

Titre: Étude des primitives bidirectionnelles du mouvement dans le cadre de la théorie cinématique : confirmation expérimentale du modèle delta-lognormal
Title:

Auteur: Anna Woch
Author:

Date: 2006

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Woch, A. (2006). Étude des primitives bidirectionnelles du mouvement dans le cadre de la théorie cinématique : confirmation expérimentale du modèle delta-lognormal [Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
Citation: <https://publications.polymtl.ca/7792/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/7792/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Réjean Plamondon
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

**ÉTUDE DES PRIMITIVES BIDIRECTIONNELLES
DU MOUVEMENT DANS LE CADRE DE LA THÉORIE
CINÉMATIQUE: CONFIRMATION EXPÉRIMENTALE DU
MODÈLE DELTA-LOGNORMAL**

ANNA WOCH

DÉPARTEMENT DE GÉNIE ÉLECTRIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIAE DOCTOR (Ph.D.)
(GÉNIE ÉLECTRIQUE)

OCTOBRE 2006

© Anna Woch, 2006



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-24553-8

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-24553-8

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée :

**ÉTUDE DES PRIMITIVES BIDIRECTIONNELLES
DU MOUVEMENT DANS LE CADRE DE LA THÉORIE
CINÉMATIQUE: CONFIRMATION EXPÉRIMENTALE DU
MODÈLE DELTA-LOGNORMAL**

présentée par : ANNA WOCH
en vue de l'obtention du diplôme de Philosophiae Doctor
a été dûment acceptée par le jury d'examen constitué de:

<u>FRÉDÉRIC LESAGE</u> , Ph.D.	Président
<u>RÉJEAN PLAMONDON</u> , Ph.D.	Directeur
<u>BERNARD CLÉMENT</u> , Ph.D.	Membre
<u>NORMAN TEASDALE</u> , Ph.D.	Membre externe (Université Laval)
<u>MICHEL GAGNON</u> , Ph.D.	Représentant du doyen

Remerciements

Je tiens d'abord à exprimer ma profonde reconnaissance envers mon directeur de recherche, le Docteur Réjean Plamondon, professeur titulaire au département de génie électrique de l'École Polytechnique de Montréal. Ses idées scientifiques innovatrices, sa persévérance, son dévouement à sa programmation de recherche et son engagement indéfectible envers ses étudiants ont été pour moi une grande source d'inspiration. Je le remercie de façon particulière pour la confiance témoignée, la patience, et la constance de son soutien tout au long de ma formation doctorale, des éléments qui furent sans conteste essentiels à l'achèvement de cette thèse.

Mon travail de doctorat a été réalisé au Laboratoire SCRIBENS de l'École Polytechnique de Montréal. À cet effet, je souhaite remercier mes collègues étudiants et le personnel du Laboratoire SCRIBENS que j'ai rencontré au cours de ces dernières années, pour l'ambiance conviviale de travail et les discussions à la fois utiles et agréables. Parmi eux, Moussa Djoua et Wacef Guerfali m'ont aidé de manière importante par les programmes qu'ils ont élaborés et par les précieux conseils qu'ils m'ont donnés. Hélène Dallaire, par son dévouement et sa présence souriante, fut une aide précieuse pour tout ce qui touche la vie de laboratoire et le côté administratif.

Je voudrais également remercier le professeur Bernard Clément pour les consultations sur la méthodologie dont j'ai pu bénéficier avec lui.

Je remercie Nathalie Lévesque et le professeur Richard Hurteau du département de génie électrique qui, avec grande patience, m'ont aidé à remplir les exigences de ce doctorat.

Finalement, je souhaite manifester ma gratitude envers les membres du jury de l'intérêt manifesté pour mon projet et d'avoir évalué ma thèse.

Je remercie chaleureusement tous les participants au protocole expérimental de mon projet qui m'ont fait don de leur temps.

Au niveau personnel, rien n'aurait été possible sans ma famille et sans mes amis, sans leurs encouragements constants et sans leur présence de tous les jours. Merci pour les conversations inépuisables, pour les rires, pour les repas exquis, pour les voyages réels et imaginés...

RESUMÉ

La notion que le mouvement est composé d'unités de base appelées primitives, de manière similaire au langage, suscite l'intérêt des chercheurs depuis longtemps. Contrairement à ce que son nom suggère, une primitive est en fait un outil sophistiqué qui permet à l'organisme de simplifier le contrôle moteur en utilisant des synergies neuromusculaires. Un exemple connu d'une telle synergie est l'interaction stéréotypée entre les muscles agonistes et antagonistes lors des mouvements rapides de pointage. Ces mouvements sont considérés comme étant parmi les cas les plus simples de primitives. Or, des études récentes montrent une certaine similarité entre la synergie agoniste – antagoniste de ces mouvements et la synergie observée lors des mouvements rapides aller-retour. Par analogie, il semble donc que ces derniers pourraient eux aussi constituer des primitives potentielles.

Cette hypothèse est tout à fait cohérente avec les prédictions du modèle $\Delta\Lambda$ du mouvement, développé par Réjean Plamondon pour caractériser les mouvements rapides, à partir des hypothèses simples sur l'organisation de l'action neuromusculaire. En effet, contrairement à la plupart des modèles basés sur des traits unidirectionnels, qui traitent l'aller et le retour d'un mouvement comme étant nécessairement séparés au niveau du contrôle, le modèle $\Delta\Lambda$ prédit qu'un mouvement bidirectionnel rapide peut être le fruit d'une synergie agoniste-antagoniste similaire à un mouvement de pointage, basée sur l'émission de deux commandes synchrones. La différence entre les deux types de mouvement proviendrait de la calibration entre le sous-système agoniste et le sous-système antagoniste.

La vérification des prédictions du modèle $\Delta\Lambda$ concernant les primitives bidirectionnelles, ainsi qu'une meilleure caractérisation de la synergie qui les produit, constituent l'objectif de cette thèse. Le but visé est d'établir les caractéristiques des composantes agoniste et antagoniste en tant qu'ensembles et sans recourir aux EMG; par une méthode non invasive, qui se base sur le profil de vitesse des traits effectués. Pour fins de simplification, nous allons nous limiter ici aux traits effectués en deux dimensions seulement.

Après avoir présenté une revue de littérature (chapitre 1) et après avoir introduit le formalisme du modèle, ainsi que les hypothèses sur lesquelles il est fondé (chapitre 2), nous allons répondre aux questions suivantes :

A) Vérification d'une hypothèse: est-ce qu'un mouvement aller-retour peut constituer une primitive de la même famille que le mouvement unidirectionnel, tel que prédit par le modèle $\Delta\Lambda$?

SI OUI :

B) Étude d'un premier corollaire: est-ce que le modèle $\Delta\Lambda$ permet de dégager des caractéristiques quantitatives de la synergie agoniste-antagoniste responsable du mouvement aller-retour étudié?

C) Étude d'un deuxième corollaire: dans quelle mesure les différents aspects de cette synergie dépendent du contexte expérimental et des particularités individuelles telles que l'âge et le sexe?

Le choix d'étudier le mouvement aller-retour est motivé tant par la possibilité qu'il offre de vérifier une prédiction spécifique du modèle $\Delta\Lambda$, que par le fait qu'il permet d'étudier la synergie agoniste-antagoniste en profondeur. Comme nous le verrons au chapitre 3, ce mouvement bidirectionnel n'est qu'un cas particulier d'une définition plus générale de la primitive dans le cadre du modèle $\Delta\Lambda$. Ce chapitre présente le contexte physique de cette définition, ainsi que l'interprétation physique des paramètres

du modèle. Le chapitre 4, quant à lui, définit les différents types de mouvements représentés par le modèle du point de vue théorique. Les deux chapitres 3 et 4 illustrent bien la variété et la précision d'analyses que le modèle peut permettre, tant au niveau pratique que théorique. Un exemple supplémentaire de propriétés du mouvement qui mériteraient d'être étudiées dans le futur, mais qui sort du contexte de la thèse, est décrit dans l'annexe A à la fin du volume.

Le chapitre 5 présente en détail le protocole expérimental utilisé pour recueillir les données: des centaines de traits aller – retour rapides, effectués par des hommes et des femmes de deux groupes d'âge (jeune et âgé). Ces traits et leurs caractéristiques sont analysés au chapitre 6, qui tente de répondre aux questions du chapitre 2. Ainsi, nous verrons qu'une grande partie des mouvements aller - retour effectués sont effectivement des primitives tel que défini par le modèle, ce qui confirme l'hypothèse de départ.

De plus, ces primitives révèlent un couplage universel entre les systèmes agoniste et antagoniste, présent chez tous les individus qui réussissent à exécuter la primitive, indépendamment de l'âge et du genre. Une analyse plus approfondie démontre, par simulation, que ce couplage constitue une synergie propre au mouvement $\Delta\Lambda$, qui émerge naturellement sous les contraintes de la tâche imposée. Ceci constitue une observation importante: nous ne sommes pas en présence d'une stratégie développée *a posteriori*, mais d'un comportement spontané du système neuromusculaire, qui résulte de l'interaction entre la structure fondamentale de celui-ci et les spécifications abstraites de l'action demandée. Les corrélations mathématiques qui traduisent ce couplage agoniste – antagoniste représentent donc la caractérisation de la synergie responsable de la primitive effectuée.

Au niveau des groupes et des individus, bien qu'il s'agisse d'une analyse préliminaire, on peut relever des tendances intéressantes qui donnent un premier aperçu de la contribution potentielle du modèle $\Delta\Lambda$ à la compréhension des stratégies du contrôle moteur. De manière prévisible, les personnes âgées réussissent à exécuter les primitives moins souvent que les jeunes. De plus, quand elles réussissent à les exécuter,

elles ont tendance à produire des mouvements plus lents que les jeunes. En examinant les paramètres du modèle, on voit que cette différence est due à des délais plus importants de la réaction neuromusculaire. Cependant, on peut voir aussi qu'il est possible pour un jeune d'avoir des réactions neuromusculaires d'une lenteur comparable, tout en livrant une meilleure performance. Ce cas spécifique est rendu possible par le fait que le jeune compense au niveau du contrôle en augmentant l'amplitude de l'activation neuromusculaire. Il semble donc que le ralentissement des personnes âgées par rapport aux jeunes est dû autant à un système moins performant qu'à un contrôle plus prudent, et que, de manière générale, l'âge apporte une dégradation des possibilités de coordination entre les différentes composantes du système neuromusculaire.

Une autre observation qui mérite d'être soulignée est l'existence, en plus des corrélations responsables de la synergie universelle, de corrélations individuelles – ou partagées par quelques individus seulement – entre les paramètres qui décrivent les primitives. L'analyse détaillée de ces corrélations est une vaste tâche qui sort du cadre de la présente thèse, mais nous pouvons conclure, suite aux analyses préliminaires que nous présentons, que le modèle $\Delta\Lambda$ révèle un potentiel prometteur dans l'étude des stratégies individuelles du mouvement.

Pris dans leur ensemble, ces résultats confirment la prédiction de la théorie cinématique quant à l'existence des unités du mouvement composées d'un aller et d'un retour. Ceci contraste avec une grande partie des modèles analytiques publiés dans la littérature scientifique, modèles qui considèrent ce cas comme étant deux unités de mouvement séparées.

La primitive étudiée résulte d'une synergie agoniste – antagoniste universelle qui émerge naturellement des contraintes du mouvement $\Delta\Lambda$ et de la tâche effectuée. Elle n'exclut pas cependant l'existence de stratégies individuelles qui rendent l'exécution de chaque mouvement unique. Le modèle $\Delta\Lambda$, avec son approche à la fois facilement applicable aux réalités physiques et permettant des analyses théoriques plus subtiles, s'avère un instrument de choix dans la poursuite de la recherche sur ces stratégies.

ABSTRACT

The idea that movement is composed of basic units, called primitives, has been a subject of research for a long time. Contrary to what their name suggests, a movement primitive is in fact a sophisticated tool in movement production, used to simplify motor control by means of neuromuscular synergies.

A classic example of such a synergy is the stereotyped interaction of agonist and antagonist muscles in rapid, stroke-like movements, which are considered to be amongst the simplest cases of primitives. However, recent research appears to show a certain similarity between their agonist – antagonist synergy and the equivalent synergy of another kind of movement: fast movements that contain a reversal in direction. These studies seem to indicate that those fast bi-directional movements can also exist as primitives, and be controlled in a way similar to fast unidirectional movements.

However, most of the existing models used to describe human movements would consider bi-directional movements as a composition of two separate units, one in each direction, and controlled separately. In contrast, the $\Delta\Lambda$ model developed recently by Rejean Plamondon on the basis of a cinematic theory predicts that bi-directional movements can be produced by a unique agonist – antagonist synergy, similar to that of an uni-directional movement, which follows the release of a pair of synchronized commands. According to this model, the difference between the two types of movement resides simply in the calibration of agonist and antagonist components.

The aim of this thesis is twofold: first, to verify the $\Delta\Lambda$ model predictions regarding the bi-directional primitives, and second, to better characterize the synergy that produces them. To achieve this, we used a non-invasive method based on the analysis of velocity profiles of fast, two dimensional movements. The main question we had to answer was: Can a bi-directional movement be the type of primitive described by the $\Delta\Lambda$ model? As the answer was found to be affirmative, we continued to analyze and

attempt to characterize the synergy responsible for this primitive. In addition, we discussed the model's potential as a tool for the analysis of agonist – antagonist synergy in groups and individuals.

Using a digital Wacom tablet, we collected fast, bi-directional movements from 15 subjects, men and women, in two age groups: one between 20 and 30 (young) and another between 60 and 70 (aged). In both groups, we observed that a large percentage of movements appear to fit the model, thus confirming that these movements could indeed be represented as primitives. While analyzing the characteristics of the agonist and antagonist components of these movements, we discovered that the action of these two sub-systems was strongly correlated through their parameters, and that this correlation was universal to all subjects. In addition, simulations show that this correlation is in fact a property of the model, emerging when the neuromuscular system is subjected to the requirements of the task that it had to accomplish. Thus, it appears that the synergy of the analyzed movements arises from an interaction between neuromuscular and physical constraints.

Even if this analysis is still preliminary, some interesting observations were made regarding the individual strategies and the groups' characteristics. As expected, older subjects moved much slower than the young ones. In terms of the model, we could relate this to a delay in their neuromuscular reaction. However, one of the young subjects, while showing a similarly slow neuromuscular reaction, appeared to be able to compensate for it at the command level by increasing its amplitude. This kind of strategy was lacking in the movements of the older subjects. We also observed that besides the universal correlations associated with the movement primitive, each subject presented individual correlations - possibly related to his or her individual movement strategies. Thus, in addition to allowing the identification of movement primitives, the $\Delta\Lambda$ model appears to be a promising tool for the analysis of the synergies that produce them, at both individual and global levels.

Table des matières

Introduction	1
 CHAPITRE 1: LES PRIMITIVES DU MOUVEMENT, LEUR ORIGINE ET CARACTÉRISATION	 3
1.1 La notion de la primitive du mouvement	3
1.1.1 Définitions	3
1.1.2 Les différentes représentations associées aux primitives	9
1.2 Les facteurs qui influencent l'apparition et les caractéristiques des primitives	11
1.2.1 Développement naturel selon l'âge	11
1.2.2 Développement acquis : l'apprentissage	13
1.2.3 Pathologies	14
1.3 Synergies neuromusculaires	15
1.3.1 Origine	15
1.3.2 Un cas particulier : synergie agoniste – antagoniste dans les mouvements rapides de pointage	17
1.3.3 Cas des mouvements aller-retour	21
 CHAPITRE 2 : PRÉSENTATION DU MODÈLE $\Delta\Delta$	 24
2.1 Les hypothèses de départ	24
2.1.1 Hypothèse 1: vitesse en tant que variable de contrôle	24
2.1.2 Hypothèse 2: mouvements contrôlés en boucle ouverte	27
2.1.3 Hypothèse 3: synergie agoniste-antagoniste	30
2.1.4 Hypothèse 4: approximation linéaire	32
2.1.5 Hypothèse 5: effet proportionnel entre les délais	34

2.2 Le formalisme du modèle	36
2.3 Justification du modèle	38
2.4 Hypothèses avancées par la thèse	40

CHAPITRE 3 : INTERPRETATION DES PARAMETRES ET DES QUANTITÉS PHYSIQUES ASSOCIÉES AU MODÈLE $\Delta\Delta$	43
3.1 Explication détaillée de la signification de chaque paramètre	44
3.1.1 Les paramètres D_i	44
3.1.2 Le paramètre t_0	46
3.1.3 Les paramètres μ_i	47
3.1.4 Les paramètres σ_i	48
3.2 Interprétation des différentes combinaisons des paramètres.	50
3.2.1 Médiane, moyenne, mode et amplitude d'une lognormale	50
3.2.2 L'intégrale	53
3.2.3 Reformulation simplifiée de l'équation des composantes de la vitesse	56
3.2.4 Relation entre le déroulement temporel d'une lognormale et son mode	58
3.3 Quantités physiques reliées à l'équation $\Delta\Delta$	58
3.3.1 La vitesse	59
3.3.2 Le déplacement et la durée du mouvement	63
3.3.3 La quantification des composantes agoniste et antagoniste de la vitesse	64
3.3.4 La dérivée de la delta-lognormale et l'accélération du mouvement	68

CHAPITRE 4 : LES ZEROS DE L'EQUATION $\Delta\Delta$ ET LEUR INTERPRETATION	70
4.1 Cas général : équation et discriminant	70
4.1.1 Solution générale pour les zéros de la fonction	70
4.1.2 L'interprétation du discriminant	72
4.2 Cas particuliers des zéros	74
4.2.1 Aucun zéro	74

4.2.2 Un seul zéro	76
4.2.3 Deux zéros	77
4.2.3 Résumé des prédictions du modèle	78
CHAPITRE 5 : LE PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL	80
5.1 Justification du choix de l'expérience	80
5.2 Le recrutement et les caractéristiques du groupe étudié	81
5.3 Matériel utilisé	87
5.4 Déroulement de l'expérience	88
5.5 Cueillette des données	90
CHAPITRE 6 : LES RÉSULTATS	93
6.1 Ajustement des courbes delta-lognormales et identification des primitives	94
6.2 Statistiques de base associées aux primitives	105
6.2.1 Moyennes générales	106
6.2.2 Les moyennes des personnes jeunes comparées aux moyennes des personnes âgées	110
6.2.3 Les moyennes des femmes comparées aux moyennes des hommes	112
6.2.4 Remarques générales par rapport aux groupes	113
6.3 Étude des corrélations	116
6.3.1 Corrélations individuelles	116
6.3.2 Corrélations globales pour l'ensemble des sujets, pour les personnes âgées et pour les jeunes	123
6.3.3. Graphiques des corrélations principales chez l'ensemble des sujets	127
6.3.4 Graphiques des corrélations reliées aux quantités temporelles	130
6.3.5 Simulation	132
6.3.6 Interprétation des corrélations	136
6.4 Étude des groupes et de leurs différences par l'analyse de variance	137
6.4.1 ANOVA : variables temporelles et la vitesse maximale V_{\max}	139

6.4.2 ANOVA : paramètres delta-lognormaux	141
6.4.3 ANOVA : Paramètres delta-lognormaux combinés	144
6.4.4 ANOVA : RSB – rapport signal sur bruit	150
6.5 Résultats supplémentaires	151
6.5.1 Vérification de l'hypothèse que jusqu'au mode, Λ_1 prime sur Λ_2	151
6.5.2 Vérification de la relation entre $D_1 - D_2$ et la distance mesurée	154
6.5 Discussion	155
 CONCLUSION	 159
Références	162
Annexe A Les proportionnalités de la réponse impulsionnelle lognormale	177
Annexe B Évaluation préliminaire des incertitudes sur les paramètres $\Delta\Lambda$ obtenus avec Extracteur X0, version 02	186
 Annexe C Statistiques élémentaires - moyennes par sujet	 190
Annexe D Analyse avec deux groupes A et B	197

Liste des tableaux

Tableau 4.1 Les conditions imposées sur les paramètres vs le nombre des zéros du profil de vitesse	79
Tableau 6.1 Récapitulation des résultats	100
Tableau 6.2 Moyennes générales pour tous les sujets	106
Tableau 6.3 Moyennes générales pour les jeunes	110
Tableau 6.4 Moyennes générales pour les personnes âgées	111
Tableau 6.5 Moyennes générales pour les femmes	112
Tableau 6.6 Moyennes générales pour les hommes	113
Tableau 6.7 Moyennes générales pour tous les groupes	114
Tableau 6.8 Les corrélations observées chez le sujet 5	117
Tableau 6.9 Les corrélations observées chez le sujet 6	117
Tableau 6.10 Les corrélations observées chez le sujet 7	118
Tableau 6.11 Les corrélations observées chez le sujet 8	118
Tableau 6.12 Les corrélations observées chez le sujet 9	119
Tableau 6.13 Les corrélations observées chez le sujet 10	119
Tableau 6.14 Les corrélations observées chez le sujet 11	120
Tableau 6.15 Les corrélations observées chez le sujet 12	120
Tableau 6.16 Les corrélations observées chez le sujet 13	121
Tableau 6.17 Les corrélations observées chez le sujet 14	121
Tableau 6.18 Les corrélations observées chez le sujet 15	122
Tableau 6.19 Les corrélations globales pour l'ensemble des sujets	124
Tableau 6.20 Les corrélations globales pour les jeunes	125
Tableau 6.21 Les corrélations globales pour les personnes âgées	126
Tableau 6.22 Simulation A: corrélations observées en production de traits simples	134

Tableau 6.23 Simulation B: corrélations observées en production de traits aller-retour avec un seul passage de la vitesse par zéro	135
Tableau 6.24 Simulation C: corrélations observées en production de traits aller-retour avec deux passages de la vitesse par zéro	135
Tableau 6.25 Simulation D: corrélations observées en production de traits aller-retour avec deux passages de la vitesse par zéro et des contraintes supplémentaires sur l'action agoniste – antagoniste	135
Tableau 6.26 ANOVA	138

Liste des figures

Fig. 1.1 Éléments nécessaires pour décrire une ou des primitive(s) du mouvement	5
Fig. 1.2 Exemple de profil typique d'EMG triphasique, mesuré sur un mouvement rapide du coude.	19
Fig. 1.3 Schéma de profil de vitesse typique pour un mouvement rapide de pointage (A) versus un mouvement rapide aller-retour (B)	21
Fig 2.1 La génération du profil de la vitesse dans le modèle $\Delta\Lambda$ se fait par l'intermédiaire de deux systèmes: un agoniste et un autre antagoniste	31
Fig.2.2 Représentation de la réponse impulsionnelle de la synergie neuromusculaire à une paire de commandes D_1 et D_2 , émises au temps t_0 , lors d'un mouvement rapide	33
Fig. 2.4 Système « i » dont les composantes h_{ij} sont connectées en série	37
Fig. 2.5 Système « i » dont les composantes h_{ij} sont connectées de manière complexe	39
Fig. 3.1 Simulation d'un profil de vitesse delta-lognormal	46
Fig. 3.2 L'influence de la variation du paramètre μ_i sur une fonction Λ_i	48
Fig. 3.3 L'influence de la variation du paramètre σ_i sur une fonction Λ_i	49
Fig. 3.4 Médiane, moyenne, mode et amplitude des fonctions Λ_i faisant partie d'une delta-lognormale $\Delta\Lambda$	52
Fig. 3.5 Invariabilité de l'intégrale d'une fonction λ_i sur des délais définis par $b_i = t_0 + \exp(\mu_i + \beta\sigma_i)$, avec un facteur β constant	55
Fig. 3.6 Deux valeurs de t , t_a et t_b , pour une valeur de $\Lambda(t) = 80$	58
Fig. 3.7 Quantités de base associées à une trajectoire	60

