diverses simulations ont montrés les éventuelles limites des modèles préexistants (Commande LQG, modèle de minimisation de l'effort et modèle Smooth-Effort) pour des mouvements totalement symétriques tels que réalisés dans ce travail. A nouveau, la faible puissance statistique pourrait expliquer ces limitations éventuelles. La possible évolution du critère d'optimalité au cours d'un même mouvement pourrait également expliquer la difficulté qu'éprouvent ces modèles à reproduire les résultats expérimentaux obtenus.

Bibliographie

- [1] Dictionnaire encyclopédique. *Le petit Larousse illustré*. Larousse, 2012.
- [2] R.S. Johansson and G. Westling. Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects. *Experimental brain research*, pages 550–564, 1984.
- [3] J.Randall Flanagan and Aandan M.Wing. Modulation of grip force with load force during point-to-point arm movements. *Experimental brain research*, pages 95 :131–143, 1993.
- [4] M. Kawato. Internal models for motor control and trajectory planning. *Current Opinion in Neurobiology*, pages 9 :718–727, 1999.
- [5] C. Papaxanthis T. Pozzo and M. Schieppati. Trajectories of arm pointing movements on the sagittal plane vary with both direction and speed. *Experimental brain research*, page 498–503, 2003.
- [6] J. Gaveau and C. Papaxanthis. The temporal structure of vertical arm movements. *Plos One*, page 6(7) :e22045, 2011.
- [7] R. Gentili V. Cahouet ad C. Papaxanthis. Motor planning of arm movements is direction-dependent in the gravity field. *Neuroscience*, pages 145 :20–32, 2007.
- [8] J. McIntyre M. Zago A. Berthoz and F. Lacquaniti. Does the brain model newton’s laws ? *Nature Publishing Group*, page volume4 :no7, 2001.
- [9] O. White. The brain adjusts grip force differently according to gravity and inertia : a parabolic flight experiment. *Original research article*, pages Volume 9, article 7, 1–10, 2015.
- [10] Otolithe : définition. <https://fr.wikipedia.org/wiki/Otolithe>. Accessed : 2020-03-15.
- [11] J. Gaveau B. Berret D. E Angelaki and C. Papaxanthis. Direction-dependent arm kinematics reveal optimal integration of gravity cues. *eLife*, page 5 :e16394, 2016.
- [12] Mourey F Poirier G, Papaxanthis C and Gaveau J. Motor planning of vertical arm movements in healthy older adults : Does effort minimization persist with aging? *Front. Aging Neurosci.*, page doi : 10.3389/fnagi.2020.00037G., 2020.
- [13] Holmin J.S. and Norman J.F. Aging and weight-ratio perception. *PLoS One*, page 7 :e47701. doi : 10.1371/journal.pone.0047701, 2012.
- [14] Parikh P.J. and Cole K.J. Handling objects in old age : forces and moments acting on the object. *J. Appl. Physiol.*, pages 112, 1095–1104. doi : 10.1152/japplphysiol.01385.2011, 2012.

- [15] C. Papaxanthis T. Pozzo K.E. Popov and J. McIntyre. Hand trajectories of vertical arm movements in one-g and zero-g environments. *Experimental brain research*, pages 496–502, 1998.
- [16] F. Crevecoeur J.L. Thonnard and P. Lefèvre. Forward models of inertial loads in weightlessness. *Neuroscience*, pages 161 :589–598, 2009.
- [17] C. Papaxanthis T. Pozzo and P. Stapley. Effect of movement direction upon kinematic characteristics of vertical arm pointing movements in man. *Neuroscience Letters*, pages 103–106, 1998.
- [18] C. Papaxanthis T. Pozzo and J. McIntyre. Kinematic and dynamic processes for the control of pointing movements in humans revealed by short-term exposure to microgravity. *Neuroscience*, pages 135 :371–383, 2005.
- [19] A.B. Le Seac'h and J. McIntyre. Multimodal reference frame for the planning of vertical arm movements. *Neuroscience Letters*, pages 423 :211–215, 2007.
- [20] E. Todorov and M.I. Jordan. Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience*, page 5 :1226–1235, 2002.
- [21] A.G. Witney A. Wing J-L Thonnard and A.M. Smith. The cutaneous contribution to adaptive precision grip. *Trends Neurosci.*, pages Oct;27(10) :637–43. doi : 10.1016/j.tins.2004.08.006, 2004.
- [22] E. Todorov. Optimality principles in sensorimotor control (review). *Nature Neuroscience*, page 7(9) : 907–915, 2004.
- [23] S.H. Scott. optimal feedback control and the neural basis of volitional motor control. *Nature Neuroscience*, pages 5 : 534–546, 2004.
- [24] D. McNamee and D.M. Wolpert. Internal models in biological control. *Annu. Rev. Control Robot. Auton. Syst.*, pages 2 : 339–64, 2019.
- [25] Object tracking : Kalman filter with ease. <https://www.codeproject.com/Articles/865935/Object-Tracking-Kalman-Filter-with-Ease>. Accessed : 2020-03-19.
- [26] A. De Comité. Stochastic optimal control. 2020.
- [27] J.Y. Nashed F. Crevecoeur and S.H. Scott. Influence of the behavioral goal and environmental obstacles on rapid feedback responses. *Neurophysiol*, page 108 : 999 –1009, 2012.
- [28] J.Y. Nashed F. Crevecoeur and S.H. Scott. Rapid online selection between multiple motor plans. *J. Neurosci.*, page 34(5) :1769 –1780, 2014.
- [29] W. Li and E. Todorov. Iterative linearization methods for approximately optimal control and estimation of non-linear stochastic system. *International Journal of Control*, page 80(9) 1439–1453, 2007.
- [30] F. Crevecoeur J.L. Thonnard and P. Lefèvre. Optimal integration of gravity in trajectory planning of vertical pointing movements. *Neurophysiol*, page 102 : 786 –796, 2009.
- [31] J. Gaveau B. Berret L. Demougeot L. Fadiga T. Pozzo and C. Papaxanthis. Energy-related optimal control accounts for gravitational load : comparing shoulder, elbow, and wrist rotation. *Neurophysiol*, pages 111 : 4–16, 2014.