Fig. 3.8 Quelques cas théoriques des profils de vitesse et les possibles trajectoires associées.	62
Fig. 3.9 Exemple du déplacement D (distance entre la position initiale et la position finale) et de la longueur L (distance parcourue) d'un mouvement caractérisé par un profil delta-lognormal de la vitesse	63
Fig. 5.1 Formulaire de consentement	83
Fig. 5.2a Questionnaire de latéralité et santé	84
Fig. 5.2b Questionnaire santé	85
Fig. 5.3 Résultats du questionnaire de latéralité et santé	86
Fig. 5.4 Schéma du matériel utilisé pour l'expérience	87
Fig. 5.5 Illustration de la tâche demandée aux sujets	88
Fig. 5.6 Exemple typique d'un renversement de signe d'un profil de vitesse	92
Fig. 6.1 Exemples typiques d'ajustements obtenus avec différentes valeurs du rapport signal/bruit (RSB).	98
Fig. 6.2 Capture d'écran de deux traits du sujet 2 (âgé).	102
Fig. 6.3 Capture d'écran de primitive typique chez un sujet jeune (nr 5, en haut) et chez un sujet âgé (nr 8, en bas).	103
Fig. 6.4 Le paramètre D_1 vs le paramètre D_2	127
Fig. 6.5 Le paramètre μ_1 vs le paramètre μ_2	128
Fig. 6.6 Le paramètre σ_1 vs le paramètre σ_2	129
Fig. 6.7 Le temps de réaction TR vs t_0	130
Fig. 6.8 Le mode du profil de vitesse vs t_0	131
Fig. 6.9 Le mode du profil de vitesse vs TR	131
Figure 6.10 Variables temporelles : TR (temps de réaction), mode, MT (durée du mouvement) et t_0	139
Figure 6.11 Vitesse maximale	140
Figure 6.12 Paramètres $\Delta\Lambda$: D_1 et D_2	141

Figure 6.13 Paramètres $\Delta\Lambda$: μ_1 et μ_2	142
Figure 6.14 Paramètres $\Delta\Lambda$: σ_1 et σ_2	143
Figure 6.15 Paramètres $\Delta\Lambda$ combinés: $(D_1 - D_2)$ et la distance mesurée	144
Figure 6.16 Paramètres $\Delta\Lambda$ combinés: (D_1/D_2)	145
Figure 6.17 Paramètres $\Delta\Lambda$ combinés: μ_1 - μ_2	146
Figure 6.18 Paramètres $\Delta\Lambda$ combinés: σ_1/σ_2	148
Figure 6.19 Paramètres $\Delta\Lambda$ combinés: σ_1/σ_2 et D_1 / D_2	149
Figure 6.20 RSB – rapport signal sur bruit	150
Figure 6.21 Mode physique vs mode estimé par Λ_1	152
Figure 6.22 Vitesse maximale mesurée vs V_{\max} estimée par Λ_1	152
Figure 6.23 Vitesse maximale mesurée vs V_{\max} estimée par Λ_1 , en excluant les sujets 7, 10 et 11	153
Figure 6.24 $D_1 - D_2$ vs la distance mesurée	154

INTRODUCTION

Malgré la grande variabilité de son fonctionnement, le système neuromusculaire peut produire des actions standardisées et répétables, appelées souvent « primitives ». Leurs caractéristiques et les processus qui en sont responsables demeurent depuis longtemps un sujet important de recherche. L'étude des primitives du mouvement vise à mieux comprendre le contrôle moteur sur deux niveaux. Premièrement, l'identification de primitives et de leurs combinaisons au cours de l'exécution d'un mouvement complexe permet d'investiguer l'organisation du contrôle moteur. Deuxièmement, l'analyse des caractéristiques individuelles des primitives permet de déduire des propriétés fondamentales du système neuromusculaire.

En effet, on peut se demander pourquoi un tel ou tel autre type de primitive se manifeste dans une action. Est-ce que c'est la conséquence d'une stratégie, d'un principe d'optimisation, d'une loi neuromotrice ou tout simplement une propriété émergente de la structure du système? La réponse à ces questions est loin d'être évidente et unanime. De plus, les recherches montrent que certaines primitives du mouvement semblent universelles, tandis que d'autres dépendent à des degrés divers de l'individu ou de la tâche imposée. La définition même de la primitive est encore débattue.

Il existe une grande diversité de modèles du mouvement qui tentent de décrire les primitives. La plupart des modèles analytiques¹ supposent que la génération des unités du mouvement est assujettie à un besoin primaire, tel que la fluidité du geste ou encore la conservation de l'équilibre. Ensuite, ces modèles essayent de déduire les caractéristiques du mouvement qu'une telle contrainte impose. Toutefois, avant d'examiner ce genre de stratégies possibles du contrôle moteur, il est certainement utile

¹ Par modèle analytique, nous voulons dire un modèle qui n'est pas un simple ajustement *ad hoc*, mais qui propose une description quantitative d'une ou de plusieurs variables physiques du mouvement, en se basant sur une fonction de nature explicative quant à la manière que ce mouvement est produit

de se demander, à un niveau plus fondamental, quelle est l'influence de la structure du système neuromusculaire sur la génération des primitives. La théorie cinématique et son modèle $\Delta\Lambda$ que nous allons examiner dans cette thèse tentent de relever ce pari. À partir d'une hypothèse plausible sur la nature des connexions entre les différentes composantes du système, traduite par une relation simple entre les délais occasionnés par celles-ci, ce modèle permet de caractériser plusieurs aspects des mouvements « primitifs », autant au niveau quantitatif que qualitatif. De plus, nous allons voir qu'il permet prédire l'existence d'une primitive qui fut jusque là négligée par les autres modèles: le mouvement aller – retour.

CHAPITRE 1 : LES PRIMITIVES DU MOUVEMENT, LEUR ORIGINE ET CARACTÉRISATION

1.1 La notion de la primitive du mouvement

1.1.1 Définitions

Le contrôle moteur, autant chez l'humain que chez les animaux, présente une complexité dont on n'a pas fini de découvrir tous les aspects. L'étude des primitives du mouvement est une approche classique pour essayer de décoder le fonctionnement et les règles qui sont à la base de cette complexité. En effet, depuis environ un siècle, de nombreux chercheurs ont tenté d'établir les éléments fondamentaux qui forment, en théorie, les différents mouvements observés. Par exemple, Woodworth propose en 1899 l'idée d'un mouvement de pointage composé de sous-mouvements, et en 1911 Brown formule l'hypothèse d'une organisation modulaire de locomotion chez le chat.

Aujourd'hui, la recherche dans ce domaine provient de disciplines très variées, telles que les neurosciences, le génie biomédical, la psychophysique ou la robotique, et elle utilise une grande diversité de concepts et de définitions dont les délimitations ne sont pas toujours claires. De plus, le consensus sur ce qui constitue l'élément fondamental du mouvement est encore loin d'être fait et l'idée de la « primitive » est utilisée dans l'étude et la caractérisation des aspects très divers du mouvement, allant des profils de vitesse aux patrons de l'activation musculaire, en passant par l'activité des

interneurones dans la colonne vertébrale (Flash et Hochner 2005, Woch et Plamondon 2004).

Dans le cadre de cette thèse, nous allons nous restreindre à l'étude des propriétés cinématiques* des mouvements rapides. Toutefois, avant de commencer, nous allons présenter une brève synthèse de la terminologie utilisée dans la littérature des primitives pour mettre ainsi en contexte la définition formelle de la primitive que nous allons employer ensuite. De plus, dans la section qui suit, nous faisons un bref survol des différentes représentations qui ont été utilisées pour caractériser les primitives à ce jour.

De manière générale, la notion de la primitive réfère à un principe organisationnel qui suppose un fonctionnement modulaire du contrôle moteur. En d'autres mots, en postulant l'existence des primitives de mouvement, on considère *a priori* que ce mouvement peut être décomposé en unités plus simples. En pratique, toute théorie qui cherche à décrire ces unités fait appel aux 5 éléments suivants (voir figure 1.1 à la page suivante):

I. Un principe d'identification

Lorsqu'on cherche les primitives, on choisit d'abord la variable qui va les caractériser (trajectoire du mouvement, profil de vitesse, force, activité musculaire et/ou nerveuse, etc.), et ensuite on définit une méthode qui permettra de les identifier. Dépendant du contexte, cette méthode peut être un principe de segmentation de mouvements complexes en unités plus simples, ou encore une identification de ces unités parmi un ensemble de mouvements distincts et de complexité variable. Dans le cas de la segmentation d'un trait par exemple, les différentes méthodes de fractionnement du mouvement se basent habituellement sur l'étude de la variation de son profil de vitesse, en tenant compte parfois de la courbure du tracé (voir par exemple Morasso et Mussa-Ivaldi 1982, Novak et al. 2002, Schaal 2002, Plamondon

* Comme nous le verrons dans le chapitre 2, l'étude de la cinématique, i.e. des profils de vitesse, est un bon choix lorsqu'on veut caractériser le contrôle des mouvements.

et Srihari 2000, Plamondon et Guerfali 1996, Flash et Hogan 1985, Flash et Henis 1991, Henis et Flash 1995, Burdet et Milner 1998, Meyer et al. 1988, 1990). D'autres méthodes fréquemment utilisées, plus souvent lors de l'analyse des primitives superposées dans le temps, reposent plutôt sur une analyse dynamique du mouvement (par ex. Mussa-Ivaldi 1997, d'Avella et Bizzi 2005).

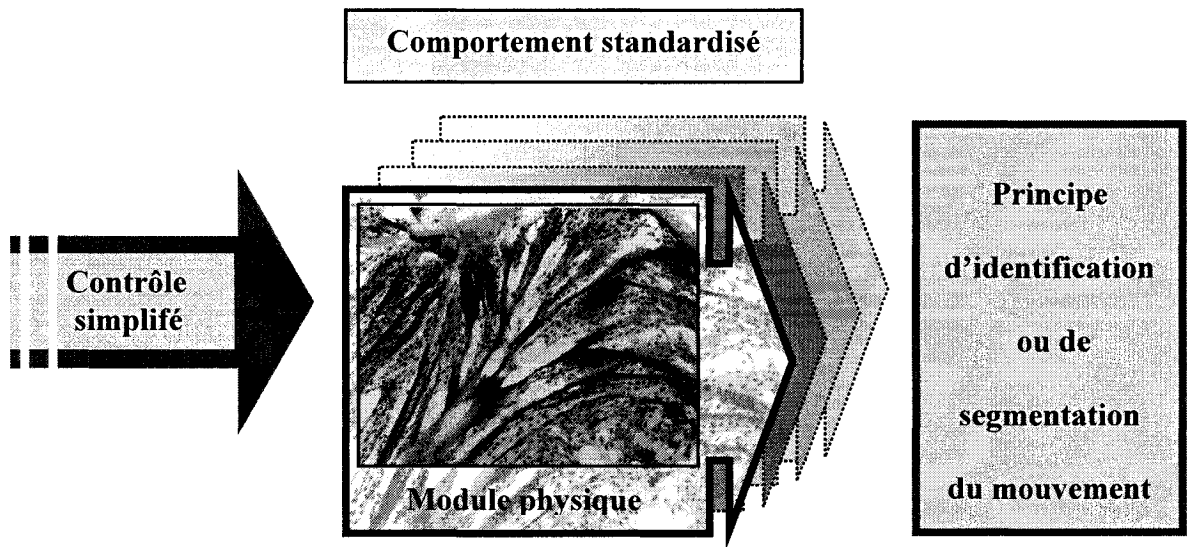


Fig. 1.1 Éléments nécessaires pour décrire une ou des primitive(s) du mouvement

Comme nous allons le voir dans la section 1.1.2, les représentations et variables associées aux primitives sont très diversifiées. Bien que cela soit dû en partie à des controverses irrésolues dans notre compréhension du contrôle moteur, cette variété tient aussi du fait que la modularité du contrôle moteur peut être étudiée à plusieurs niveaux du système neuromusculaire (Flash et Hochner 2005). Une primitive du mouvement peut être observée dans le dessin d'un trait (Woch et Plamondon 2004), mais aussi dans l'exécution maîtrisée d'une action plus complexe (d'Avella et Bizzi 2005, Cheung et al. 2005, Jing et al. 2004), elle peut être détectée au niveau musculaire (d'Avella et Bizzi 2005, Cheung et al. 2005, Hart et Giszter 2004), comme

au niveau neuronal (Tresch et al. 2002, Mussa-Ivaldi et Solla 2004, Berkovitz et Laurent 1996, Graziano et al. 2002). Cependant, toutes les primitives partagent les quatre caractéristiques qui suivent.

II. Un comportement standardisé

Pour qu'une primitive puisse constituer une unité de mouvement, certains de ses aspects doivent être stéréotypés et répétables (entre autres, on peut penser ici à la forme très stable du profil de vitesse des mouvements de pointage rapides). C'est cette standardisation qui permet ensuite l'utilisation de la primitive pour étudier des tâches plus complexes, ou des réactions quasi-automatiques. Évidemment, les unités de mouvement ne sont jamais complètement pareilles, mais elles possèdent une similarité suffisante pour remplir leur fonction. Par exemple, il n'est pas nécessaire d'écrire des lettres parfaitement identiques pour avoir une écriture lisible, mais une certaine constance dans la forme des caractères est nécessaire.

Les automatismes existent de manière innée dans les réflexes, et peuvent être aussi acquis suite à un apprentissage. Par exemple, des études récentes suggèrent que des instructions relatives aux mouvements volontaires simples peuvent être réservées et exécutées automatiquement suite à un stimulus soudain (Valls-Solé et al. 1999 et Rothwell et al. 2002).

III. Un contrôle simplifié

Le caractère stéréotypé d'une primitive implique qu'on peut prévoir certaines caractéristiques du mouvement avant son exécution. Cela peut s'exprimer par une simplification du contrôle, dans la mesure où l'interaction entre la commande et la réaction qui s'ensuit devient plus assujettie à des automatismes. Ces automatismes peuvent être interprétés comme faisant partie d'une pré-programmation du mouvement, répondant à un plan d'action spécifique. Il serait tentant alors de supposer que les primitives sont effectuées en boucle ouverte, c'est-à-dire en absence du feedback (retour de l'information). C'est le cas de plusieurs modèles (Flash et

Hochner 2005), même si, comme on le verra dans la section 2.1.2 du chapitre 2, l'importance et la nature du feedback dans l'exécution des mouvements simples demeure encore un sujet de controverse. Cependant, précisons ici que le degré de l'automatisme apparent atteint par les primitives permet de les décrire par des schémas de contrôle succincts et que ces représentations permettent, à un niveau purement conceptuel, de synthétiser efficacement les particularités du mouvement observé.

IV. Un module physique

Une fois qu'on a défini une primitive en tant qu'unité stéréotypée de mouvement, on cherche aussi à déterminer l'unité physique qui la produit. Cette unité peut être décrite au niveau des muscles, des neurones à de différents niveaux hiérarchiques de contrôle moteur ou encore, au niveau des membres qui effectuent le mouvement. Dépendant du contexte de l'étude, on parle alors du « module », « unité motrice », « unité spinale », « générateur de patron », « patron d'activation », ou encore « unité de contrôle ». Cependant, la plupart des études se concentrent sur un groupe de muscles coordonnés, et/ou sur les réseaux de neurones au niveau de la colonne vertébrale (Tresch et al. 2002, Flash et Hochner 2005). La recherche et la classification de ces unités physiques, ainsi que de leurs interactions et caractéristiques, sont à la base de la conjecture de plus en plus populaire que l'organisation du contrôle moteur est modulaire (Tresch et al. 2002). En effet, il existe un consensus de plus en plus marqué sur l'hypothèse que l'exécution des mouvements s'organise de manière modulaire, avec certains automatismes contrôlés. Il semble que ce type d'organisation soit similaire à ce qu'on connaît sur l'organisation modulaire du système visuel, du langage, etc. (Konczak 2005, Flash et Hochner 2005).

V. Une coordination entre les éléments du module

Qu'il s'agisse de neurones, de muscles, d'articulations ou de membres entiers, les éléments du module physique coordonnent leur action pour produire l'exécution

standardisée de la primitive. Cette coordination est souvent appelée « synergie » - un terme provenant du mot grec *synergos* (travailler ensemble) et appliqué au contrôle moteur par Bernstein en 1967. Par définition, « synergie » réfère à une coopération entre plusieurs éléments, dont le résultat n'est pas réductible à la simple somme de leurs actions individuelles, mais constitue un phénomène associé à leur activité en tant qu'ensemble. Dans le domaine biomédical, on utilise souvent cette expression dans un sens plus large, pour décrire des couplages, plus ou moins automatiques, d'activités physiologiques entre différents éléments.

Pour résumer, c'est sur cette base que nous donnons ici la définition générale de la primitive, qui sera utilisé dans cette thèse:

On appellera «une primitive » l'action d'un système neuromusculaire dont les éléments produisent un résultat standardisé et répétable grâce à un contrôle simplifié d'une synergie partiellement ou entièrement automatique. Cette action peut constituer une unité d'un mouvement plus complexe, ou exister individuellement en tant que telle.

Contrairement à ce que son nom puisse suggérer, la « primitive » est en fait une entité sophistiquée qui permet à l'organisme de simplifier le contrôle moteur de deux manières:

- a) en réduisant le nombre des degrés de liberté du mouvement par la standardisation de l'action effectuée
- b) en facilitant la composition des mouvements plus complexes grâce à des règles simples de contrôle

Dans les deux cas, c'est le degré de l'automatisation de la synergie et la simplicité de la commande qui détermineront dans quelle mesure le contrôle moteur sera simplifié.

Il est important ici de ne pas confondre la définition de la primitive avec deux types de mouvement qui lui sont souvent associés: le réflexe et le sous-mouvement. Dans le premier cas, il s'agit d'un cas particulier de la primitive, dont le contrôle est asservi à des automatismes innés et involontaires (Konczak 2005 ; voir aussi Prochazka et al. 2000 pour une discussion sur ce qui constitue un contrôle involontaire). Le deuxième cas réfère à des études utilisant les caractéristiques cinétiques ou cinématiques du mouvement pour identifier les différents segments de celui-ci (par exemple Novak et al. 2002, Rohrer et al. 2002). Plus particulièrement, dans les études de profil de vitesse, un nouveau pic est habituellement considéré comme étant un nouveau sous-mouvement nécessitant une nouvelle commande. Cependant, nous allons voir au cours de cette thèse que ce n'est pas nécessairement le cas (Woch et Plamondon 2004).

1.1.2 Les différentes représentations associées aux primitives

Il existe une grande diversité de modèles du mouvement qui tentent de décrire les primitives (Woch et Plamondon 2004). La plupart des modèles analytiques supposent que la génération des unités du mouvement est assujettie à un besoin primaire, tel que la fluidité du geste (Flash et Hogan 1985) ou encore la conservation de l'équilibre (Feldman 1966, 1986). Ensuite, ces modèles essayent de déduire les caractéristiques du mouvement qu'une telle contrainte impose.

En effet, on peut se demander pourquoi un tel ou tel autre type de primitive apparaît. Est-ce que c'est la conséquence d'une stratégie, d'un principe d'optimisation, d'une loi neuromotrice ou tout simplement une propriété émergente de la structure du

système? La réponse à ces questions est loin d'être évidente et unanime (Flash et Hochner 2005, Woch et Plamondon 2004). Toutefois, avant d'examiner ce genre de stratégies possibles du contrôle moteur, il est certainement utile de se demander, à un niveau plus fondamental, quelle est l'influence de la structure du système neuromusculaire sur la génération des primitives. Comme nous allons le voir au chapitre 2, la théorie cinématique et son modèle $\Delta\Lambda$ que nous allons examiner dans cette thèse tente de relever ce pari.

Une autre source de diversité de représentations des primitives est due à la controverse quant aux variables de contrôle du système moteur. Nous discutons plus en détail de cette question, ainsi que du choix de la vitesse dans le cadre de ce modèle, dans la section 2.1.1. Dans les études ayant trait aux primitives au niveau neuromusculaire, ces représentations sont souvent soit dynamiques, i.e associées à la force, soit cinématiques - associées au profil de vitesse, ou encore à la trajectoire ou l'accélération. Un exemple du cas dynamique peut être trouvé dans les travaux étendus de Mussa-Ivaldi et ses collaborateurs (Mussa-Ivaldi 1997, Mussa-Ivaldi et al. 1994, Mussa-Ivaldi et Bizzi 2000, Mussa-Ivaldi 2004, Mussa-Ivaldi et Solla 2004), qui présentent les primitives sous forme de champs de force qui se superposent linéairement dans le temps pour composer des mouvements plus complexes. Par opposition, les représentations cinématiques (par exemple Plamondon 1995a,b, 1998, Flash et Hogan 1985, Fishbach et al. 2005, Del Vecchio et al. 2003) sont habituellement utilisées pour étudier des unités de mouvement qu'on présuppose séquentielles. Les deux types de représentation permettent donc d'étudier la composition de mouvements complexes à des niveaux différents; soit en les analysant comme une superposition synchronisée, soit comme une suite d'éléments qui se déroulent dans le temps.

Par ailleurs, les représentations des primitives ne se limitent pas au domaine dynamique et cinétique, mais existent aussi au niveau d'analyse des circuits nerveux du cortex et de la colonne vertébrale (Flash et Hochner 2005, Tresch et al. 2002). À tous les

niveaux, le but recherché est le même: identifier des modules d'action qui permettraient de définir la syntaxe du mouvement, par analogie avec le langage (Flash et Hochner 2005). En effet, il y a un intérêt accru dans la recherche actuelle envers les éventuelles similitudes et/ou des corrélations entre les mécanismes associés au langage, ou d'autres fonctionnalités comme la vision, et ceux qui contrôlent le mouvement (Cole et al. 2002, Poggio et Bizzi 2004). Cependant, les premières indications de ces similitudes, bien que prometteuses, demeurent encore dans le domaine du spéculatif.

L'étude des primitives du mouvement vise à mieux comprendre le contrôle moteur au niveau de son organisation et à déduire les propriétés fondamentales du système neuromusculaire. Les retombées espérées sont très variées et se situent dans plusieurs domaines, tels que l'étude de la coordination et du problème des degrés de liberté posé par Bernstein, l'étude des différents mécanismes d'apprentissage, autant chez les humains que dans les réseaux de neurones simulés (Konczak 2005, Flash et Hochner 2005, Mussa-Ivaldi et Bizzi 2000, Paine et Tani 2005), ainsi que dans l'analyse des pathologies disruptives du contrôle moteur et dans la recherche des stratégies optimales de contrôle dans la robotique.

1.2 Les facteurs qui influencent l'apparition et les caractéristiques des primitives

1.2.1 Développement naturel selon l'âge

Les recherches montrent que certaines primitives du mouvement sont universelles, parfois même entre les espèces (Mussa-Ivaldi et Bizzi 2000), tandis que d'autres dépendent à des degrés divers de l'individu ou de la tâche imposée (Jing et al.

2004, Cheung et al. 2005). Les synergies neuromusculaires sont, durant toute notre vie, affectées par notre développement, notre âge, et les activités que l'on fait. Certaines d'entre elles sont réservées à l'état primitif infantile, et disparaissent avec le développement du contrôle moteur, d'autres sont exclusives à l'âge adulte (Konczak 2005, Schieber et Santello 2004).