- [32] E.Nakano H.Imamizu R.Osu Y.Uno H.Gomi T.Yoshioka and M.Kawato. Quantitative examinations of internal representations for arm trajectory planning : Minimum commanded torque change model. *J. Neurophysiol.*, page 81 : 2140–2155, 1999.
- [33] T. Flash and N. Hogans. The coordination of arm movements : An experimentally confirmed mathematical. *J. Neurosci.*, pages 5(7) : 1688–1703, 1985.
- [34] Y. Uno M. Kawato and R. Suzuki. Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biol. Cybern.*, pages 61 : 89–101, 1989.
- [35] C.M. Harris and S.M. Wolpert. Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, pages 394(6695) :780–4, 1998.
- [36] A. Barrea D.C. Bulens P. Lefèvre and J-L Thonnard. Simple and reliable method to estimate the fingertip static coefficient of friction in precision grip. *IEEE Computer Society*, page haptics, 2016.
- [37] M.Vukov A.Domahidi H.J.Ferreau M.Morari and M.Diehl. Auto-generated algorithms for nonlinear model predictive control on long and on short horizons. *IEEE*, page 10, 2013.
- [38] F.Allgöwer R.Findeisen and Z.K.Nagy. Nonlinear model predictive control : From theory to application. *J. Chin. Inst. Chem. Engrs.*, pages Vol. 35, No. 3,299–315, 2004.
- [39] Pierreux Christophe. Histologie générale. 2020.
- [40] Pruszynski JA and Scott SH. Optimal feedback control and the long-latency stretch response. *Exp Brain Res*, page 218 : 341–359, 2012.
- [41] Wolpaw JR. Adaptive plasticity in the primate spinal stretch reflex : reversal and re-development. *Brain Res*, page 278 : 299 –304, 1983.
- [42] Kurtzer IL Pruszynski JA and Scott SH. Long-latency reflexes of the human arm reflect an internal model of limb dynamics. *Curr Biol*, page 18 : 449 – 453, 2008.
- [43] R.J.Van Beers P.Haggard and D.M.Wolpert. The role of execution noise in movement variability. *J Neurophysiol.*, pages 91(2) :1050–63, 2004.
- [44] David A. Winter. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley Sons, fourth edition, 2009.
- [45] Trajectory optimization - learning the theory. <http://www.matthewpeterkelly.com/tutorials/trajectoryOptimization/>. Accessed : 2020-04-12.
- [46] J.D. Eide W.W. Hager and A.V. Rao. Modified legendre-gauss-radau collocation method for solving optimal control problems with nonsmooth solutions. *IEEE*, page 10.1109/CDC.2018.8619830, 2019.
- [47] F. Crevecoeur J. McIntyre J.L. Thonnard and P. Lefèvre. Movement stability under uncertain internal models of dynamics. *Neurophysiol*, page 104 : 1301–1313, 2010.
- [48] Selinger J.C. O'Connor S.M. Wong J.D. and Donelan J.M. Humans can continuously optimize energetic cost during walking. *Curr Biol.*, pages 25(18) :2452–6, 2015.

UNIVERSITÉ CATHOLIQUE DE LOUVAIN
École polytechnique de Louvain

Rue Archimède, 1 bte L6.11.01, 1348 Louvain-la-Neuve, Belgique | www.uclouvain.be/epl