Cependant, le phénomène le plus abondamment observé est la dégradation apparente des primitives chez les personnes âgées. L'effet le plus évident et le plus connu est l'augmentation importante de la durée de l'exécution du mouvement chez les personnes âgées, comparativement aux personnes jeunes (Barry et al. 2005, Robinovitch et al. 2005). D'autres effets se manifestent aussi, comme par exemple l'apparition d'une déficience dans la coordination (Contreras-Vidal et al. 1998), un temps de réaction prolongé, une variabilité d'exécution accrue, une segmentation plus forte du mouvement ou des modifications aux synergies musculaires (voir Ketcham et Stelmach 2004 pour une revue de littérature récente).

Les raisons de ces changements se situent à plusieurs niveaux. L'âge affecte la composition musculaire, avec une dégradation importante surtout au niveau des fibres de type II, responsables des réactions rapides. Leur manque non seulement peut réduire la rapidité et la force des réactions musculaires, mais peut aussi perturber les synergies existantes entre les différents types de fibres présentes, ce qui est cohérent avec l'observation d'une certaine re-organisation des unités motrices chez les personnes âgées. Cette réorganisation cherche possiblement à compenser la baisse de la force en augmentant le nombre de fibres musculaires associées aux innervations. Cependant, le contrôle des mouvements devient plus grossier suite à ces changements (Ketcham et Stelmach 2004). Il semble en effet que la combinaison des primitives s'effectue plus facilement lorsqu'elles sont associées à des champs d'action réduits et donc plus facilement indépendants (Mussa-Ivaldi et Bizzi 2000).

De plus, des modifications reliées à l'âge apparaissent aussi au niveau des circuits nerveux de la colonne vertébrale et du cortex qui participent au contrôle moteur

(Earles et al. 2001, Mankovsky et al. 1982, Leonard et al. 1997, Mano et al. 1992). La dégradation des synergies au niveau musculaire et nerveux semble être accompagnée par une activation accrue des circuits reliés au contrôle cognitif du mouvement, comparativement aux circuits reliés au contrôle automatique (Heuninckx et al. 2005). De plus, on peut observer une activation accrue des circuits associés à l'intégration de l'information sensorielle. Il n'est pas clair si ce changement de stratégie est un mécanisme de compensation ou s'il fait partie du problème. Néanmoins, on peut conclure qu'en général, la partie automatique du contrôle moteur, qui est responsable de l'exécution des primitives, subit une altération importante avec l'âge. Au niveau fonctionnel, cette détérioration peut être partiellement compensée par une plus grande prise en charge des mouvements par les circuits associés au contrôle volontaire, diminuant ainsi l'impact du vieillissement sur l'exécution des tâches courantes.

En raison de l'apparition possible de nouvelles stratégies de compensation, il n'est toujours facile de caractériser de manière adéquate les altérations du système moteur (Latash et Anson 1996). Cependant, l'étude de l'exécution des primitives demeure une approche possible pour départager ces altérations et les efforts de l'organisme pour y remédier, en raison de la sensibilité particulière des mécanismes automatiques des primitives aux effets de l'âge (Christou et Carlton 2001). C'est dans ce contexte que s'inscrit la présente thèse.

1.2.2 Développement acquis : l'apprentissage

En plus des variations dans l'exécution des primitives dues à l'âge, une grande partie des primitives et des synergies qui leur sont associées apparaissent ou disparaissent avec l'apprentissage de nouvelles tâches. Étant donné le flou qui entoure encore la notion de la primitive, la recherche qui concerne l'apparition de ces primitives traite des phénomènes très divers, mais on peut dire qu'en général, l'apprentissage de nouvelles unités de mouvement est associé à un mouvement plus lisse et plus coordonné

au niveau spatial, temporel, cinématique ou dynamique, à l'émergence de nouvelles corrélations entre les éléments physiques et physiologiques qui composent ce mouvement et à l'apparition niveau du cortex d'une représentation unitaire de l'action effectuée (Sosnik et al. 2004, Tyc et al. 2005, Novak et al. 2003, Mussa-Ivaldi et Bizzi 2000, Corcos et al. 1993). De plus, on observe une augmentation de la vitesse et de la stabilité de l'exécution (Corcos et al. 1993, Jaric et al. 1993).

Souvent, l'apprentissage d'une nouvelle primitive peut avoir comme point de départ un ensemble d'autres primitives qui, suite à un entraînement, se fondent dans une seule unité d'action. Par exemple, dans une étude de mouvements du bras entre plusieurs cibles, on a observé que la répétition entraîne la combinaison progressive de deux gestes en un seul, possédant deux composantes reliées par un couplage temporel (Diedrichsen et Shemedr 2005).

Prises dans leur ensemble, ces observations illustrent le fait qu'une primitive correspond à une automatisation d'une partie des processus qui sont responsables de son accomplissement. Cette automatisation, qui a lieu après un entraînement répétitif, se base entre autres sur l'intégration de l'information véhiculée par les circuits afférents, et résulte dans un contrôle prédictif tel que nous l'avons mentionné dans la section 1.1.1. Remarquons ici que les effets de l'apprentissage semblent à l'inverse des effets du vieillissement, qui dégradent surtout le contrôle automatique des mouvements. Il semble donc que la simplification du contrôle moteur apportée par la formation de nouvelles primitives se fait au prix d'un processus de coordination sophistiqué et fragile, que le l'âge affecte facilement.

1.2.3 Pathologies

De manière semblable aux effets de l'âge, les différentes pathologies du système neuromoteur altèrent facilement les primitives. À titre d'exemple, beaucoup de recherches sont faites sur les conséquences des lésions au cerveau, comme les accidents

cérébro-vasculaires, sur la performance motrice. Un effet classique est une segmentation anormale des mouvements, avec une notable perte de coordination (Dewald et al. 2002). Cependant, ces segments de mouvement présentent un profil de vitesse stéréotypé (Krebs et al. 1999), ce qui suggère une dégradation des primitives initiales en des éléments plus simples, eux-mêmes peut-être des primitives de mouvement. Avec le temps et la thérapie, ces segments deviennent progressivement de plus en plus superposés, jusqu'à se fondre en une seule unité (Rohrer et al. 2002, 2004). Ce comportement est similaire au processus d'apprentissage dont on vient de discuter. Notons aussi que, de la même manière que pour les altérations dues à l'âge, les comportements pathologiques du contrôle moteur peuvent se confondre avec les éventuelles stratégies de compensation (Latash et Anson 1996, Albani et al. 2001).

1.3 Synergies neuromusculaires

1.3.1 Origine

De la même manière que la primitive, la synergie neuromusculaire est un terme utilisé fréquemment, mais dont les définitions peuvent varier selon les différentes études. Comme nous l'avons déjà mentionné dans la section 1.1.1, pour les besoins de cette thèse, nous considérons qu'une synergie représente une collaboration avantageuse entre plusieurs composantes d'un système; un couplage entre ses éléments en vue d'exécuter une action. Rappelons que, malgré une certaine affinité de concept, une synergie n'est pas nécessairement une primitive, qui est un module d'action automatique activée sur commande. En fait, une primitive implique habituellement une synergie, mais l'inverse n'est pas nécessairement vrai.

L'exécution fluide des primitives du mouvement serait impossible sans l'existence des synergies, sans corrélations entre les différents muscles, articulations et groupes neuromusculaires qui les produisent. Ces corrélations peuvent se manifester sous forme de combinaisons d'actions neuromusculaires synchronisées, mais aussi en tant que séquences d'actions, spécifiques à une tâche, ou ayant un rôle plus général dans la génération de mouvements divers (d'Avella et Bizzi 2006, d'Avella et al. 2003). Une synergie ou plusieurs synergies peuvent être responsables d'un mouvement plus ou moins complexe. Par exemple, des expériences ont mesuré l'activité musculaire durant des coups de patte naturels* chez des grenouilles et ont permis d'observer 3 synergies d'activation dont la combinaison, ajustée avec une amplitude et un délai variables, était suffisante pour décrire l'ensemble des coups possibles dans toutes les directions (d'Avella et al. 2003). L'aplysie est un autre modèle animal où des combinaisons de synergies ont été répertoriées. Entre autres, on a observé deux synergies responsables de toute la variété de comportements de morsure (Jing et Weiss 2005).

La source possible de ces synergies n'est pas unique et doit être cherchée autant au niveau des connexions neuromusculaires que des contraintes périphériques du membre qui exécute l'action, bien que la source dominante de leur coordination musculaire semble être avant tout corticale (Shieber et Santello 2004). Plus précisément, il apparaît que le cortex peut intégrer les différents aspects du mouvement pour le représenter en tant qu'unité, selon la tâche et le contexte, et qu'il peut représenter les muscles sous forme d'ensembles regroupés selon leur fonctionnalité (Capaday 2004, Shieber et Santello 2004). Ceci est consistant avec les expériences sur les singes qui démontrent qu'une simple stimulation provenant du cortex peut être à l'origine d'actions complexes (par exemple Graziano et al. 2004).

Cependant, des études indiquent que cette coordination est hiérarchisée et qu'elle est appliquée à des synergies plus simples qui constituent des modules de mouvement

* sans déafferentation, ni restriction dans le mouvement

organisés au niveau de la moelle épinière (Bizzi et al. 2000). On observe aussi que, même si les synergies semblent être activées et organisées au niveau central, leur planification est assujettie à une certaine modulation par les circuits afférents, et que cette modulation peut être spécifique à l'individu (Cheung et al. 2005).

En résumé, il appert que l'organisation modulaire et hiérarchique des synergies peut être interprétée comme un processus de synthèse graduelle, à travers les différents paliers du système neuromusculaire, de toutes les informations nécessaires à la réalisation du mouvement.

1.3.2 Un cas particulier : synergie agoniste – antagoniste dans les mouvements rapides de pointage

Pour mieux comprendre le fonctionnement du contrôle moteur, de nombreux chercheurs se sont intéressés aux mouvements simples dans l'espoir que l'étude de leurs caractéristiques facilitera la déduction des propriétés des mouvements plus complexes. Un cas classique d'un tel mouvement simple, qui fut l'objet de recherches extensives, est le mouvement rapide de pointage. Il s'agit d'une brève extension du bras vers une cible, dont la durée, habituellement, ne dépasse pas une seconde. Dépendant du contexte expérimental, le mouvement utilise une ou plusieurs articulations, sur un ou plusieurs plans. Dans les cas où on s'intéresse aux variables cinématiques du mouvement, il s'agit souvent d'un simple trait de crayon sur une tablette numérique.

De tels mouvements ont révélé des caractéristiques très stables et universelles. Mis à part un profil de vitesse stéréotypé en forme de cloche (Georgopoulos et al. 1981, Morasso 1981, Plamondon et al. 1993, 1995a), on observe aussi que leur exécution est assujettie à des règles de coordination bien ancrées. Ces règles sont communes aux trois articulations du bras responsables de l'action et elles sont similaires entre les individus

(Gottlieb et al. 1997, Gottlieb 1996, Pfann et al. 1998). Elles sont construites par l'apprentissage, mais à partir des couplages entre les articulations qui sont innés (Zaal et al. 1999). Il apparaît aussi qu'une grande partie des caractéristiques des mouvements de pointage sont préprogrammées avant leur exécution (Gottlieb et al. 1992), ce qui implique qu'en absence de perturbations extérieures, leur contrôle se fait surtout en boucle ouverte.

Une observation connue, qui confirme l'hypothèse d'un contrôle standardisé de ces mouvements, est leur patron typique d'activation musculaire. Mesuré à l'aide des électromyogrammes (EMG), ce patron révèle que les muscles responsables du mouvement agissent par paires agonistes-antagonistes relativement à l'action effectuée, et que la coordination de ces paires se fait selon un mode déterminé. En effet, les EMG possèdent une structure d'activation séquentielle, souvent bi ou triphasique. Dans ce dernier cas, l'activité électrique des muscles agonistes est suivie d'une période de silence et d'une éventuelle deuxième activation. L'activation électrique antagoniste, quant à elle, débute après celle des muscles agonistes, et habituellement atteint son maximum lorsque ceux-ci sont silencieux. Un exemple typique de profil EMG triphasique, adapté de Koster et al. 2002, est illustré dans la figure 1.2 à la page suivante.

De la même manière que ce qui fut observé au sujet des synergies musculaires, le patron associé aux EMG semble être activé par un programme central qui peut être modulé par les circuits afférents (Berardelli et al. 1996). L'activation agoniste initiale apparaît comme la partie du patron la plus indépendante du contexte du mouvement et de l'état initial du bras. Elle est étroitement corrélée avec la durée de l'accélération du mouvement (Castellote et al. 2004, Cooke et Brown 1994). Ceci indique que le temps nécessaire pour atteindre la vitesse maximale du mouvement fait partie des caractéristiques plus « abstraites » de celui-ci, potentiellement prédéterminées par un programme central.

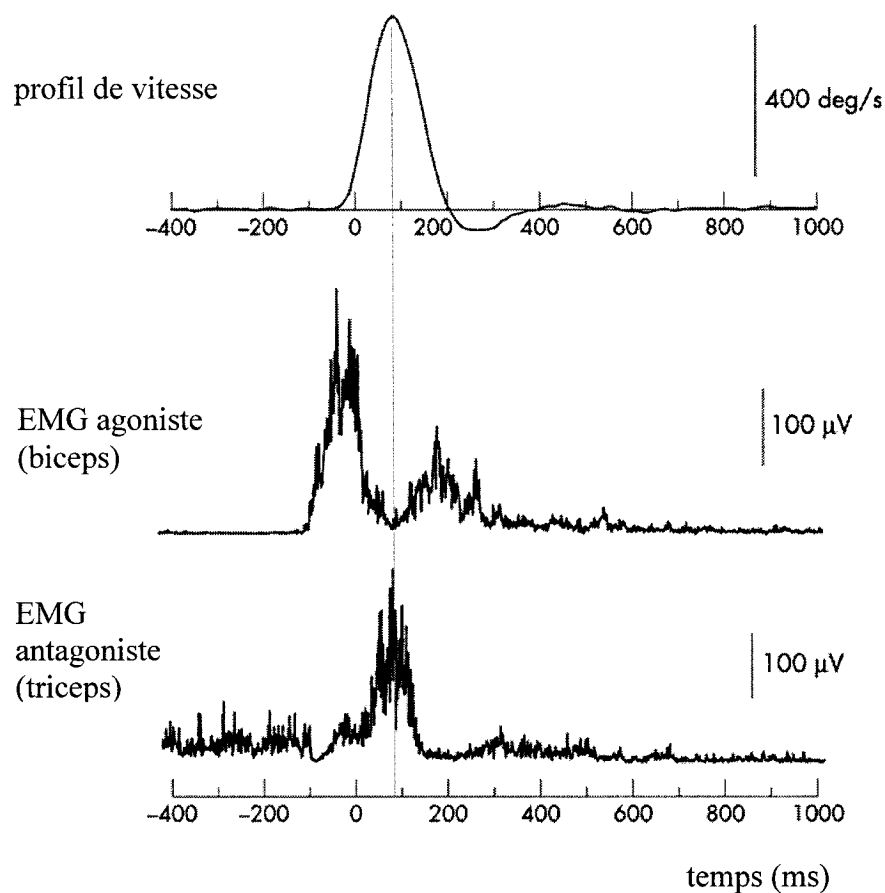


Figure 1.2 Exemple de profil typique d'EMG triphasique, mesuré sur un mouvement rapide du coude. La figure originale provient de Koster et al. 2002

Ce patron typique peut être modifié selon les contraintes imposées au mouvement, comme par exemple l'ampleur du trait, sa vitesse et sa précision. Par exemple, le degré de la co-contraction des systèmes agoniste et antagoniste augmente lorsque le sujet se trouve dans une situation d'apprentissage où des mouvements très précis sont exigés (Gribble et al. 2003). Le niveau de cette co-contraction diminue lorsque la tâche devient bien maîtrisée. Il est intéressant de remarquer qu'une co-contraction accrue des muscles agonistes-antagonistes peut être observée aussi lorsque le

contrôle moteur se trouve perturbé par des conditions pathologiques, par exemple un accident cérébro-vasculaire (Eder et al. 2004). Dans ce dernier exemple, elle est accompagnée par une variabilité temporelle accrue des EMG, comparativement aux EMG des sujets sains.

En conclusion de cette section, on peut dire que le comportement standardisé des mouvements de pointage rapides, combiné à un contrôle principalement en boucle ouverte, permet de considérer ces mouvements comme un exemple de primitive, telle que définie à la page 6. Il va sans dire que cette hypothèse n'est probablement plus vraie lorsqu'il s'agit de mouvements qui subissent des perturbations, internes ou externes, ou des contraintes qui nécessitent un apprentissage important.

Nous pouvons ajouter ici une dernière remarque quant aux observations rapportées dans ce chapitre. Lorsque le contrôle moteur est déstabilisé par une pathologie ou par un contexte inhabituel du mouvement, de manière suffisante pour que le recours aux comportements automatiques soit difficile, une stratégie possible de compensation pourrait consister à activer un grand nombre de composantes du système neuromusculaire, sans qu'elles ne soient définitivement coordonnées, et même au prix d'un certain désordre. Cela rendrait possible l'utilisation de ces composantes dans un effort de succès par essai et erreur, assuré par un mécanisme de feedback. Avec l'apprentissage, leur couplage et leur éventuelle réduction aux éléments essentiels à l'action pourraient résulter ultimement dans l'apparition des primitives et d'un contrôle en boucle ouverte. Ainsi, le « problème » des degrés de liberté soulevé par Bernstein est probablement essentiel à la capacité d'adaptation de l'organisme aux situations imprévues, bien que le processus d'adaptation lui-même demeure encore un sujet de recherche et de controverse en soi (Todorov et Jordan 2002, Berthouze et Lungarella 2004).

1.3.3 Cas des mouvements rapides aller-retour

Les mouvements aller-retour dont nous allons traiter ici, et tout au long de cette thèse, ne diffèrent des mouvements de pointage décrits ci haut que par le fait qu'au lieu de s'arrêter sur la cible, le bras revient sur sa trajectoire (voir figure 1.3).

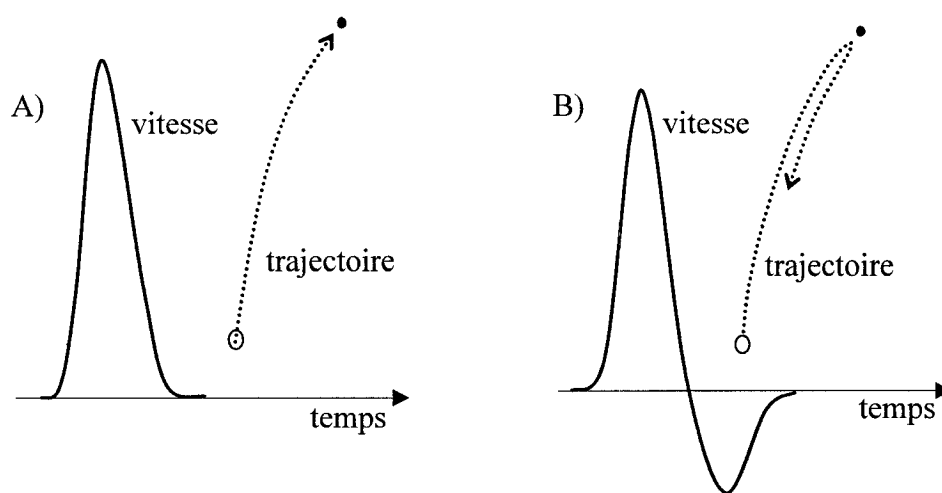


Figure 1.3 Schéma de profil de vitesse typique pour un mouvement rapide de pointage (A) versus un mouvement rapide aller-retour (B)

Comparativement aux mouvements de pointage, les mouvements aller-retour présentent un intérêt particulier pour l'étude des synergies neuromusculaires, car ils permettent un examen plus approfondi de la composante antagoniste de l'action. En effet, l'existence d'un retour important nécessite une activité antagoniste d'une amplitude accrue, rendant ainsi plus facile l'analyse de ses propriétés.

Cependant, avant de procéder à ce genre d'analyse, il faut s'assurer que le mouvement aller-retour représente bien une unité de mouvement au même titre que le mouvement de pointage. Les éventuelles comparaisons entre le couplage agoniste-antagoniste d'un aller-retour et celui d'un mouvement de pointage ne seront significatives que si les deux mouvements représentent une primitive, caractérisée par

des synergies stables et un contrôle en boucle ouverte. Mais on pourrait très bien supposer que le mouvement illustré dans la figure 1.3B est en fait une combinaison de deux primitives à direction opposée, et que chacune des deux est associée à des commandes et des synergies qui lui sont propres.

Une première observation semble toutefois corroborer l'hypothèse que les mouvements aller-retour sont similaires en termes d'exécution et de contrôle aux mouvements de pointage. Lorsqu'on observe ces derniers attentivement, on se rend compte qu'ils contiennent habituellement un léger retour vers la fin, mais dont l'amplitude demeure petite comparativement au reste du mouvement (par exemple, on peut l'observer dans les résultats de Koster et al. 2002, Gottlieb et al. 1996, Benecke et al. 1985 et Mustard et Lee 1987). Pour ce type de mouvement, le profil EMG triphasique est normalement observé. Donc il semble que même pour les mouvements qui visent à atteindre une cible, un léger retour de la trajectoire fait partie des comportements naturels, ce qui suggère que les deux types de mouvement font partie d'une même « famille » de primitives.

Ceci est confirmé par des études récentes, qui se sont directement intéressées aux similitudes entre les mouvements de pointage et les allers-retours. Gottlieb (1998), et plus tard Pfann et al. (2004) et Castellote et al. (2004), observent que, lors des flexions du coude aller ou aller-retour, ces deux types de mouvement partagent un profil EMG quasi identique jusqu'au moment où la vitesse maximale est atteinte. Ensuite, on observe des différences dans la structure temporelle des EMG. Les mouvements de pointage rapides présentent un profil davantage biphasique, caractérisé par l'activation séquentielle des muscles agonistes, suivie de l'activation antagonistes et ensuite, d'une baisse d'activité graduelle. Quant aux mouvements aller-retour, leur profil est davantage triphasique, i.e. comprenant deux claires bouffées d'activation agoniste, séparées par un silence. De plus, l'activité antagoniste est retardée comparativement aux mouvements de pointage de durée similaire. Ces deux types de profil, qui semblent différencier les deux

types de mouvement dans cette tâche particulière, sont toutefois souvent observés dans le cas du mouvement aller simple, le profil tri-phasique étant associé aux mouvements plus lents.

Ces résultats suggèrent que les deux types de mouvement ne sont en fait que des variations d'une même primitive, basée sur une synergie aux deux composantes, agoniste et antagoniste. La modulation temporelle de ces deux composantes apparaît comme un facteur important dans le contrôle du retour plus ou moins prononcé de cette primitive.

Cependant, les EMG demeurent une mesure relativement imprécise, dont la méthodologie est un objet de recherche continuelle (Staudenmann et al. 2006). Il est difficile de se baser sur eux pour développer un modèle détaillé du contrôle moteur. C'est donc d'autant plus intéressant de voir que le modèle $\Delta\Lambda$, dont les propriétés font l'objet de cette thèse, fait des prédictions conformes à ces observations, et explique ces dernières à l'intérieur d'un rigoureux cadre mathématique. Comme nous allons le voir dans le chapitre suivant, ce modèle fut établi sans recours aux EMG, à partir des observations concernant les profils de vitesse, et en se basant sur des hypothèses plausibles quant à la structure du système neuromusculaire. Il prédit effectivement qu'un mouvement aller-retour peut être une primitive et c'est unique à ce modèle (Woch et Plamondon 2004).

CHAPITRE 2 : PRÉSENTATION DU MODÈLE $\Delta\Delta$

2.1 Les hypothèses de départ

Le modèle $\Delta\Delta$ permet de représenter un mouvement rapide par la réponse impulsionnelle d'une synergie neuromusculaire, suite à une paire de commandes envoyée à un temps précis. Le développement du modèle, tel que présenté par Réjean Plamondon (voir Plamondon 1995a,b et 1998), repose sur 5 hypothèses majeures:

- 1) Les mouvements rapides peuvent être modélisés par un système où la vitesse de l'effecteur distal constitue la variable de contrôle
- 2) Le retour de l'information est d'une influence négligeable durant ces mouvements et leur contrôle peut être approximé par une boucle ouverte
- 3) La synergie neuromusculaire qui effectue le mouvement se compose de deux ensembles: un système agoniste qui agit dans le sens du geste et un système antagoniste qui s'y oppose, permettant ainsi de contrôler davantage l'arrêt du mouvement
- 4) Les deux systèmes présentent un comportement linéaire invariant dans le temps pendant l'exécution du mouvement rapide

- 5) Les composantes internes de ces systèmes interagissent de manière à produire un effet de proportionnalité entre les délais cumulatifs du système et les délais de réponse associés à chacune de ces composantes

Les raisons à la base de ces hypothèses, ainsi que leur signification et leur portée, sont présentées dans les sections qui suivent.

2.1.1 Hypothèse 1: vitesse en tant que variable de contrôle

Lorsqu'on représente un système réel par un modèle théorique, on poursuit essentiellement deux buts: synthétiser une partie de l'information contenue dans le système et prédire son comportement dans le contexte et les limites de cette synthèse. La synthèse se fait par l'intermédiaire d'une représentation où des variables significatives sont postulées, ainsi que leurs interactions et dépendances éventuelles. Dans le domaine du contrôle moteur, la recherche qui a trait à la modélisation est extrêmement diversifiée et on est loin de l'unanimité quant aux meilleures variables à choisir. À titre d'exemple, certains privilégient des variables inhérentes au système neuromusculaire et au squelette, telles que les moments de force associés aux articulations, ou encore l'activation musculaire (Gottlieb et al. 1997, Todorov 2003), tandis que d'autres préfèrent des variables dont la description ne dépend pas de la géométrie de l'effecteur, telles que la vitesse et la trajectoire (Flash et Hogan 1985, Uno et al. 1989). Souvent, les chercheurs tentent d'expliquer l'évolution de ces variables dans le temps par un principe d'optimisation de la performance (Engelbrecht 2001).

D'autres encore proposent des représentations plus conceptuelles, visant à traduire un principe fondamental de fonctionnement, comme par exemple un contrôle moteur basé sur l'équilibre du système (Feldman 1966, 1986; Feldman et Levin 1995, Bizzi et al. 1992). Sans rentrer dans les détails et les justifications de chaque modèle, remarquons ici qu'une démarcation importante se dessine entre ceux-ci au niveau de

l'abstraction associée à la planification motrice, qui est formulée dans un cadre associé soit aux propriétés inhérentes au système neuromusculaire, soit aux exigences de la tâche effectuée, soit à un principe théorique plausible. À l'état des connaissances actuelles, la complexité du problème amène les chercheurs à circonscrire le domaine dans lequel ils proposent leurs hypothèses, et personne n'a encore formulé de modèle idéal qui tiendrait compte de tous les aspects du contrôle du mouvement (Morasso et Sanguineti 2003, Krampe et al. 2002). Cependant, les représentations choisies, même si elles sont incomplètes, permettent souvent de révéler des caractéristiques du contrôle moteur qui autrement demeureraient inconnues.

L'élaboration du modèle $\Delta\Lambda$ (Plamondon 1995 a,b) repose, quant à elle, sur une recherche de concision: trouver une représentation du contrôle des mouvements qui soit la plus simple possible, tout en étant suffisamment rigoureuse pour décrire précisément les mouvements individuels et leurs propriétés fondamentales. Cette dernière exigence est une des forces du modèle qui, à la différence de la plupart des autres modèles justifiés par des données moyennées, permet de décrire des traits isolés. Dans l'optique de cette approche, la vitesse apparaît comme un excellent choix de variable de contrôle, i.e. de variable modulée par les processus de commande qui initient le mouvement.

En effet, R. Plamondon fait remarquer la stabilité des profils de vitesse, en forme de cloche légèrement asymétrique, et de la stabilité de leurs caractéristiques dans des contextes expérimentaux très variés (Georgopoulos et al. 1981, Morasso 1981, Soechting et Laquantini 1981, Abend et al. 1982, Atkeson et Hollerbach 1985, Nagasaki 1989, Uno et al. 1989, Hollerbach et Flash 1982, Evinger et al. 1984, Ruitenbeek 1984, Soechting 1984, Flash et Hogan 1985, Gielen et al. 1985, Munhall et al. 1985, Ostry et al. 1987, Kaminski et Gentile 1989; cités dans Plamondon 1995). Il est très probable qu'un principe sous-tend cette stabilité et justifie la création d'un modèle pour l'expliquer. De plus, Plamondon présente des arguments basés sur la géométrie différentielle à l'effet que la vitesse est une variable permettant un contrôle particulièrement adapté pour la planification et l'apprentissage des mouvements

(Plamondon 1989). Finalement, plusieurs études suggèrent qu'elle est effectivement régulée au niveau du cortex moteur (Moran et Schwartz 1999, Schwartz et Moran 1999) et qu'elle peut présenter des corrélations intéressantes avec l'activation musculaire (Shapiro et al. 2004, Gutfreund 1998, Jarić et al. 1997).

D'un point de vue pratique, la vitesse est facile à mesurer et possède le mérite d'être une variable qui décrit le mouvement indépendamment de la géométrie corporelle, ce qui peut faciliter la découverte des propriétés du contrôle moteur qui se situent au niveau de l'abstraction de la tâche.

2.1.2 Hypothèse 2: mouvements contrôlés en boucle ouverte

Le modèle $\Delta\Lambda$ décrit le contrôle et l'exécution des mouvements dits « balistiques ». Il s'agit des mouvements très rapides et standardisés, qu'on assume traditionnellement contrôlés en boucle ouverte, c'est-à-dire sans rétroaction significative qui pourrait modifier l'action durant son exécution. Les arguments en ce sens sont nombreux, le plus simple étant le délai inhérent aux circuits de feedback. Pour les primitives de durée suffisamment réduite, il est possible qu'elles soient trop brèves pour qu'une réaction somatosensorielle ou visuelle puisse avoir un effet significatif sur l'action effectuée. Dans le cas particulier des mouvements rapides de pointage, qui correspondent au type des mouvements étudiés dans cette thèse, leur courte durée (< 500 ms) peut être un critère suffisant pour pouvoir considérer le rôle de la rétroaction comme étant négligeable. Malgré une certaine controverse quant à l'importance relative du feedback, basée en partie sur des différences méthodologiques*, des études récentes indiquent qu'en général, les mouvements rapides de pointage sont exécutés pratiquement en boucle ouverte jusqu'au moment où la vitesse maximale est atteinte (Shapiro et al. 2004). Ensuite, durant la deuxième moitié du mouvement, l'influence des circuits

* Concernant le type de la perturbation appliquée pour vérifier la rapidité de la réaction, ainsi que le moment de son application relativement au déroulement du plan initial

afférents sur l'action peut devenir plus importante. Elle est assujettie à un délai qui peut être aussi court que 30ms, mais qui typiquement est de l'ordre de 100-200ms (Shapiro et al. 2004, 2002, Saunders et Knill 2005, Desmurget et Grafton 2000, Wolpert et Miall 1996). En pratique, on observe rarement une éventuelle influence du feedback dans les mouvements très rapides qui ne durent que 100-200ms. À cela s'ajoute l'observation que les délais occasionnés par la rétroaction somatosensorielle et visuelle peuvent rendre l'exécution des mouvements instable (Miall et Wolpert 1996).

Un autre argument qui relativise l'importance du retour de l'information sur les aspects globaux du mouvement est l'apparente flexibilité de l'utilisation du feedback. Lorsqu'il est perturbé, voire éliminé, il est encore possible de conserver un contrôle moteur rudimentaire. Plusieurs études sur les animaux déafferentés et sur les humains présentant des pathologies des circuits afférents révèlent en effet qu'il leur est possible de générer des actions élémentaires en absence de feedback, malgré certains déficits de contrôle (par exemple: Nougier et al. 1996, Cheung et al. 2005). D'autres études ont trouvé une certaine inhibition des circuits afférents durant l'exécution du mouvement volontaire (Seki et al. 2003) ou une variation dans le type du feedback utilisé selon le contexte, comme par exemple la dominance (ou non) du bras (Goble et al. 2006). Il est même possible, pour un humain ayant perdu le sens de toucher et la proprioception, inapte à bouger initialement, de reprendre progressivement un contrôle raisonnable de ses mouvements grâce à un contrôle prédictif, visuel et conscient, acquis par la pratique (Cole et al. 2002).

Plusieurs modèles, dont les plus connus sont les modèles basés sur un principe d'optimisation (Uno et al. 1989, Harris et Wolpert 1998, Flash et Hogan 1985), se sont basés sur ce type d'argumentation pour choisir une simple boucle ouverte pour caractériser le contrôle des mouvements rapides. Cependant, d'autres chercheurs remettent en question cette approche. Ils argumentent que les processus de feedback sont plus diversifiés que de simples boucles somatosensorielles et visuelles, qu'ils sont organisés hiérarchiquement sur plusieurs niveaux du système neuromusculaire, et qu'à une certaine échelle leur action est quasi instantanée, comme c'est le cas par exemple

des propriétés intrinsèques des muscles (Sylvestre et Cullen 2006, Todorov 2004, Scott 2004, Li 2006, Desmurget et Grafton 2000). Notons cependant que l'importance relative de ce feedback 'instantané', surtout au niveau des mouvements rapides de grande ampleur, est encore questionnée (Morasso et Sanguinetti 2006, Todorov 2004).

Indépendamment de la controverse au sujet des délais nécessaires pour le retour de l'information dans le contrôle moteur, une nouvelle classe de modèles intègre le feedback dans un schéma de contrôle prédictif, en tant qu'élément d'une estimation d'un état futur et non pas sous forme d'information instantanée nécessaire à l'exécution du mouvement (Davidson et Wolpert 2005, Todorov 2004, Li 2006, King 2006, Desmurget et Grafton 2000, Wolpert et Miall 1996, Witney et al. 2000, 1999, Blakemore et al. 1998, Kawato 1999). Dans un tel cas, le délai associé à la rétroaction ne représente plus un problème, puisque l'estimation se base sur l'information disponible sur le moment, et provenant autant des circuits afférents qu'efférents. La plupart de ces modèles font aussi appel à la notion du feedback optimal, c'est-à-dire un retour d'information sélectif, qui n'intervient que sur des variables nécessaires pour contrôler la tâche effectuée. Cette information est intégrée dans un modèle interne qui prédit les forces en jeu durant l'exécution du mouvement, ainsi que leur effet sur les circuits du feedback eux-mêmes. La création d'un tel modèle semble être un processus inconscient, qui demande de la pratique (Davidson et Wolpert 2005, King 2006, Shadmehr et Wise 2005, Krakauer et al. 1999, Conditt et al. 1997, Gandolfo et al. 1996, Shadmehr et Mussa-Ivaldi 1994, Kagerer et al. 1997), et qui peut être archivé dans la mémoire à long terme (Krakauer et al. 2006, Shadmehr et Holcomb 1997, Shadmehr et Brashers-Krug 1997). Dans ce contexte, les modèles basés sur un contrôle prédictif peuvent être vus comme l'intégration de l'approche en boucle ouverte (standardisation d'une partie du contrôle) et en boucle fermée (utilisation continue du feedback).

Cependant, il faut remarquer ici que la possibilité d'un feedback n'implique pas sa nécessité. En effet, la plupart des études portant sur ce sujet se basent sur les propriétés des réactions qui interviennent lorsque un mouvement est perturbé, et non sur les conditions naturelles de l'exécution d'une primitive. Une autre critique qu'on peut

faire aux modèles qui intègrent le feedback dans la représentation du contrôle moteur est leur difficulté à quantifier simplement les mouvements observés.

Le modèle $\Delta\Lambda$ s'inscrit dans les efforts récents de plusieurs chercheurs qui, au delà du débat traditionnel sur l'existence ou l'absence du feedback dans les mouvements rapides, tentent de définir une architecture de la transmission de l'information et des commandes qui expliquerait à la fois les aspects stables et variables du mouvement. Il permet l'existence d'éventuelles boucles de feedback dans la structure neuromusculaire, agissant durant l'action effectuée. Cependant, leur fonctionnement se trouve limité par un effet proportionnel, décrit dans la section 2.1.5, et il ne perturbe pas les caractéristiques fondamentales du mouvement, telles la forme générale du profil de vitesse. Le modèle $\Delta\Lambda$ représente donc le contrôle moteur des mouvements rapides à l'aide d'une boucle ouverte, responsable de l'aspect global du geste, tout en tenant compte des effets locaux du retour de l'information.

Notons finalement que la description du contrôle d'un certain mouvement doit distinguer entre l'organisation de la structure biologique qui en est responsable et la représentation la plus efficace de l'information utilisée pour contrôler la tâche. Ainsi, l'exécution d'un mouvement bien appris, tel une primitive dans un environnement stable, peut être conceptualisée comme étant effectuée en boucle ouverte, dans la mesure où les caractéristiques typiques de ce mouvement ne changent pas durant son exécution.

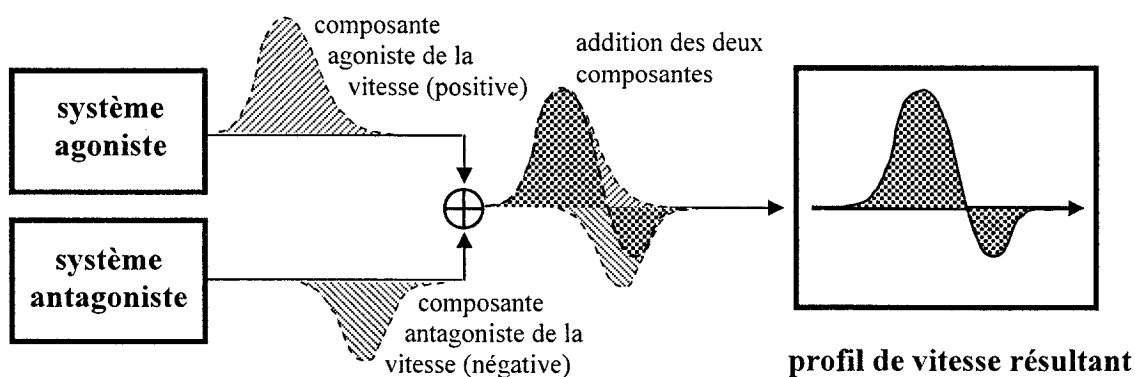
2.1.3 Hypothèse 3: synergie agoniste-antagoniste

Comme nous l'avons déjà vu dans le ch.1, on définit la « synergie » comme étant un ensemble de composantes neuromusculaires qui agissent en groupe pour effectuer un mouvement plus ou moins standardisé. Un cas simple de synergie peut être représenté par la co-activation de deux systèmes neuromusculaires qui produisent des actions

opposées: une qui s'effectue dans le sens initial du mouvement, appelée action agoniste, et une autre qui s'effectue dans le sens opposé et qui contrôle l'arrêt du mouvement. Cette dernière action est appelée « antagoniste ».

Ainsi, dans le modèle ΔA , deux systèmes neuromusculaires désignés comme agoniste et antagoniste sont à l'origine du profil de vitesse, qui est une résultante de l'addition de deux composantes de signe opposé (Plamondon 1995). Cette représentation de la génération du mouvement, illustrée par la fig. 2.1, peut sembler à priori une simplification extrême par rapport au nombre et à la variété des éléments physiologiques qui produisent le geste. Cependant, dans le cas des mouvements rapides de pointage, l'étude des similitudes entre les EMG mesurés aux articulations de l'épaule, du coude et du poignet suggère un principe de contrôle commun aux trois (Pfann et al. 1998).

Figure 2.1 La génération du profil de la vitesse dans le modèle ΔA se fait par l'intermédiaire de deux systèmes: un agoniste et un autre antagoniste.



De plus, selon une revue de littérature récente (Capaday 2005), la recherche actuelle sur le cortex moteur suggère que celui-ci contrôle les muscles de manière intégrée, en tant que systèmes fonctionnels couplés, et que ces structures intégratives représentent davantage les caractéristiques du mouvement effectué que les muscles individuels. Plus particulièrement, les connections corticales observées indiquent un couplage entre les parties distales et proximales du bras, ainsi qu'entre les muscles agonistes et

antagonistes, impliquant une possible coordination entre ceux-ci au niveau du cortex. Ces observations sont très consistantes avec la synergie représentée par le modèle $\Delta\Delta$.

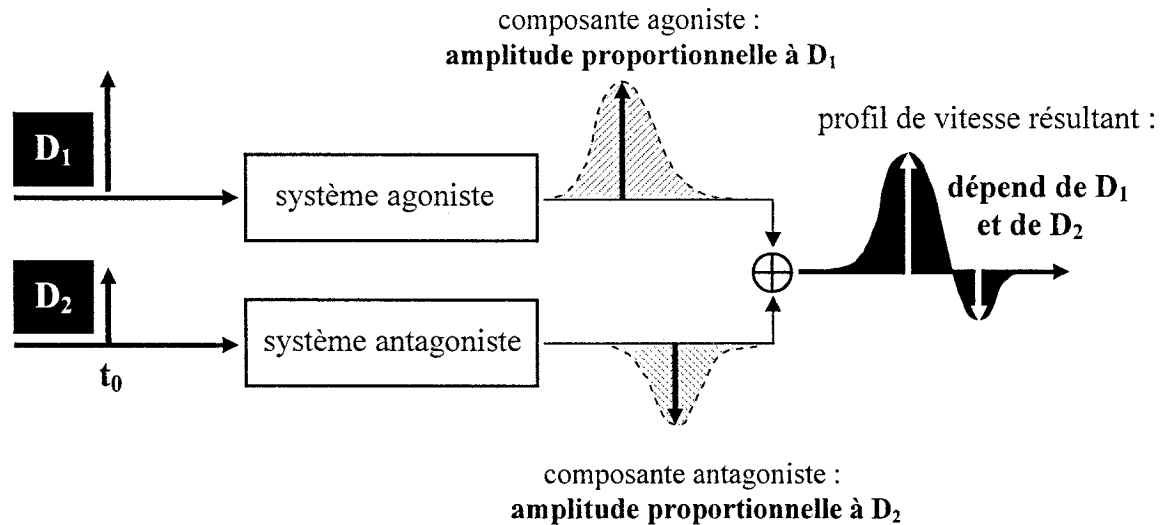
2.1.4 Hypothèse 4: approximation linéaire

Dans ses articles, R. Plamondon assume que lorsque le mouvement balistique est bien maîtrisé, les deux systèmes agoniste et antagoniste présentent un comportement assimilable à un système linéaire invariant dans le temps (Plamondon 1995). En d'autres mots, on suppose dans ces conditions une certaine stabilité et simplicité de fonctionnement qui se traduit mathématiquement par deux règles suivantes:

- 1) une addition des signaux d'entrée (i.e. des commandes) résulte dans l'addition des signaux de sortie correspondants (composantes du profil de vitesse)
- 2) un décalage temporel à l'entrée n'a d'autre effet sur la sortie qu'un décalage identique

Cette stabilité permet de représenter les deux composantes du profil de la vitesse comme étant des réponses impulsionnelles des systèmes agoniste et antagoniste à des commandes d'une amplitude donnée, émises à un temps précis. La commande associée au système agoniste est symbolisée par D_1 , celle associée au système antagoniste par D_2 . Le moment de leur émission est désigné par t_0 . La forme de la réponse de chacun des systèmes sera déterminée par ses propriétés internes (voir 2.1.5 et 2.3) et son amplitude sera proportionnelle à l'amplitude de la commande correspondante (voir la fig.2.2)

Figure 2.2 Représentation de la réponse impulsionnelle de la synergie neuromusculaire à une paire de commandes D_1 et D_2 , émises au temps t_0 , lors d'un mouvement rapide.



Ainsi, dans le cadre des hypothèses énoncées jusque là, le profil de la vitesse en fonction du temps (t) pourra être formalisé par l'expression suivante:

$$v(t) = D_1 H_1(t; t_0, \text{paramètres agonistes}) - D_2 H_2(t; t_0, \text{paramètres antagonistes}) \quad (2.1)$$

où D_1 représente l'amplitude de la commande agoniste

D_2 représente l'amplitude de la commande antagoniste

t_0 représente le moment de l'envoi des commandes

H_1 est la réponse impulsionnelle du système neuromusculaire agoniste

H_2 est la réponse impulsionnelle du système neuromusculaire antagoniste

et où on désigne par « *paramètres agonistes et antagonistes* » les caractéristiques internes des deux systèmes.

2.1.5 Hypothèse 5: effet proportionnel entre les délais

Dans cette section, nous allons présenter l'hypothèse dont va découler la détermination de la forme des fonctions H_i . Les hypothèses que nous avons de présentées jusque là servent surtout à délimiter le type des mouvements qui peut être représenté par le modèle $\Delta\Lambda$, ainsi qu'à poser les bases de son formalisme. L'hypothèse 5 est de nature différente, car elle consiste à proposer l'existence d'une propriété fondamentale dans le fonctionnement du système neuromusculaire: un effet proportionnel entre les délais cumulatifs associés aux différents éléments du système. Plus précisément, dans le contexte du modèle, on assume cette proportionnalité pour les composantes de chacun des systèmes agoniste et antagoniste. Comme le modèle ne précise pas la nature exacte de ces composantes, l'hypothèse porte davantage sur la structure de l'activation neuromusculaire que sur ses constituants. Ainsi, on propose que la durée de l'activation neuromusculaire de chaque système résulte de l'action d'un certain nombre d'éléments hiérarchisés. On assume que la contribution de chaque élément à la durée totale est proportionnelle à la durée causée par la hiérarchie subalterne à cet élément. En d'autres mots, pour un élément qui possède un i -ème rang dans la structure, on peut écrire:

$$\Delta t_i = \varepsilon_i T_{i-1} \quad (2.2)$$

où Δt_i est le délai occasionné par l'élément « i »

T_{i-1} est le délai cumulatif dû aux éléments « 1 » à « $i-1$ »

ε_i est un facteur de proportionnalité associé à l'élément « i »

L'hypothèse ne réside que dans le fait de l'existence d'une telle proportionnalité. Les valeurs des facteurs ε_i associées à chaque élément sont laissées libres et indépendantes. En tout généralité, cela équivaut à poser que la durée totale due à N éléments sera donnée par (Plamondon 1995 et Plamondon et al. 2003):

$$T_N = T_0 \prod_{i=1}^N (1 + \varepsilon_i) \quad (2.3)$$

où les facteurs ε_i sont des nombres quelconques et T_0 est un facteur d'échelle temporelle. Ainsi, la durée de l'activation neuromusculaire croît de manière multiplicative, par opposition à la manière additive, de type:

$$T_N = T_0 \sum_{i=1}^N \varepsilon_i \quad (2.4)$$

Cette dernière représentation, qui implique un système dont les composantes sont indépendantes et connectées en série, conduit à des courbes qui ne sont pas optimales pour ajuster les profils de vitesse (Alimi et Plamondon 1993 a et b, 1994). Cela indique que les systèmes neuromusculaires qui produisent le mouvement possèdent une structure d'interaction plus complexe (voir aussi la section 2.3 pour des explications plus détaillées) et qu'on ne peut pas assumer leur indépendance sur une échelle de temps linéaire. À l'origine, l'effet proportionnel fut donc posé en tant que hypothèse la plus simple pour décrire un système dont les délais ne sont pas additifs. On peut cependant y retrouver une forme d'additivité sur l'échelle logarithmique du temps. En effet, en appliquant un logarithme à l'équation (2.3), on obtient:

$$\ln(T_N) = \ln(T_0) + \sum_{i=1}^N \ln(1 + \varepsilon_i) \quad (2.5)$$

Les expressions (2.2) et (2.3) sont une manière d'explicitier mathématiquement le fait qu'on assume une certaine linéarité dans le comportement du système si celui-ci est exprimé en fonction de $\ln(t)$. Nous verrons, dans la section 2.3, qu'un tel système se comporte comme si ses composantes interagissaient de manière indépendante lorsque le temps est mis sur une échelle logarithmique, et que cette caractéristique permet de déterminer la forme des H_i . Remarquons ici que la description d'un grand nombre de

systèmes complexes gagne en simplicité lorsque leurs variables sont exprimées sur une échelle logarithmique, comme c'est le cas par exemple de tous les phénomènes qui suivent des lois de puissance (voir Plamondon et al. 2003 pour quelques exemples). Les lois de puissance sont caractéristiques des systèmes complexes, biologiques ou pas, dont le comportement s'étend sur plusieurs échelles de mesure, tout en étant restreint par des limites physiques. Au niveau temporel, des délais étalés sur plusieurs échelles semblent être une caractéristique nécessaire pour un contrôle optimal par un réseau de neurones organisé de manière hiérarchique (Paine et Tani 2005). En général, la variation des variables physiologiques est souvent à caractère multiplicatif. Par exemple, il semble que la génération de la force est assujettie à un bruit neuromoteur multiplicatif, et que la nature de ce bruit peut être en partie responsable de l'apparition de synergies neuromusculaires synchrones (Todorov 2003).

2.2 Le formalisme du modèle

Nous verrons dans la section 2.3 une présentation des preuves théoriques et expérimentales du modèle $\Delta\Lambda$. Par souci de clarté, nous allons en premier lieu décrire le formalisme de celui-ci, ainsi que définir les termes qui s'y attachent. Comme mentionné dans la section précédente (voir l'équation 2.1), le modèle $\Delta\Lambda$ représente le mouvement par un profil de vitesse résultant de l'action de deux systèmes: un agoniste, pourvu de l'indice 1, et un autre antagoniste, pourvu de l'indice 2. Ces deux actions sont des réponses impulsionnelles à une paire de commandes D_1 et D_2 émises au temps t_0 . La vitesse est définie comme étant la somme de ces deux réponses.

Chacune de ces réponses est décrite par une fonction lognormale Λ_i , dont l'amplitude est proportionnelle à la commande qui lui est associée. Ainsi, l'équation (2.1) devient:

$$v(t) = D_1 \Lambda_1(t; t_o, \mu_1, \sigma_1^2) - D_2 \Lambda_2(t; t_o, \mu_2, \sigma_2^2) \quad (2.10a)$$

avec

$$\Lambda_i(t; t_o, \mu_i, \sigma_i^2) = \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi} (t - t_o)} e^{-(\ln(t - t_o) - \mu_i)^2 / 2\sigma_i^2} \quad (2.10b)$$

où

D_1 représente l'amplitude de la commande agoniste

D_2 représente l'amplitude de la commande antagoniste

t_o représente le moment de l'envoi des commandes

Λ_1 est la réponse impulsionnelle du système neuromusculaire agoniste

Λ_2 est la réponse impulsionnelle du système neuromusculaire antagoniste

σ_i est un paramètre de forme, qui représente la variabilité combinée des délais associés aux composantes du système "i". Ce paramètre est appelé « le log temps de réponse du système » par analogie avec le paramètre σ de la fonction gaussienne

μ_i est un paramètre d'échelle, qui représente le délai moyen combiné des délais associés aux composantes du système "i". Ce paramètre est appelé "le log délai de réponse" par analogie avec le paramètre μ de la fonction gaussienne.

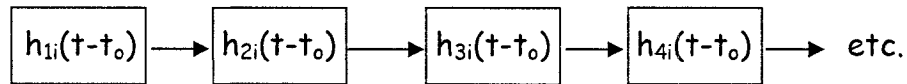
Les paramètres D_i et t_o sont donc extérieurs au système, tandis que les paramètres σ_i et μ_i font partie des ses propriétés temporelles. Nous allons nous étendre davantage sur leur signification dans le chapitre 3.

2.3 Justification du modèle

Une fois qu'on a accepté les hypothèses très générales de la section 2.1, l'équation (2.10) découle d'une déduction strictement mathématique. La preuve, qui repose sur le théorème de la limite centrale, est présentée en détail dans Plamondon et al. 2003. Nous allons ici en résumer les grandes lignes. Le théorème de la limite centrale statue que, sous des conditions générales, la convolution de plusieurs fonctions va tendre vers une courbe gaussienne (une loi normale) au fur et à mesure que leur nombre augmente, et ce, peu importe la nature de ces fonctions.

Ce théorème s'applique à un système dont les composantes sont indépendantes et connectées en série (voir fig. 2.4). Dans un tel système, le délai moyen et la durée totale seront donnés par l'addition des délais et des durées associés aux composantes.

Figure 2.4 Système « i » dont les composantes h_{ij} sont connectées en série

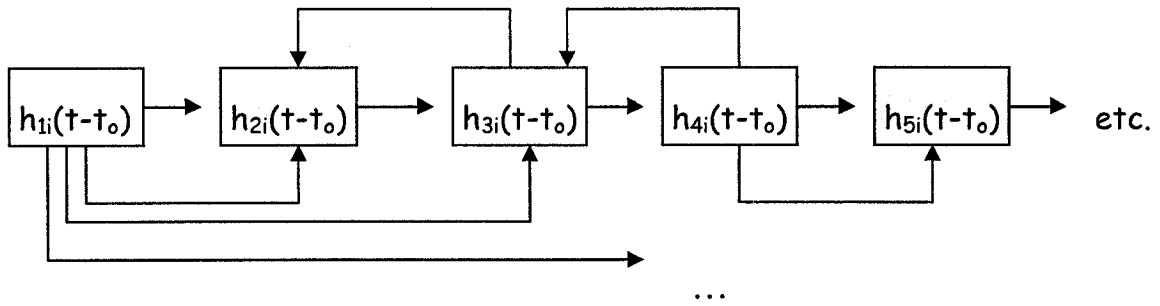


On peut en déduire (et prouver mathématiquement, comme c'est fait dans l'article mentionné ci haut) que, pour un système dont la durée et le délai suivent une progression additive, le théorème de la limite centrale implique une forme de la réponse impulsionnelle qui converge vers une gaussienne quand le nombre des composantes augmente. Comme il s'agit d'une fonction pour laquelle il a été établi qu'elle ne permet pas un ajustement acceptable des profils de vitesse individuels, on doit rejeter cette possibilité concernant le système neuromusculaire (Alimi et Plamondon 1993 a et b, 1994).

Par contre, on peut assumer qu'à la place des simples connexions en série, il existe une structure plus complexe (voir figure 2.5) qui, néanmoins, peut suivre une loi

simple dans son comportement sous certaines conditions d'opération, telles que la production d'un mouvement balistique. C'est dans ce contexte que l'hypothèse de l'effet proportionnel fut posée.

Figure 2.5 Système « i » dont les composantes h_{ij} sont connectées de manière complexe



Par contraste avec un système aux propriétés temporelles additives, on peut supposer l'existence d'un système aux propriétés temporelles multiplicatives. À titre d'illustration, une interprétation plausible de l'effet proportionnel serait de dire que l'augmentation du nombre des sous-composantes du système par un nombre arbitraire x entraîne l'augmentation de la durée de l'action de ce système par un facteur qui dépend linéairement de x . En effet, on peut utiliser la formule (2.5) pour montrer que

$$T_{N+x} \approx T_N (1 + x \langle \varepsilon \rangle) \quad (2.11)$$

où $\langle \varepsilon \rangle = \sum_{i=1}^N \varepsilon_i / N$ constitue la moyenne des facteurs ε_i (si elle existe) et où on a fait l'hypothèse que ces facteurs sont petits, i.e que $\varepsilon_i \ll 1$. Remarquons ici que $(1 + x \langle \varepsilon \rangle)$ ne dépend pas de N et que, par conséquent, l'ajout de x d'éléments au système multiplie la durée de l'action de celui-ci par un facteur qui ne dépend pas du nombre N initial.

Malgré son apparente généralité, l'hypothèse de l'effet proportionnel s'avère cruciale dans le développement du modèle. Elle permet d'utiliser l'additivité temporelle sur échelle logarithmique (voir l'éq. 2.5) afin de formaliser le système en termes du

théorème de la limite centrale qui, comme on l'avait mentionné, s'applique à un ensemble de fonctions aux délais additifs. Le théorème permet ensuite de déduire la fonction vers laquelle va tendre un système qui suit la loi de l'effet proportionnel : une gaussienne sur l'échelle logarithmique du temps. En ramenant le temps à une échelle linéaire, on obtient la fonction lognormale présentée dans la section précédente.

En plus de la déduction mathématique à la base du modèle $\Delta\Lambda$, de nombreuses études ont démontré que la fonction delta-lognormale (eq.2.10) est effectivement une bonne représentation des profils de vitesse des mouvements rapides et qu'elle est capable d'ajuster parfaitement les profils de vitesse individuels, en contraste avec beaucoup de modèles, qui utilisent des fonctions symétriques, des données moyennées, ou qui présentent des difficultés au niveau de la modélisation quantitative des mouvements (voir Plamondon et al. 1993, Alimi et Plamondon 1994, 1996, 1997, Alimi 1996 et Feng et al. 2002 et pour une étude exhaustive de la question voir Feldman et Levin 1995, Bizzi et al.1992, Flash et Hogan 1985, Uno et al.1989, Morasso et Sanguinetti 2003 et Engelbrecht 2001 pour des exemples des modèles). Ceci supporte l'idée qu'une loi de l'effet proportionnel reliée aux délais des composantes du système neuromusculaire puisse représenter une caractéristique importante de la production des mouvements rapides.

2.4 Hypothèses avancées par la thèse

Cette thèse vise à pousser plus loin la validation du modèle $\Delta\Lambda$, en ayant recours à des prédictions qui lui sont spécifiques. De plus, nous chercherons à approfondir notre connaissance des caractéristiques de la synergie neuromusculaire décrite par le modèle. Pour ce faire, nous allons étudier les mouvements rapides de pointage avec un retour, effectués sur une surface plane. Nous allons utiliser une méthode non invasive, sans

recours aux EMG, et qui se base exclusivement sur le profil de vitesse des traits effectués.

La plupart des modèles mentionnés ci haut, tels que les modèles qui utilisent un principe d'optimisation (voir Engelbrecht 2001 pour une revue), ou les modèles basés sur la théorie du point d'équilibre (Feldman et Levin 1995, Bizzi et al.1992), cherchent à représenter surtout des mouvements unidirectionnels. En contraste avec cette approche, qui traite l'aller et le retour d'un mouvement comme étant séparés au niveau du contrôle, le modèle $\Delta\Lambda$ prédit qu'un mouvement bidirectionnel rapide peut être le fruit d'une synergie agoniste-antagoniste similaire à un mouvement de pointage, basée sur une seule émission de deux commandes synchrones (Woch et Plamondon 2004). La différence entre les deux types de mouvement proviendrait alors de la calibration entre le sous-système agoniste et le sous-système antagoniste. Les aspects mathématiques de cette calibration sont traités en détail dans le chapitre 4. Les mouvements de pointage sont considérés comme étant parmi les cas les plus simples et stéréotypés de primitives. Or, comme nous l'avons vu au chapitre 1, des études récentes montrent une certaine similarité entre la synergie agoniste – antagoniste de ces mouvements et la synergie observée lors des mouvements rapides aller-retour. Par analogie, il semble donc que ces derniers constituent eux aussi des primitives aux caractéristiques stéréotypées.

Au cours de cette thèse, nous allons donc essayer de vérifier l'hypothèse que mouvement aller-retour peut constituer une primitive ayant des mécanismes de contrôle similaires à un mouvement de pointage, comme c'est prédit par le modèle $\Delta\Lambda$. Tel que présenté dans le chapitre 1, nous considérons ici qu'une primitive est constituée par l'action standardisée et répétable d'un système neuromusculaire, basée sur un contrôle simplifié d'une synergie partiellement ou entièrement automatique. Il a été démontré que les mouvements de pointage sont ajustables par une fonction delta-lognormale $\Delta\Lambda$ et qu'ils présentent ces caractéristiques (Plamondon 1995a,b et 1998). L'hypothèse que le mouvement aller-retour peut être une primitive de même famille sera confirmée s'il est possible d'ajuster aussi ce type de mouvement par une fonction $\Delta\Lambda$. Si jamais ce n'est pas le cas, i.e. si on se rend compte qu'un tel ajustement n'est pas possible, cela ne veut

pas dire pour autant que le mouvement aller-retour ne peut pas constituer une primitive à un niveau de représentation supérieur mais, cela mettrait un sérieux doute sur l'idée qu'il partage les modes de fonctionnement de base des mouvements de pointage simples.

Par contre, si on observe des mouvements aller-retour qui sont bien représentés par une fonction $\Delta\Lambda$, il sera alors possible d'utiliser le modèle pour étudier plus en détail la synergie agoniste – antagoniste qui les produit. D'une part, le modèle $\Delta\Lambda$ permet de quantifier les caractéristiques fondamentales d'une telle synergie, et d'autre part, le mouvement aller-retour se prête particulièrement bien à son analyse. En effet, la composante antagoniste du mouvement peut être plus facilement décelée dans le profil de vitesse d'un mouvement aller-retour que dans le cas d'un mouvement de pointage. Dans cette optique, l'éventuelle confirmation de l'hypothèse principale de cette thèse sera suivie par l'étude de deux corollaires:

Corollaire I: est-ce que le modèle $\Delta\Lambda$ permet de dégager des caractéristiques quantitatives de la synergie agoniste-antagoniste responsable du mouvement aller-retour étudié?

Corollaire II: dans quelle mesure les différents aspects de cette synergie dépendent du contexte expérimental et des particularités individuelles telles que l'âge et le sexe?

Pour que cette étude soit possible, nous allons établir dans un premier temps un cadre d'analyse basé sur les interprétations mathématiques et physiques des paramètres du modèle, ainsi que de leurs combinaisons. C'est l'objectif des chapitres 3 et 4.

CHAPITRE 3 : INTERPRÉTATION DES PARAMÈTRES ET DES QUANTITÉS PHYSIQUES ASSOCIÉS AU MODÈLE $\Delta\Lambda$

Dans ce chapitre, nous allons présenter de manière approfondie les différentes interprétations associées aux paramètres du modèle $\Delta\Lambda$ et à leurs combinaisons. Pour commencer, rappelons la formulation delta-lognormale du profil de la vitesse d'un mouvement rapide, telle qu'énoncée dans la section 2.2 (équation 2.10):

$$\text{vitesse} \longrightarrow v(t) = D_1 \Lambda_1(t; t_0, \mu_1, \sigma_1^2) - D_2 \Lambda_2(t; t_0, \mu_2, \sigma_2^2) \quad (3.1a)$$

avec

$$\Lambda_i(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2) = \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi} (t - t_0)} e^{-(\ln(t - t_0) - \mu_i)^2 / 2\sigma_i^2} \quad (3.1b)$$

→ Cette fonction appelée « lognormale » est utilisée en statistiques pour décrire la densité de la probabilité d'une variable t dont le logarithme naturel suit une distribution normale $N(\mu_i, \sigma_i)$. Ici, elle est décalée d'un temps t_0 , et par conséquent, définie pour $t > t_0$. Comme il s'agit à l'origine d'une probabilité, la lognormale est normalisée pour que l'aire sous la courbe soit égale à 1.

Rappelons aussi la brève définition des paramètres donnée pour l'équation (2.10) :

D_1 représente l'amplitude de la commande agoniste

D_2 représente l'amplitude de la commande antagoniste

t_0 représente le moment de l'envoi des commandes

Λ_1 est la réponse impulsionnelle du système neuromusculaire agoniste

Λ_2 est la réponse impulsionnelle du système neuromusculaire antagoniste

σ_i est un paramètre de forme, qui représente la variabilité combinée des temps de réponse des composantes du système “ i ”. Par analogie avec le paramètre σ de la fonction gaussienne, ce paramètre est appelé « le log temps de réponse du système »

μ_i est un paramètre d'échelle, qui représente le délai moyen combiné des délais associés aux composantes du système “ i ”. Ce paramètre est appelé “le log délai de réponse” par analogie avec le paramètre μ de la fonction gaussienne.

Les sections qui suivent abordent l'interprétation de ces paramètres sous trois aspects différents. Premièrement, la section 3.1 s'attache au rôle, à titre individuel, de chaque paramètre au sein du modèle. Ensuite, la section 3.2 présente quelques expressions qui combinent de manière significative plusieurs de ces paramètres. Finalement, on considère l'équation $\Delta\Lambda$ dans son ensemble dans la section 3.3.

3.1 Explication détaillée de la signification de chaque paramètre

3.1.1 Les paramètres D_i

Par définition, les paramètres D_1 et D_2 représentent les amplitudes des commandes qui agissent sur les systèmes agoniste et antagoniste, respectivement. Nous avons vu que ces paramètres multiplient les fonctions lognormales qui définissent la forme des réponses impulsionnelles de ces systèmes (eq. 3.1a). Par conséquent, D_1 et D_2 constituent aussi des paramètres d'échelle associés aux amplitudes de ces réponses, c'est-à-dire qu'ils influencent linéairement leur hauteur.

Cependant, Plamondon 1995a-b, 1998 fait remarquer que ces paramètres ont une signification plus profonde. En effet, la fonction lognormale est normalisée par définition et, par conséquent, on peut voir facilement que l'intégrale D de l'équation (3.1a) sera donnée par:

$$\begin{aligned}
 D &= \int_0^{\infty} v(t) dt \\
 &= \int_0^{\infty} \left\{ D_1 \Lambda_1(t; t_o, \mu_1, \sigma_1^2) - D_2 \Lambda_2(t; t_o, \mu_2, \sigma_2^2) \right\} dt \\
 &= D_1 \int_0^{\infty} \Lambda_1(t; t_o, \mu_1, \sigma_1^2) dt - D_2 \int_0^{\infty} \Lambda_2(t; t_o, \mu_2, \sigma_2^2) dt \\
 &= D_1 - D_2
 \end{aligned} \tag{3.2a}$$

Comme l'intégrale de la vitesse d'un objet est égale à son déplacement, on en conclut que D , la différence entre D_1 et D_2 , équivaut au déplacement de la partie distale du membre qui effectue le mouvement :

$$\text{déplacement} \longrightarrow D = D_1 - D_2 \tag{3.2b}$$

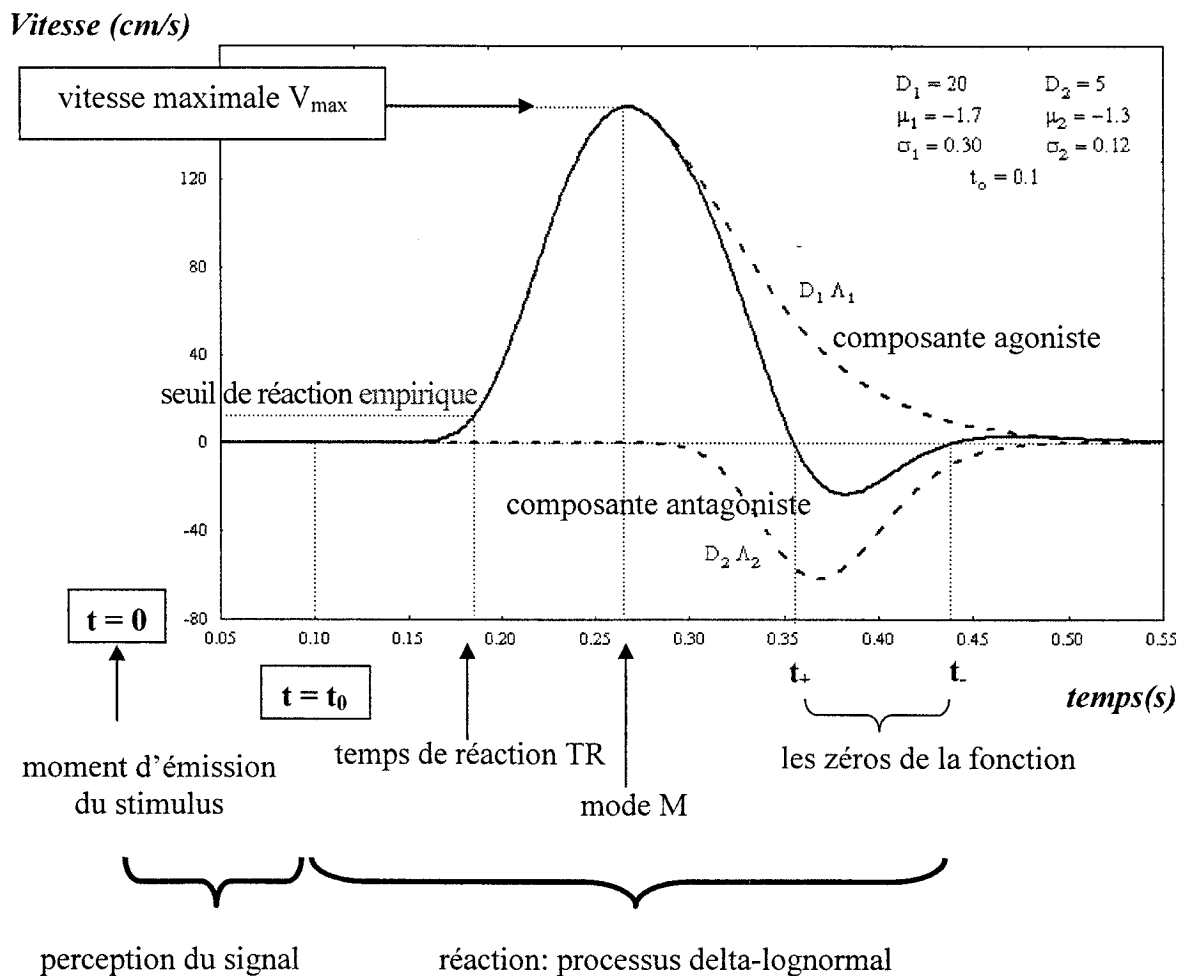
De plus, une étude de zéros de l'équation (3.1) permet de montrer que, sous certaines conditions, la durée du mouvement est reliée au rapport D_1/D_2 par une loi quadratique et, sous certaines conditions, par une loi de puissance (Plamondon 1995b).

En résumé, les paramètres D_i associés à l'amplitude des commandes sont proportionnels aux échelles de la vitesse atteinte et de la distance parcourue, tandis que le rapport D_1/D_2 est, quant à lui, relié à la durée du mouvement.

3.1.2 Le paramètre t_0

Ce paramètre représente le moment théorique de l'envoi de la paire des commandes D_1 et D_2 dans la synergie neuromusculaire. En pratique, il peut correspondre au moment où un seuil d'activation de population de neurones est atteint. Par exemple, Georgopoulos et al. 1982 ont observé dans le cortex moteur, précédant le mouvement, une décharge corrélée à la distance à parcourir. Dans le cadre du modèle, ce paramètre permet de séparer le délai associé à la perception d'un stimulus de la durée de la réaction que s'ensuit (voir figure 3.1, adaptée de Plamondon et al. 2003).

Fig. 3.1 Simulation d'un profil de vitesse delta-lognormal



3.1.3 Les paramètres μ_i

Par analogie avec la fonction gaussienne, le paramètre μ_i représente le délai logarithmique de la réponse impulsionnelle du système « i » caractérisée par une fonction Λ_i (Plamondon 1995a, Plamondon et al. 2003). En pratique, μ_i est une mesure de la rapidité moyenne de la réponse des composantes du système, et un paramètre d'échelle à la fois dans le temps et dans l'amplitude. Pour s'en convaincre, on peut réécrire l'équation (3.1b) :

$$\begin{aligned}
 \Lambda_i(t; t_0, \mu_i, \sigma_i) &= \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi} (t - t_0)} e^{-\left(\ln(t - t_0) - \mu_i\right)^2 / 2\sigma_i^2} \\
 &= \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi} (t - t_0)} e^{-\left(\ln(t - t_0) - \mu_i\right)^2 / 2\sigma_i^2} e^{-\mu_i} e^{\mu_i} \\
 &= \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi} (t - t_0) e^{-\mu_i}} e^{-\left(\ln(t - t_0) - \mu_i\right)^2 / 2\sigma_i^2} e^{-\mu_i} \quad (3.3a) \\
 &= \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi} (t - t_0) e^{-\mu_i}} e^{-\left(\ln(t - t_0) e^{-\mu_i}\right)^2 / 2\sigma_i^2} e^{-\mu_i}
 \end{aligned}$$

et démontrer ainsi que :

$$\Lambda_i(t; t_0, \mu_i, \sigma_i) = \Lambda_i\left(\left(t \times e^{-\mu_i}\right), \left(t_0 \times e^{-\mu_i}\right), 0, \sigma_i\right) \times e^{-\mu_i} \quad (3.3b)$$

Ainsi, nous pouvons voir qu'une variation de $+\Delta\mu_i$ sur le paramètre μ_i équivaut à une diminution d'amplitude de la réponse Λ_i , qui se trouve divisée par un facteur de $e^{\Delta\mu_i}$. En même temps, l'étalement dans le temps de la fonction est multiplié par ce même facteur. En d'autres mots, l'influence du paramètre μ_i sur la durée de la réponse impulsionnelle est inversement proportionnelle à son influence sur l'amplitude. De plus, la fonction atteint son pic plus tôt, encore là proportionnellement à $e^{\Delta\mu_i}$. La figure 3.2 (adaptée de

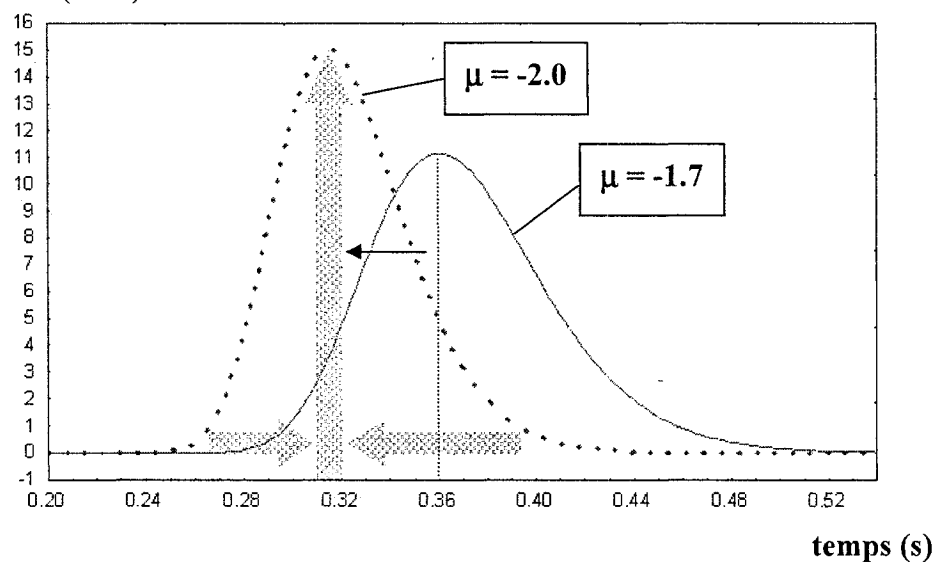
Plamondon et al. 2003) présente un exemple qui illustre la différence entre deux lognormales différenciées seulement par leur μ_i .

Fig. 3.2 L'influence de la variation du paramètre μ_i sur une fonction Λ_i .

La lognormale représentée par une ligne continue (—) possède les paramètres suivants:

$D = 1$, $t_0 = 0.185$, $\mu = -1.7$ et $\sigma = 0.2$. La lognormale en pointillés (----) possède les mêmes paramètres, excepté μ qui est égal à -2 .

amplitude (cm/s)



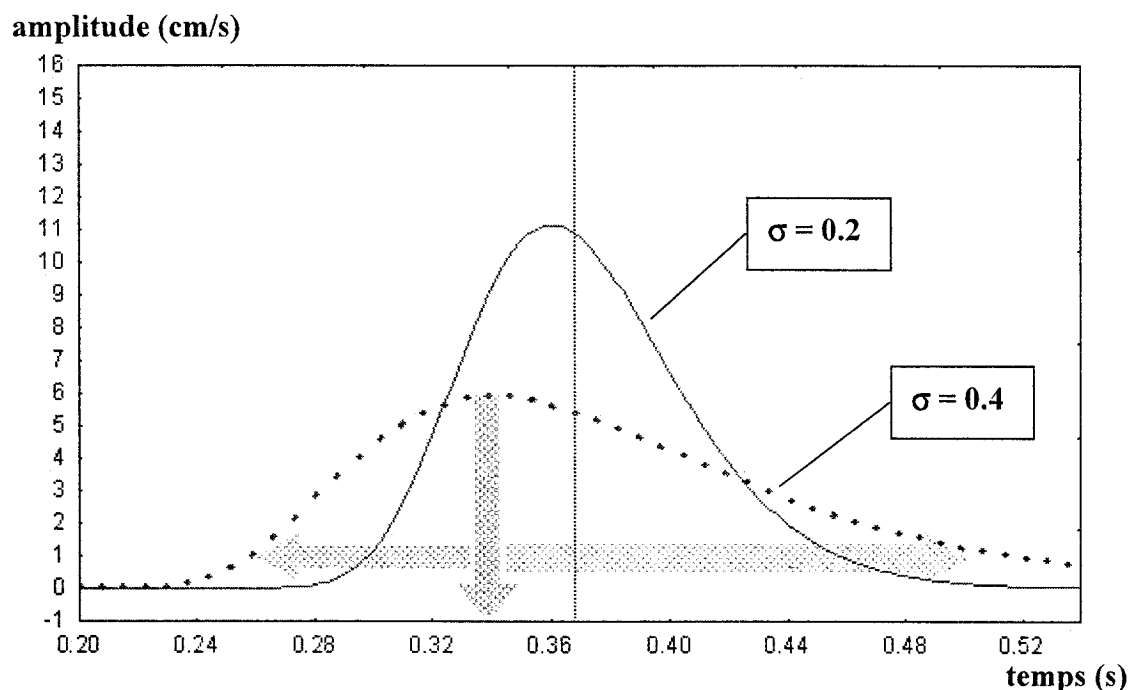
3.1.4 Les paramètres σ_i

Le paramètre σ_i est défini, par analogie avec le paramètre σ de la gaussienne, comme étant le temps de réponse logarithmique du système. Il mesure l'étalement temporel moyen des composantes du système (Plamondon 1995a, Plamondon et al. 2003). À l'instar de μ_i , σ_i influence l'amplitude et l'étalement de la fonction. Cependant, à la différence de μ_i , une variation de σ_i ne déplace pas le pic de la fonction, mais affecte plutôt l'asymétrie de celle-ci (voir la figure 3.3, adaptée de Plamondon et al. 2003). Ainsi, une variation de $+\Delta\sigma_i$ sur le paramètre σ_i entraîne un étalement et une symétrie accrus dans la fonction Λ_i , tandis que l'amplitude de celle-ci se voit diminuée.

Fig. 3.3 L'influence de la variation du paramètre σ_i sur une fonction Δ_i .

La lognormale représentée par une ligne continue (—) possède les paramètres suivants:

$D = 1$, $t_0 = 0.185$, $\mu = -1.7$ et $\sigma = 0.2$. La lognormale en pointillés (----) possède les mêmes paramètres, excepté σ qui est égal à 0.4.



Remarquons ici que la combinaison des propriétés de μ et de σ permet un contrôle de mouvement où la durée et la hauteur de la réponse restent relativement stables même si le moment où le pic est atteint varie. Pour que cela soit possible, il suffit de varier μ , tout en ajustant la valeur de σ pour compenser les changements d'étalement et de hauteur : si μ diminue, il faudrait alors que σ augmente. Dans le formalisme du modèle, cela équivaldrait à s'assurer que les composantes des systèmes neuromusculaires aient un étalement temporel important quand leur délai de réaction est court. Une telle stratégie est envisageable, puisque les humains peuvent apprendre à utiliser les différentes unités motrices de manière sélective (Nardone et al. 1989).

3.2 Interprétation des différentes combinaisons des paramètres.

3.2.1 Médiane, moyenne, mode et amplitude d'une lognormale

Dans cette section, nous allons présenter quelques quantités de base qui caractérisent une fonction lognormale: la médiane, la moyenne, le mode et le maximum. Reprenons l'équation (3.1b) et multiplions-là par l'amplitude D_i associée:

$$D_i \Lambda_i \left(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2 \right) = \frac{D_i}{\sigma_i \sqrt{2\pi} (t - t_0)} e^{-\frac{(\ln(t - t_0) - \mu_i)^2}{2\sigma_i^2}} \quad (3.4)$$

La médiane de cette fonction va représenter le moment où on atteint la moitié de son intégrale, calculée à partir de t_0 . Si on assume que la fonction lognormale représente la réponse impulsionnelle d'un système, et que l'expression (3.4) correspond à une composante de la vitesse (agoniste ou antagoniste), on peut interpréter la médiane m_i comme étant l'instant où le système parvient à couvrir la moitié de la distance qui sera causée par cette composante. Cette demi distance sera égale à $D_i/2$. La médiane d'une lognormale Λ_i est donnée par:

$$m_i = t_0 + e^{\mu_i} \quad (3.5)$$

Remarquons que la formule ci-haut peut être exprimée par:

$$\mu_i = \ln(m_i - t_0) \quad (3.6)$$

Cette dernière formulation permet de voir clairement pourquoi on définit μ_i comme étant un délai « logarithmique ».

Quant à la moyenne de l'équation (3.4), elle représente le délai moyen des différents éléments du système. Elle est exprimée par la formule suivante:

$$\bar{t}_i = (t_0 + e^{\mu_i + 0.5 \sigma_i^2}) \quad (3.7)$$

Finalement, le mode de (3.4) correspond au moment où l'amplitude maximale de la réponse impulsionnelle est atteinte. On l'obtient en faisant la dérivation :

$$\left. \frac{d\Lambda_i(t)}{dt} \right|_{t=M_i} = 0$$

Ce qui conduit à :

$$M_i = t_0 + e^{\mu_i - \sigma_i^2} \quad (3.8)$$

Ensuite, en remplaçant (3.8) dans (3.4) comme valeur de t , on trouve la valeur du maximum de la composante de la vitesse associée au système « i »:

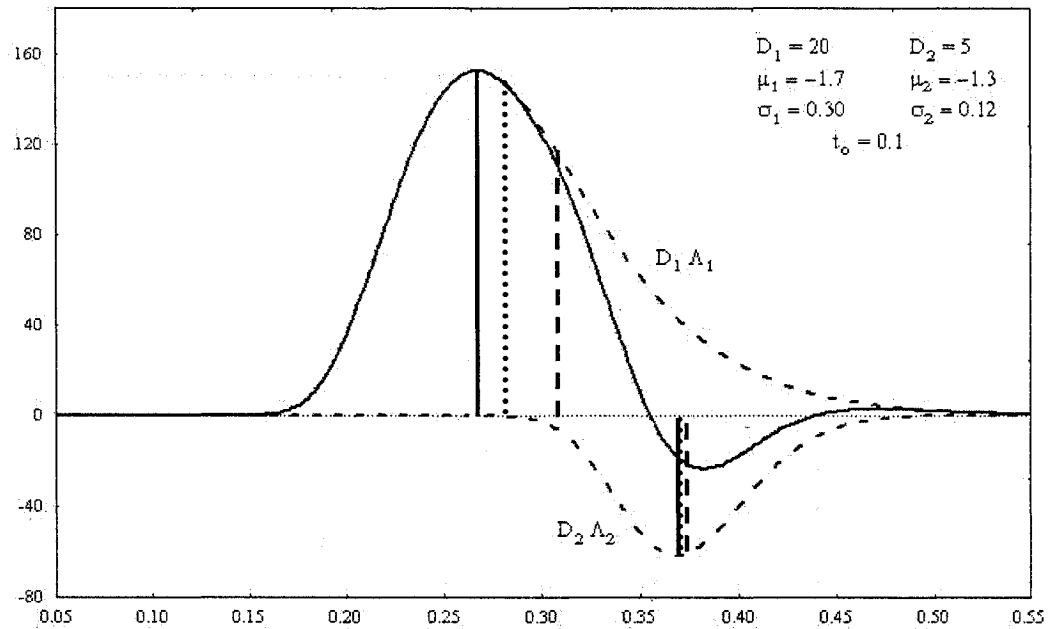
$$\begin{aligned} D_i \Lambda_{\max i} &= \frac{D_i}{\sigma_i \sqrt{2\pi} e^{\mu_i - \sigma_i^2}} e^{-(\mu_i - \sigma_i^2 - \mu_i)^2 / 2\sigma_i^2} \\ D_i \Lambda_{\max i} &= \frac{D_i}{\sigma_i \sqrt{2\pi}} e^{-\mu_i + \sigma_i^2 / 2} \end{aligned} \quad (3.9)$$

Même si elle ne s'appliquent qu'à une seule lognormale, les formules (3.8) et (3.9) peuvent être importantes dans la caractérisation du profil de vitesse final, qui met en opposition deux lognormales. Nous verrons au chapitre 5 que, dans certaines circonstances, la hauteur et le mode de Λ_1 sont une très bonne approximation de la vitesse maximale du mouvement, ainsi que du moment où celle-ci est atteinte.

Remarquons que l'ampleur de l'asymétrie de la courbe lognormale, qui peut s'exprimer par la différence qui existe entre le mode (3.8), la moyenne (3.7) et la

médiane (3.5) de la fonction, ne tient qu'à la valeur de σ_i . Pour conclure cette section, nous reprenons l'exemple de la fig.3.1 pour illustrer les quantités exposées ci-dessus.

Fig. 3.4 Médiane, moyenne, mode et amplitude des fonctions Λ_i faisant partie d'une delta-lognormale $\Delta\Lambda$.



Légende	(valeurs arrondies au centième près)		caractéristique
.....	médiane	$m_1 \approx 0.28$ $m_2 \approx 0.37$	→ « distance » moyenne
- - - - -	moyenne	$\bar{m}_1 \approx 0.30$ $\bar{m}_2 \approx 0.38$	→ délai moyen
—————	mode	$M_1 \approx 0.27$ $M_2 \approx 0.37$	→ amplitude maximale

3.2.2 L'intégrale

En général, l'intégrale d'une lognormale $\Lambda(t)$ entre les points $t = a$ et $t = b$ est donnée par :

$$\int_a^b \Lambda(t) dt = \int_a^b \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma(t-t_0)}} e^{-\frac{(\ln(t-t_0)-\mu)^2}{2\sigma^2}} dt \quad (3.10)$$

en posant $x = \ln(t-t_0)$ et $dx = \frac{1}{t} dt$, on obtient :

$$\int_a^b \Lambda(t) dt = \int_{\ln(a-t_0)}^{\ln(b-t_0)} \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} dx \quad (3.11)$$

ce qui correspond à l'intégrale sous la courbe d'une gaussienne $N(\mu, \sigma)$, calculée entre les valeurs $x = \ln(a-t_0)$ et $x = \ln(b-t_0)$. On peut donc écrire:

$$\int_a^b \Lambda(t) dt = \Pr[\ln(b-t_0)] - \Pr[\ln(a-t_0)] \quad (3.12)$$

où $\Pr[x]$ est la probabilité qu'une variable qui obéit à une loi normale $N(\mu, \sigma)$ soit inférieure ou égale à x .

Nous allons maintenant reformuler l'équation (3.12) dans le contexte du modèle. En reprenant l'équation (3.4), qui décrit la composante de vitesse agoniste ($i = 1$) et antagoniste ($i = 2$), et en sachant que, pour $a = t_0$, $\Pr[\ln(t_0 - t_0)] \Rightarrow P[-\infty] \Rightarrow 0$, on obtient :

$$D_i \int_{t_0}^b \Lambda_i(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2) dt = D_i \Pr[\ln(b - t_0)] \quad (3.13)$$

Où la loi normale associée à $\Pr[\ln(b-t_0)]$ est $N(\mu_i, \sigma_i)$. La valeur de $\Pr[\ln(b-t_0)]$ peut être trouvée à l'aide des tables. Il faut pour ça faire un changement de variable, car $\Pr[x]$ d'une loi normale $N(\mu_i, \sigma_i)$ est donnée par $\Pr[(x-\mu_i)/\sigma_i]$ d'une loi $N(0,1)$, dont les probabilités sont listées dans la littérature*. Ainsi, dans notre cas:

$$\underbrace{\Pr[\ln(b-t_0)] \text{ calculé à partir d'une loi } N(\mu_i, \sigma_i)}_{\text{est équivalent à } \Pr[(\ln(b-t_0) - \mu_i)/\sigma_i] \text{ de } N(0,1)}$$

et

$$D_i \int_{t_0}^b \Lambda_i(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2) dt = D_i \Pr \left[\frac{\ln(b-t_0) - \mu_i}{\sigma_i} \right] \quad (3.14)$$

où $\Pr[x]$ est la probabilité qu'une variable qui obéit à une loi normale $N(0,1)$ soit inférieure ou égale à x . Ainsi, par exemple, pour $\ln(b-t_0) = \mu_i$, nous aurons $\Pr[0] = \frac{1}{2}$ et l'intégrale sous la courbe sera égale à $D_i / 2$. Nous retrouvons ici la médiane de la fonction (voir (3.5)).

De manière générale, on peut définir n'importe quel temps $t = b$ par:

$$\ln(b-t_0) = \mu_i + \beta \sigma_i \quad (3.15)$$

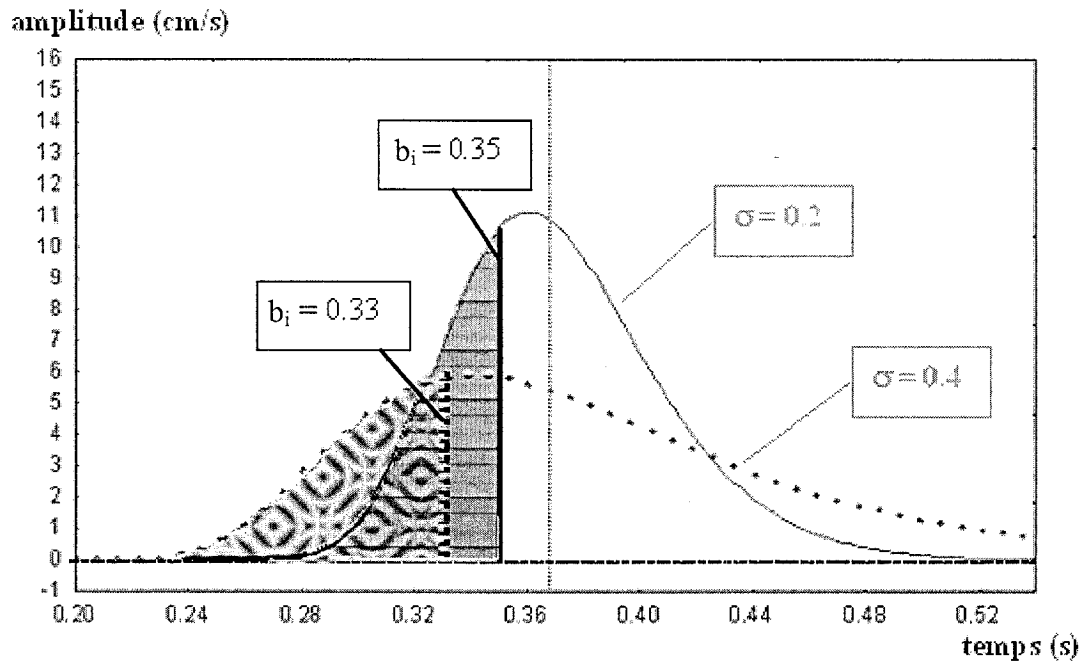
où β est un nombre quelconque. On obtient alors:

$$D_i \int_{t_0}^b \Lambda_i(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2) dt = D_i \Pr \left[\frac{\sigma_i}{\sigma_i} \right] = D_i \Pr \left[\right] \quad (3.16)$$

* par ex.: Handbook of Mathematical Functions, éd. M. Abramowitz et I. A. Stegun, 1970, p. 931 et 966
http://fr.wikipedia.org/wiki/Loi_normale
<http://perso.wanadoo.fr/jean-paul.davalan/proba/gauss/>

On voit ainsi que l'intégrale d'une lognormale entre t_0 et un délai quelconque β ne dépend que de la différence, mesurée en termes de multiples de σ_i , entre ce délai et la médiane de la fonction. Ainsi, pour des lognormales ayant des valeurs différentes de μ_i et de σ_i , les délais définis par un même facteur de proportionnalité β (voir (3.15)) vont correspondre à des intégrales identiques. La figure 3.5 montre un exemple à partir des courbes présentées dans la figure 3.3.

Fig. 3.5 Invariabilité de l'intégrale d'une fonction λ_i sur des délais définis par $b_i = t_0 + \exp(\mu_i + \beta\sigma_i)$, avec un facteur β constant. Les paramètres sont les mêmes que ceux de la figure 3.3. Pour les deux courbes, on indique un délai b_i ayant un $\beta = -0.5$ (voir (3.15)). Les intégrales entre t_0 et chacun des b_i sont égales.



3.2.3 Reformulation simplifiée de l'équation des composantes de la vitesse

Reprenons l'équation (3.4), qui décrit la composante agoniste ($i=1$) et antagoniste ($i=2$) de la vitesse. En appliquant le logarithme des deux côtés, on peut écrire:

$$\begin{aligned}\ln[D_i \Lambda(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2)] &= \ln\left[\frac{D_i}{\sqrt{2\pi\sigma_i}}\right] - \ln(t - t_0) - \frac{(\ln(t - t_0) - \mu_i)^2}{2\sigma_i^2} \\ &= \ln\left[\frac{D_i}{\sqrt{2\pi\sigma_i}}\right] - \ln(t - t_0) - \frac{1}{2\sigma_i^2} [\ln^2(t - t_0) - 2\mu_i \ln(t - t_0) + \mu_i^2]\end{aligned}$$

Ensuite :

$$\begin{aligned}\ln(t - t_0) + \frac{1}{2\sigma_i^2} [\ln^2(t - t_0) - 2\mu_i \ln(t - t_0) + \mu_i^2] &= \ln\left[\frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_i} \Lambda(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2)}\right] \\ \Rightarrow \ln^2(t - t_0) - 2(\mu_i - \sigma_i^2) \ln(t - t_0) &= 2\sigma_i^2 \ln\left[\frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_i} \Lambda(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2)}\right] - \mu_i^2\end{aligned}$$

En se servant de l'expression (3.9), qui donne l'amplitude Λ_{\max}^i , on obtient:

$$\begin{aligned}\ln^2(t - t_0) - 2(\mu_i - \sigma_i^2) \ln(t - t_0) &= 2\sigma_i^2 \ln\left[\frac{\Lambda_{\max}^i}{\Lambda(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2)} e^{\mu_i - \sigma_i^2/2}\right] - \mu_i^2 \\ &= 2\sigma_i^2 \left\{ \ln k_i(t) + \mu_i - \sigma_i^2/2 \right\} - \mu_i^2\end{aligned}\tag{3.17a}$$

$$\text{où } k_i(t) = \frac{\Lambda_{\max}^i}{\Lambda(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2)}\tag{3.17b}$$

De là, on arrive à la relation quadratique

$$a \ln^2(t - t_o) + b \ln(t - t_o) + c = 0$$

$$\begin{aligned} \text{avec: } a &= 1 \\ b &= -2(\mu_i - \sigma_i^2) \\ c &= -2\sigma_i^2 \{ \ln k_i(t) + \mu_i \} + \sigma_i^4 + \mu_i^2 \end{aligned}$$

et la solution:

$$\begin{aligned} \ln(t - t_o) &= \frac{-b \pm \sqrt{b^2 - 4ac}}{2a} \\ &= \frac{2(\mu_i - \sigma_i^2) \pm \sqrt{4(\mu_i^2 - 2\mu_i\sigma_i^2 + \sigma_i^4) + 8\sigma_i^2 \{ \ln k_i(t) + \mu_i \} - 4(\mu_i^2 + \sigma_i^4)}}{2} \\ &= (\mu_i - \sigma_i^2) \pm \sqrt{2\sigma_i^2 \ln k_i(t)} \end{aligned}$$

Donc, la relation entre t et le ratio $k_i(t) = \frac{\Lambda_{\max i}}{\Lambda(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2)}$ est:

$$\ln(t - t_o) = (\mu_i - \sigma_i^2) \pm \sigma_i \sqrt{2 \ln k_i(t)} \quad (3.18)$$

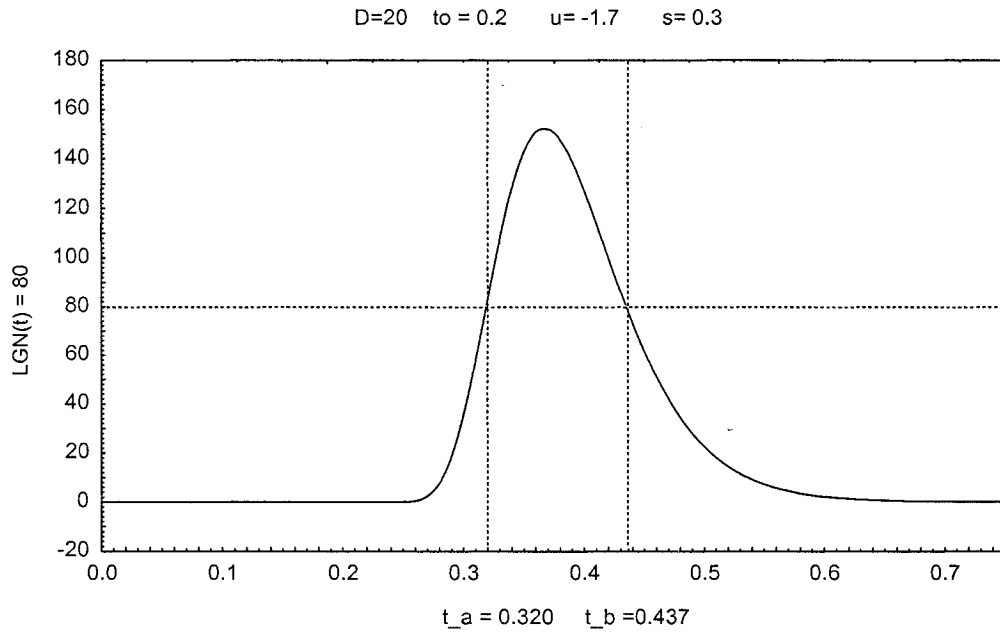
Quand $\Lambda(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2) = \Lambda_{\max i}$, i.e. $k_i(t) = 0$, l'expression (3.18) se réduit bien à (3.8) et

on peut dire que $t = M_i$. Pour $k_i(t) \neq 0$, nous obtenons deux valeurs de t pour une valeur de k_i . Cela correspond à deux valeurs possibles de t pour une même valeur de $\Lambda(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2)$. Définissons t_a et t_b tels que:

$$\begin{aligned}\ln(t_a - t_o) &= (\mu_i - \sigma_i^2) - \sigma_i \sqrt{2 \ln k_i(t)} \\ \ln(t_b - t_o) &= (\mu_i - \sigma_i^2) + \sigma_i \sqrt{2 \ln k_i(t)}\end{aligned}\quad (3.19)$$

La figure 3.6 montre un exemple de t_a et t_b pour une lognormale simulée.

Fig. 3.6 Deux valeurs de t , t_a et t_b , pour une valeur de $\Lambda(t) = 80$



3.2.4 Relation entre le déroulement temporel d'une lognormale et son mode

On peut utiliser la formule (3.8) pour exprimer (3.18) sous une forme plus compacte:

$$\ln\left(\frac{t-t_o}{M_i-t_o}\right) = \pm \sigma_i \sqrt{2 \ln k_i(t)} \quad (3.20)$$

de même, (3.19) devient: $\frac{t_a - t_o}{M_i - t_o} = e^{-\sigma_i \sqrt{2 \ln k_i(t)}}$ et $\frac{t_b - t_o}{M_i - t_o} = e^{+\sigma_i \sqrt{2 \ln k_i(t)}}$ (3.21)

Les deux équations ci-haut, multipliées l'une par l'autre, permettent de trouver une relation élégante entre t_a , t_b et M_i :

$$(t_a - t_o)(t_b - t_o) = (M_i - t_o)^2 \quad (3.22)$$

Ainsi, à partir de cette propriété de la lognormale, le modèle $\Delta\Lambda$ prédit que, suite à une commande émise à $t = t_o$, le délai $(t_a - t_o)$ nécessaire à un système neuromusculaire pour atteindre une certaine valeur de la composante de la vitesse est inversement proportionnel au délai nécessaire pour retourner à cette valeur $(t_b - t_o)$. De plus, le produit de ces deux délais demeure constant pour toutes les valeurs d'une composante de la vitesse. Si on transpose (3.22) sur une échelle logarithmique, on obtient:

$$\frac{\ln(t_a - t_o) + \ln(t_b - t_o)}{2} = \ln(M_i - t_o) \quad (3.23)$$

Cela implique que, sur une échelle logarithmique du temps, le moment où l'amplitude maximale de la réponse est atteinte se trouve à mi-chemin entre deux « délais » quelconques qui présentent un même niveau d'activation.

3.3 Quantités physiques reliées à l'équation $\Delta\Lambda$

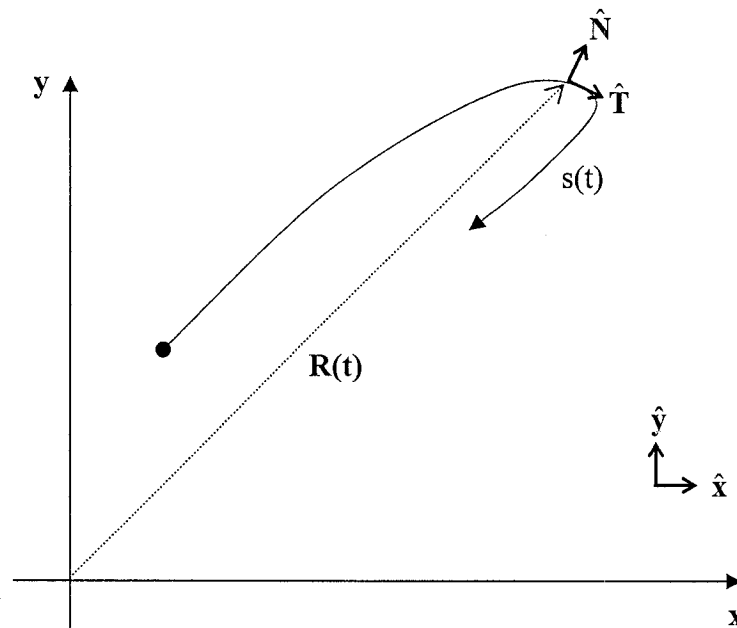
3.3.1 La vitesse

D'après le modèle $\Delta\Lambda$, le profil de vitesse d'un mouvement rapide peut être décrit avec les équations (3.1a,b). Il s'agit d'une vitesse tangentielle à la trajectoire

(module du vecteur vitesse), à laquelle on associe un signe dépendant de la direction. Cependant, avant de passer à une description détaillée, rappelons par souci de clarté quelques définitions de base concernant un mouvement et sa trajectoire.

Prenons une trajectoire quelconque. Nous pouvons définir (voir la figure ci-dessous) :

Fig. 3.7 Quantités de base associées à une trajectoire



$x(t)$ et $y(t)$	évolution de la trajectoire au niveau des coordonnées cartésiennes
$s(t) = s(x(t), y(t))$	équation qui définit la position
\hat{x} et \hat{y}	vecteurs unitaires dans la direction des axes x et y (direction constante)
$\mathbf{R}(t) = x(t) \hat{x} + y(t) \hat{y}$	vecteur qui relie la trajectoire à l'origine ($x = 0$, $y = 0$)
\hat{N} et \hat{T}	vecteurs unitaires respectivement perpendiculaire et tangent à la trajectoire (direction dépendante du temps)

L'équation générale qui décrit la grandeur et la direction de la vitesse durant la trajectoire sera donnée par :

$$\mathbf{V}(t) = \frac{d\mathbf{R}(t)}{dt} = \frac{dx(t)}{dt} \hat{\mathbf{x}} + \frac{dy(t)}{dt} \hat{\mathbf{y}} = V_x \hat{\mathbf{x}} + V_y \hat{\mathbf{y}} \quad (3.24)$$

Où V_x et V_y représentent les composantes horizontale et verticale de la vitesse. La vitesse peut être aussi exprimée sous une forme plus compacte en faisant appel au vecteur tangentiel unitaire $\hat{\mathbf{T}}$:

$$\mathbf{V}(t) = \frac{ds(t)}{dt} \hat{\mathbf{T}} \quad (3.25)$$

La norme du vecteur $\mathbf{V}(t)$, i.e. la grandeur absolue de la vitesse, sera donnée par:

$$|\mathbf{V}(t)| = \frac{ds(t)}{dt} = \sqrt{V_x^2 + V_y^2} \quad (3.26)$$

Comme il s'agit de la grandeur de la vitesse mesurée dans la direction du vecteur $\hat{\mathbf{T}}$, on dit qu'il s'agit d'une vitesse tangentielle. Cette grandeur définit aussi la grandeur absolue de la vitesse exprimée par l'équation delta-lognormale:

$$|\mathbf{V}(t)| = |\Delta\Lambda(t)| \quad (3.27)$$

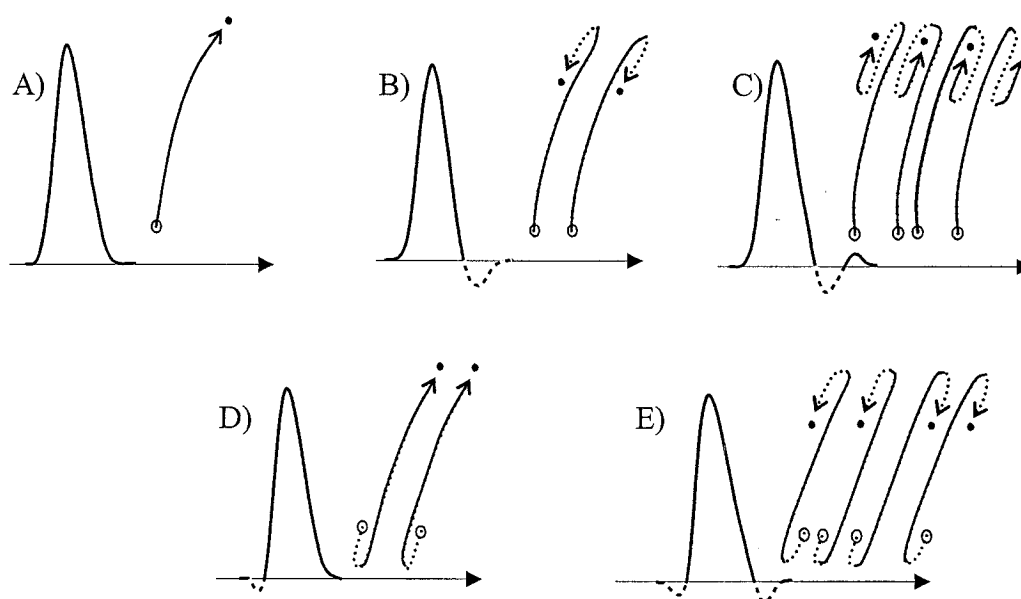
L'équation delta-lognormale (3.1) implique une vitesse qui peut être positive ou négative, dépendant de la grandeur relative de $D_1\Lambda_1(t; t_0, \mu_1, \sigma_1^2)$ par rapport à $D_2\Lambda_2(t; t_0, \mu_2, \sigma_2^2)$ au temps t :

$$V(t) = D_1\Lambda_1(t; t_0, \mu_1, \sigma_1^2) - D_2\Lambda_2(t; t_0, \mu_2, \sigma_2^2) \quad (3.28)$$

Ainsi, dans le cas d'un mouvement simple d'un point de départ à une cible, l'action agoniste au mouvement est associée à une vitesse positive, tandis que l'action antagoniste à une vitesse négative (Woch et Plamondon 2004). De cette manière, dans le cadre du modèle delta-lognormal, le signe de la vitesse dépend de la direction du mouvement. Une vitesse négative signifie que le mouvement s'est inversé par rapport à son sens initial. La figure 3.8 (tirée de Woch et Plamondon 2004) représente quelques

cas théoriques des profils de vitesse, correspondant aux types de profils habituellement observés dans les mouvements rapides, et les possibles trajectoires associées. Les parties négatives des courbes, ainsi que les portions correspondantes des trajectoires sont indiquées en pointillé.

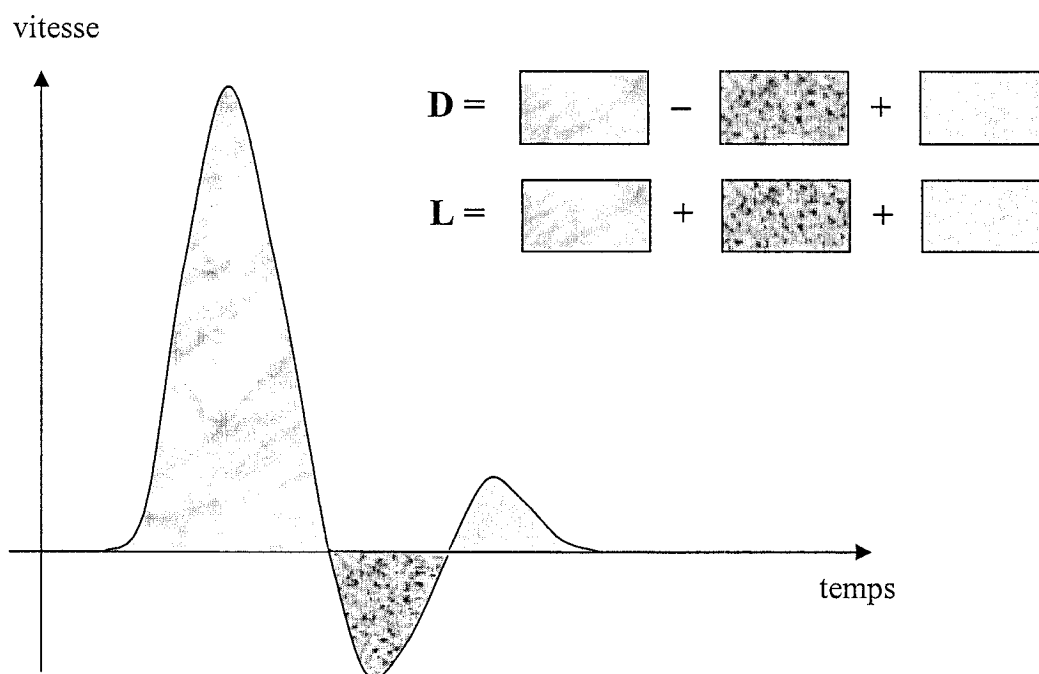
Fig. 3.8 Quelques cas théoriques des profils de vitesse et les possibles trajectoires associées. Les parties négatives des courbes, ainsi que les portions correspondantes des trajectoires sont indiquées en pointillé.



3.3.2 Le déplacement et la durée du mouvement

On peut voir par la formule (3.2a,b) que le déplacement associé au mouvement, i.e. la distance entre le point de départ et le point d'arrivée, est donné par l'intégrale du profil de vitesse qui est égale à $D_1 - D_2$. Remarquons ici que la longueur totale de la trajectoire parcourue devrait être calculée autrement. Il faudrait en effet additionner les valeurs absolues des parties positives et négatives de l'intégrale au lieu de les soustraire, comme c'est le cas pour la distance (voir figure 3.9).

Fig. 3.9 Exemple du déplacement D (distance entre la position initiale et la position finale) et de la longueur L (distance parcourue) d'un mouvement caractérisé par un profil delta-lognormal de la vitesse



Bien que le calcul du déplacement soit très simple, celui de la longueur de la trajectoire l'est beaucoup moins. Il faut en effet séparer l'intégration en plusieurs intervalles définis par les points où le profil de vitesse passe par zéro. Comme nous le verrons au chapitre

4, la détermination de ces points peut impliquer des équations assez complexes faisant appel à tous les paramètres du modèle. Ainsi, le modèle delta-lognormal suggère qu'il est probablement plus simple pour l'organisme de planifier la distance à parcourir que la trajectoire exacte.

3.3.3 La quantification des composantes agoniste et antagoniste de la vitesse

Dans cette section, nous allons nous attacher à la quantification des composantes agoniste et antagoniste de la vitesse en termes de leurs durées et de leur intensité de réponse. La durée de réponse de chacun des deux systèmes peut être estimée en utilisant l'équation (3.20). Celle-ci peut être re-écrite sous la forme suivante:

$$t_{a,b} = t_o + (M_i - t_o) \exp\left\{\pm \sigma_i \sqrt{2 \ln k_i(t)}\right\} \quad (3.29)$$

Et, en se rappelant la formule (3.8) qui donne la définition de M_i , on obtient :

$$t_{a,b} = t_o + e^{\mu_i - \sigma_i^2 \pm \sigma_i \sqrt{2 \ln k_i(t)}} \quad (3.30)$$

où $t_{a,b}$ représente deux instants où l'activation atteint une même valeur

k_i est défini par le rapport de l'amplitude maximale sur l'amplitude

de la composante aux temps $t_{a,b}$: $k_i = \frac{\Lambda_i}{\Lambda(t_{a,b}; t_o, \mu_i, \sigma_i^2)}$

À partir de (3.20), on peut définir la durée T_i de la réponse entre les deux instants t_a et t_b :

$$T_i = t_b - t_a = e^{\mu_i - \sigma_i^2} \left(e^{\sigma_i \sqrt{2 \ln k_i(t)}} - e^{-\sigma_i \sqrt{2 \ln k_i(t)}} \right) \quad (3.31)$$

Ensuite, on peut définir un seuil k_i quelconque pour lequel on considère la réponse du système effective.

Par exemple, on pourrait considérer le système comme actif à partir du moment où la composante de vitesse qui lui est associée atteint 1% de son amplitude maximale. Nous aurions alors :

$$k_i = \Lambda_i / \Lambda(t_{a,b}; t_0, \mu_i, \sigma_i^2) = 100$$

$$\text{et } \sqrt{2 \ln k_i(t)} \approx 3$$

La durée de la réponse associée à ce seuil sera donnée par :

$$T_i \approx e^{\mu_i - \sigma_i^2} \left(e^{3\sigma_i} - e^{-3\sigma_i} \right) \quad (3.32)$$

Et, dans le cas où $\sigma_i \ll 1$, on peut utiliser l'approximation $e^x \approx 1 + x$ pour écrire:

$$T_i \approx e^{\mu_i} \left(1 - \sigma_i^2 \right) \left[(1 + 3\sigma_i) - (1 - 3\sigma_i) \right]$$

$$T_i \approx 6\sigma_i e^{\mu_i} \left(1 - \sigma_i^2 \right) \quad (3.33)$$

De plus, si on considère que σ_i^2 est une quantité négligeable par rapport à 1, le résultat de l'équation ci-haut sera réduit à:

$$T_i \approx 6\sigma_i e^{\mu_i} \quad (3.34)$$

Nous pouvons voir ici que pour $\sigma_i \ll 1$, la durée de la réponse des systèmes agoniste et antagoniste sera approximativement proportionnelle à σ_i (temps de réponse logarithmique). À titre d'exemple, en comparant (3.34) avec (3.32), on estime que pour les valeurs de $\sigma_i < 0.35$ et pour le seuil d'activité se situant à 1% du maximum de la composante de la vitesse, l'erreur sur la durée de la réponse donnée par (3.34) ne dépassera pas 5%.

En suivant l'exemple mentionné ci haut (seuil d'activation à 1%), on peut définir une mesure de l'intensité de la réponse de chaque système en divisant l'intégrale sous la composante de la vitesse par sa durée. Conceptuellement, c'est équivalent à diviser la

distance parcourue lors d'un mouvement par sa durée pour calculer sa vitesse moyenne. Étant donné que la fonction lognormale est unitaire (voir la section 3.1.1), l'intégrale sera égale à D_i . Ainsi, l'intensité de la réponse A_i de chaque système « i » peut être exprimée par:

$$A_i = D_i/T_i \approx D_i / e^{\mu_i - \sigma_i^2} \left(e^{3\sigma_i} - e^{-3\sigma_i} \right)$$

$$A_i \approx D_i e^{-\mu_i + \sigma_i^2} / \left(e^{3\sigma_i} - e^{-3\sigma_i} \right) \quad (3.35)$$

Cette dernière équation peut être re-écrite en termes de l'amplitude maximale $\Lambda_{\max} i$ (voir (3.9)) :

$$A_i \approx \Lambda_{\max} i \sqrt{2\pi} \frac{\sigma_i e^{\sigma_i^2/2}}{e^{3\sigma_i} - e^{-3\sigma_i}} \quad (3.36)$$

Et, dans le cas où $\sigma_i \ll 1$, on peut utiliser de nouveau l'approximation $e^x \approx 1 + x$ pour écrire:

$$A_i \approx \Lambda_{\max} i \sqrt{2\pi} \frac{\sigma_i \left(1 + \sigma_i^2/2 \right)}{(1 + 3\sigma_i) - (1 - 3\sigma_i)}$$

$$A_i \approx \Lambda_{\max} i \frac{\sqrt{2\pi}}{6} \left(1 + \sigma_i^2/2 \right) \quad (3.37)$$

Enfin, pour les cas où $\sigma_i^2/2$ est négligeable par rapport à 1, l'approximation devient :

$$A_i \approx \Lambda_{\max} i \frac{\sqrt{2\pi}}{6} \approx 0.42 \Lambda_{\max} i \quad (3.38)$$

Cette dernière approximation produira une erreur sur A_i inférieure à 5% pour les valeurs de $\sigma_i \leq 0.2$. On voit ici que lorsque le temps de réponse logarithmique ne dépasse pas cette limite, les composantes de vitesse ayant une même amplitude maximale $\Lambda_{i \max}$ vont avoir tendance à conserver la même intensité d'activation A_i .

Une autre expression, équivalente à (3.38) et valable lorsque $\sigma_i \ll 1$, peut être développée en fonction des paramètres du modèle à partir de la formule (3.34) :

$$A_i \approx D_i / 6\sigma_i e^{\mu_i}$$

$$A_i \approx 0.17 \frac{D_i}{\sigma_i e^{\mu_i}} \quad (3.39)$$

De la même manière que (3.34), cette formule produit une erreur inférieure à 5% pour les valeurs de $\sigma_i < 0.35$. L'approximation $\sigma_i \ll 1$ est utile dans l'analyse des mouvements très rapides qui sont caractérisés par des σ_i très petits (nous verrons ce genre de mouvements plus en détails au chapitre 7). Pour ce genre de mouvements, on peut aussi caractériser une mesure de l'intensité relative de réponse de agoniste vs antagoniste:

$$\frac{A_1}{A_2} \approx \frac{D_1 \sigma_2}{D_2 \sigma_1} e^{\mu_2 - \mu_1} \quad (3.40)$$

3.3.4 La dérivée de la delta-lognormale et l'accélération du mouvement

En reprenant les définitions de la section 3.3.1, on peut écrire l'équation générale de l'accélération d'un mouvement :

$$\mathbf{A}(t) = \frac{d}{dt} \mathbf{V}(t) = \frac{d}{dt} [\mathbf{V}(t) \cdot \hat{\mathbf{T}}] = \frac{d\mathbf{V}(t)}{dt} \hat{\mathbf{T}} + \mathbf{V}(t) \frac{d\hat{\mathbf{T}}}{dt} \quad (3.41)$$

En termes du modèle delta-lognormal, cela équivaut à écrire que (voir l'équation (3.28)) :

$$\mathbf{A}(t) = \frac{d\Delta\Lambda(t)}{dt} \hat{\mathbf{T}} + \Delta\Lambda(t) \frac{d\hat{\mathbf{T}}}{dt} \quad (3.42)$$

Cette dernière expression implique que la dérivée de la fonction delta-lognormale par rapport au temps représente la composante de l'accélération qui est tangente au mouvement.

La dérivée d'une lognormale par rapport à t sera donnée par:

$$\begin{aligned} \frac{d\Lambda_i(t)}{dt} &= \frac{d}{dt} \left\{ \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_i(t-t_0)} e^{-\frac{(\ln(t-t_0)-\mu_i)^2}{2\sigma_i^2}} \right\} \\ &= \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_i} \left\{ - \left(\frac{e^{-\frac{(\ln(t-t_0)-\mu_i)^2}{2\sigma_i^2}}}{(t-t_0)^2} \right) - \left(\frac{e^{-\frac{(\ln(t-t_0)-\mu_i)^2}{2\sigma_i^2}}}{t-t_0} \frac{2(\ln(t-t_0)-\mu_i)}{2\sigma_i^2} \frac{1}{t-t_0} \right) \right\} \end{aligned}$$

En se servant de l'équation de la lognormale Λ_i (3.1b), on peut réduire cette expression à (Plamondon 1998):

$$\frac{d\Lambda_i(t)}{dt} = \frac{\Lambda_i(t)}{t-t_0} \left\{ \frac{\mu_i - \ln(t-t_0)}{\sigma_i^2} - 1 \right\} \quad (3.43)$$

En appliquant ce résultat à (3.1a), on obtient une formule générale pour la dérivée de la delta-lognormale:

$$\begin{aligned}
 \frac{dV(t)}{dt} &= \frac{d\Delta\Lambda(t)}{dt} = D_1 \frac{d\Lambda_1(t)}{dt} - D_2 \frac{d\Lambda_2(t)}{dt} \\
 &= \frac{D_1\Lambda_1(t)}{t-t_0} \left\{ \frac{\mu_1 - \ln(t-t_0)}{\sigma_1^2} - 1 \right\} - \frac{D_2\Lambda_2(t)}{t-t_0} \left\{ \frac{\mu_2 - \ln(t-t_0)}{\sigma_2^2} - 1 \right\} \\
 &= \frac{1}{t-t_0} \left\{ D_1\Lambda_1(t) \left(\frac{\mu_1 - \ln(t-t_0)}{\sigma_1^2} - 1 \right) - D_2\Lambda_2(t) \left(\frac{\mu_2 - \ln(t-t_0)}{\sigma_2^2} - 1 \right) \right\} \\
 &= \frac{1}{t-t_0} \left\{ D_1\Lambda_1(t) \left(\frac{\mu_1 - \ln(t-t_0)}{\sigma_1^2} \right) - D_2\Lambda_2(t) \left(\frac{\mu_2 - \ln(t-t_0)}{\sigma_2^2} \right) - (D_1\Lambda_1(t) - D_2\Lambda_2(t)) \right\}
 \end{aligned}$$

et finalement :

$$\frac{d\Delta\Lambda(t)}{dt} = \frac{1}{t-t_0} \left\{ D_1\Lambda_1(t) \left(\frac{\mu_1 - \ln(t-t_0)}{\sigma_1^2} \right) - D_2\Lambda_2(t) \left(\frac{\mu_2 - \ln(t-t_0)}{\sigma_2^2} \right) - \Delta\Lambda(t) \right\} \quad (3.44)$$

Cette dernière expression peut être simplifiée en utilisant la définition du mode M_i (3.8) associé à la lognormale Λ_i :

$$\frac{d\Delta\Lambda(t)}{dt} = \frac{1}{t-t_0} \left\{ D_1\Lambda_1(t) \left(\frac{\ln[(M_1 - t_0)/(t-t_0)]}{\sigma_1^2} \right) - D_2\Lambda_2(t) \left(\frac{\ln[(M_2 - t_0)/(t-t_0)]}{\sigma_2^2} \right) \right\} \quad (3.45)$$

CHAPITRE 4 : LES ZÉROS DE L'ÉQUATION $\Delta\Lambda$ ET LEUR INTERPRÉTATION

Ce chapitre concerne les conditions mathématiques qui garantissent l'existence d'un retour lorsqu'un mouvement rapide est effectué. Comme nous allons voir, dépendant de la valeur prise par les paramètres D_i , σ_i et μ_i , le modèle prédit un mouvement soit en forme de trait simple, soit des variations de forme que nous avons vu à la figure 3.8; le cas d'aller-retour étant subdivisé en deux catégories: un retour simple, et un retour qui effectue une boucle à la toute fin (le cas C de la figure 3.8). Ces différences sont déterminées par le nombre des passages par zéro de la courbe de vitesse.

4.1 Cas général : équation et discriminant

4.1.1 Solution générale pour les zéros de la fonction

On définit les zéros de la fonction delta-lognormale comme étant les moments où celle-ci devient nulle. Dans le contexte du modèle, les zéros correspondent aux instants où la vitesse tombe à zéro et la direction du mouvement est inversée. Nous verrons dans la section 4.2 que l'équation delta-lognormale permet trois cas: profil de vitesse sans zéro, avec un seul zéro ou avec deux zéros (voir la figure 3.8, où ces cas sont illustrés, respectivement par les profils A, B et D, puis C et E). On trouve les zéros par l'intermédiaire de l'équation suivante:

$$\Delta\Lambda(t_z) = D_1\Lambda_1(t_z; t_0, \mu_1, \sigma_1^2) - D_2\Lambda_2(t_z; t_0, \mu_2, \sigma_2^2) = 0 \quad (4.1)$$

où t_z symbolise le(s) moment(s) où le zéro est atteint. La solution quadratique à cette équation fut développée par R. Plamondon (Plamondon 1995b). Elle peut être écrite sous la forme suivante:

$$Ax^2 + Bx + C = 0 \quad (4.2)$$

$$\text{où} \quad x = \ln(t_z - t_0) \quad (4.3)$$

$$A = \frac{1}{2} \left(1 - \sigma_1^2 / \sigma_2^2 \right) \quad (4.4)$$

$$B = \mu_2 \left(\sigma_1^2 / \sigma_2^2 \right) - \mu_1 \quad (4.5)$$

$$C = \frac{1}{2} \left(\mu_1^2 - \frac{\mu_2^2 \sigma_1^2}{\sigma_2^2} \right) - \sigma_1^2 \left(\ln \left(\frac{D_1 \sigma_2}{D_2 \sigma_1} \right) \right) \quad (4.6)$$

La solution de cette équation est donnée par:

$$x_{\pm} = \frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A}$$

Cette solution peut être aussi exprimée de manière réduite:

$$x_{\pm} = \frac{-B \pm d}{2A} \quad (4.7)$$

où d représente le discriminant, égal à:

$$d = \frac{\sigma_1}{\sigma_2} \sqrt{(\mu_1 - \mu_2)^2 - 2 \left(\sigma_1^2 - \sigma_2^2 \right) \ln \left(\frac{D_1 \sigma_2}{D_2 \sigma_1} \right)} \quad (4.8)$$

Le discriminant détermine le nombre des zéros de la fonction. On associe deux zéros à un d positif, un seul zéro à un d nul et l'absence de zéros à un d imaginaire. Ces trois cas peuvent être exprimés à l'aide de l'expression qui est sous la racine:

$$d' = (\mu_1 - \mu_2)^2 - 2 \left(\sigma_1^2 - \sigma_2^2 \right) \ln \left(\frac{D_1 \sigma_2}{D_2 \sigma_1} \right) \quad (4.9)$$

Ainsi :

quand $d' > 0$ la fonction possède 2 zéros

quand $d' = 0$ la fonction possède 1 zéro

quand $d' < 0$ la fonction ne possède aucun zéro

La solution générale de (4.2) correspond à :

$$x_{\pm} = \frac{\mu_1 - \frac{\mu_2 \sigma_1^2}{\sigma_2^2} \pm \frac{\sigma_1}{\sigma_2} \sqrt{(\mu_1 - \mu_2)^2 - 2(\sigma_1^2 - \sigma_2^2) \ln \left(\frac{D_1 \sigma_2}{D_2 \sigma_1} \right)}}{1 - \frac{\sigma_1^2}{\sigma_2^2}} \quad (4.10)$$

4.1.2 L'interprétation du discriminant

L'expression que nous avons obtenue avec (4.9) peut être utilisée pour mieux comprendre quelles sont les caractéristiques des réponses impulsionnelles qui régissent l'apparition des zéros. En se servant de la formule (3.9), on peut définir R , le rapport entre les deux maximums associés aux composantes agoniste et antagoniste de la vitesse:

$$R = \frac{D_1 \sigma_2}{\sigma_1 D_2} e^{\mu_2 - \mu_1 + (\sigma_1^2 - \sigma_2^2)/2} \quad (4.11)$$

En utilisant l'expression ci-haut dans la formule (4.9), on obtient:

$$d' = \left(\mu_1 - \mu_2 - \sigma_1^2 + \sigma_2^2 \right)^2 - 2 \left(\sigma_1^2 - \sigma_2^2 \right) \ln R \quad (4.12)$$

Ensuite, en faisant appel à l'expression (3.8) qui décrit le mode d'une fonction lognormale, on arrive à :

$$d' = \underbrace{\left(\ln \left[\frac{M_1 - t_0}{M_2 - t_0} \right] \right)^2}_{\textcircled{1}} - 2 \underbrace{(\sigma_1^2 - \sigma_2^2)}_{\textcircled{2}} \ln R \quad (4.13)$$

où M_1 et M_2 sont les modes des fonctions Λ_1 et Λ_2 , respectivement. Remarquons que l'expression **①** peut être interprétée comme étant une mesure de la désynchronisation des deux réponses impulsionnelles en termes de leurs modes. Elle est toujours positive, nulle si les deux modes s'égalent et d'autant plus grande qu'ils sont différents. Quant à l'expression **②**, elle se traduit par une mesure de la différence de forme entre les deux réponses. En effet, la soustraction entre les paramètres σ_i^2 mesure la différence dans l'asymétrie des courbes, tandis que R correspond au rapport de leurs hauteurs. Une identité dans l'un comme l'autre cas entraîne une valeur nulle pour **②**. Ces observations permettent de reformuler qualitativement les conditions qui régissent l'existence des zéros (énoncées dans la section précédente) en termes de caractéristiques des réponses impulsionnelles:

- ➔ **$d' > 0$ et la fonction possède 2 zéros** : il existe une différence entre les délais associés aux réponses impulsionnelles agoniste et antagoniste. Cette différence est plus importante qu'une éventuelle différence au niveau de la forme.
- ➔ **$d' = 0$ et la fonction possède 1 zéro** : la différence entre les délais et la différence au niveau de forme s'annulent à l'intérieur du discriminant.

→ $d' < 0$ et la fonction ne possède aucun zéro : la différence entre les formes des deux courbes est plus importante que la différence entre les délais.

Ainsi, nous pouvons conclure de manière très générale que le modèle delta-lognormal prédit l'existence d'un retour du mouvement (donc un ou deux zéros dans la courbe de vitesse) quand le décalage temporel entre l'action agoniste et antagoniste est suffisamment important. Ceci n'a rien de surprenant. Par contre, une autre conclusion qui n'est pas aussi évidente peut être tirée relativement à la disparité dans la forme des réponses impulsionnelles des systèmes agoniste et antagoniste. La formule (4.13) implique que, pour toute paire de réponses plus ou moins désynchronisées ($\mu_1 \neq \mu_2$), il suffit qu'elles possèdent la même asymétrie ($\sigma_1 = \sigma_2$) où le même maximum ($R = 1$) pour qu'un retour sur le mouvement ait automatiquement lieu.

Dans la section suivante, nous allons présenter en détail les 3 cas de profils de vitesse possibles dans le cadre du modèle (deux zéros, un zéro et pas de zéro), et les conséquences au niveau des paramètres.

4.2 Cas particuliers des zéros

4.2.1 Aucun zéro

Un profil de vitesse n'ayant pas de zéros peut être obtenu de deux manières:

- I) les deux réponses impulsionnelles possèdent un même temps de réponse logarithmique, ainsi qu'un même délai logarithmique ($\mu_1 = \mu_2$ et $\sigma_1 = \sigma_2$). Le profil de vitesse résultant n'est qu'une lognormale d'amplitude $D_1 - D_2$.

II) le discriminant possède deux racines imaginaires, i.e. :

$$(\mu_1 - \mu_2)^2 < 2 \left(\sigma_1^2 - \sigma_2^2 \right) \ln \left(\frac{D_1 \sigma_2}{D_2 \sigma_1} \right) \quad (4.14)$$

Dans le cas II, observons que $(\mu_1 - \mu_2)^2$ est une quantité toujours positive, ce qui implique que $\left(\sigma_1^2 - \sigma_2^2 \right) \ln \left(\frac{D_1 \sigma_2}{D_2 \sigma_1} \right)$ doit l'être aussi afin de satisfaire à la condition. Or, cette quantité peut être positive de deux manières :

$$\begin{aligned} \left(\sigma_1^2 - \sigma_2^2 \right) \ln \left(\frac{D_1 \sigma_2}{D_2 \sigma_1} \right) > 0 & \Leftrightarrow \\ \sigma_1 > \sigma_2 \quad \text{ET} \quad D_1 \sigma_2 > D_2 \sigma_1 & \quad (\rightarrow D_1 > D_2) \\ \text{OU} \quad \sigma_1 < \sigma_2 \quad \text{ET} \quad D_1 \sigma_2 < D_2 \sigma_1 & \quad (\rightarrow D_1 < D_2) \end{aligned} \quad (4.15)$$

Dans un cas typique où la commande agoniste est plus grande que la commande antagoniste ($D_1 > D_2$), le cas II peut être ainsi ramené à la condition $\sigma_1 > \sigma_2$ pour une paire des μ_i quelconques, mais suffisamment proches pour satisfaire (4.14). Notons ici que les inégalités (4.15) représentent une condition nécessaire mais non suffisante pour l'apparition d'un profil sans zéros.

On peut donc conclure que, à l'exception d'une concordance parfaite entre les paramètres des réponses impulsionnelles (cas I), l'absence de zéro dans un profil de vitesse d'un mouvement typique ($D_1 > D_2$) impliquera une certaine synchronisation des délais des systèmes agoniste et antagoniste. De plus, le temps de réponse du système agoniste devra être plus long que celui du système antagoniste ($\sigma_1 > \sigma_2$).

4.2.2 Un seul zéro

Encore là, il s'agit d'un profil qui peut être obtenu de deux manières différentes:

- I) les deux réponses impulsionnelles possèdent un même temps de réponse logarithmique ($\sigma_1 = \sigma_2$), mais pas le même délai logarithmique ($\mu_1 \neq \mu_2$). Dans l'équation (4.2), on obtient alors un cas linéaire puisque $A = 0$. La solution de cette équation est donnée par

$$x = \frac{\mu_1 + \mu_2}{2} + \frac{\sigma^2}{\mu_1 - \mu_2} \ln \left(\frac{D_1}{D_2} \right) \quad (4.16)$$

- II) le discriminant possède une racine, i.e. :

$$(\mu_1 - \mu_2)^2 = 2 \left(\sigma_1^2 - \sigma_2^2 \right) \ln \left(\frac{D_1 \sigma_2}{D_2 \sigma_1} \right) \quad (4.17)$$

La solution de cette équation est donnée par :

$$x = \frac{\mu_1 - \mu_2 \sigma_1^2 / \sigma_2^2}{1 - \sigma_1^2 / \sigma_2^2} \quad (4.18)$$

Bien que ces deux solutions soient différentes, elle ont un point en commun: dans les deux cas, il existe une équation mathématique qui relie les paramètres des réponses impulsionnelles agoniste et antagoniste ($\sigma_1 = \sigma_2$ ou l'éq. (4.17)). On peut alors conclure que l'existence d'un seul zéro implique une relation contraignante entre les deux. Notons aussi que, contrairement au cas linéaire, le cas II permet $\mu_1 = \mu_2$ à condition que $D_1 \sigma_2 / D_2 \sigma_1 = 1$.

4.2.3 Deux zéros

C'est le seul profil dont l'occurrence n'implique qu'un seul cas au niveau des contraintes sur les paramètres. En effet, il faut que :

$$(\mu_1 - \mu_2)^2 > 2 \left(\sigma_1^2 - \sigma_2^2 \right) \ln \left(\frac{D_1 \sigma_2}{D_2 \sigma_1} \right) \quad (4.19)$$

Comme $(\mu_1 - \mu_2)^2$ est une quantité positive par définition, l'inégalité (4.19) sera toujours satisfaite (condition suffisante mais non nécessaire) si l'expression de droite est négative. Pour que cela soit possible, les σ_i et les D_i doivent satisfaire aux conditions inverses de celles énoncées dans (4.16). Ainsi, pour un cas typique où

$D_1 > D_2$, nous aurons aussi $\sigma_1 < \sigma_2$, et pour le cas plus inhabituel où $D_1 < D_2$, l'inégalité entre les σ_i sera inversée : $\sigma_1 > \sigma_2$.

En d'autres termes, si la réponse du système (agoniste ou antagoniste) qui a reçu la commande d'amplitude D_i la plus grande possède le temps de réponse (traduit par σ_i) le plus court, alors le profil de vitesse aura nécessairement deux zéros.

Les conditions que nous avons énoncées jusque là sont synthétisées dans la section suivante.

4.2.3 Résumé des prédictions du modèle

Les différentes conditions que nous avons vues jusque là ont été présentées en fonctions des trois types de profil de vitesse qui sont possibles selon le modèle delta-lognormal. À la page suivante, on voit un tableau de synthèse qui, pour les différentes contraintes imposées aux paramètres, affiche le nombre de zéros possibles dans le profil associé (tableau 4.1). Ainsi, dans les trois premières rangées, on peut voir les profils possibles quand il existe des paires de paramètres agonistes et antagonistes qui sont égaux. Ensuite, nous présentons les profils possibles quand la relation $\frac{\sigma_1}{\sigma_2} = \frac{D_1}{D_2}$ est satisfaite, ainsi que les différents cas associés à l'expression (4.9), qui est reliée au discriminant.

Le tableau 4.1 à la page suivante met en lumière plusieurs propriétés du modèle delta-lognormal. Par exemple, on remarque que les cas particuliers A, B et C ont lieu seulement quand $\sigma_1 = \sigma_2$. D'ailleurs, l'égalité $\sigma_1 = \sigma_2$ implique un profil de vitesse possédant au maximum un seul zéro. D'un autre côté, l'égalité au niveau des commandes ou au niveau des log délais μ_i peut produire chacun des trois profils possibles.

De manière générale, on observe aussi que le cas avec deux zéros est celui qui implique le moins de corrélation entre les paramètres parmi les différents profils possibles, tandis que le cas avec un seul zéro nécessite au moins une équation mathématique qui relie les paramètres du système agoniste et antagoniste. Les deux autres profils possibles peuvent exister par l'intermédiaire d'une contrainte plus faible : une inégalité.

	A	B	C	
$\sigma_1 = \sigma_2$	\times	\times	\times	\sqrt
$\mu_1 = \mu_2$	\times	\sqrt	\sqrt	\sqrt
$D_1 = D_2$	\times	\times	\sqrt	\times
$\frac{\sigma_1}{\sigma_2} = \frac{D_1}{D_2}$	\times	\times	\times	\times
	\sqrt	\sqrt	\sqrt	\times
	\times	\times	\times	\sqrt
	\times	\times	\times	\times
nb zéros	0	0	0	0
	1	1	1	1
	1	2	2	2
	1	2	2	2
	1	2	2	2

**TABLEAU 4.1 : Les conditions imposées sur les paramètres
vs le nombre des zéros du profil de vitesse**

Légende: × propriété non satisfaite

✓ propriété satisfaite

chaque colonne verte représente un cas différent de courbe
avec les propriétés cochées en rouge et le nombre de zéros
indiqué à la dernière ligne

les colonnes sélectionnées en bleu indiquent des cas particuliers:

A → la courbe est réduite à une seule lognormale

B, C \rightarrow le cas linéaire

CHAPITRE 5 : LE PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

5.1 Justification du choix de l'expérience

Le choix d'étudier le mouvement aller-retour est motivé tant par la possibilité qu'il offre de vérifier une prédiction du modèle, que par le fait qu'il permet d'étudier la synergie agoniste-antagoniste, c'est-à-dire la coopération entre le système neuromusculaire responsable d'initier le mouvement et le système responsable de le freiner. En effet, lors de l'analyse des données, il est plus facile d'isoler l'action de chacun des deux systèmes dans un mouvement aller-retour que dans un mouvement au sens unique, où les deux composantes de vitesse se confondent davantage.

Comme nous l'avons vu au chapitre 1, les mouvements complexes semblent se composer d'unités plus simples, à l'image du langage, appelées « primitives du mouvement ». Les mouvements très rapides, par leur simplicité et le rôle réduit du feedback neuromusculaire dans leur exécution, sont des candidats d'intérêt dans l'étude et la recherche des primitives. L'analyse et la définition de ces unités se basent habituellement sur l'isolation des profils de vitesse en forme de cloche unique, pour des mouvements effectués dans une seule direction. Toutefois, le modèle $\Delta\Lambda$ prédit la possibilité de primitives qui présentent un retour sur le mouvement et possèdent deux ou trois cloches de vitesse. D'après le modèle, c'est l'ajustement de l'action agoniste et antagoniste entre elles, au niveau du temps et de l'amplitude, qui détermine le type de la primitive effectuée (avec ou sans retour).

Le but de l'expérience est de montrer, d'une part, que les mouvements rapides contenant un aller-retour peuvent présenter les caractéristiques d'une primitive et,

d'autre part, que le modèle $\Delta\Lambda$ permet de décrire précisément ces caractéristiques, au niveau des systèmes agoniste – antagoniste et de la commande.

Finalement, on a choisi pour l'expérience deux groupes d'âge, hommes et femmes, afin d'étudier les différences entre ces deux groupes lors de l'exécution d'un mouvement aller-retour. Comme nous l'avons présenté dans la section 1.2.1 du chapitre 1, l'effet le plus connu de l'âge sur la performance motrice est l'augmentation importante de la durée du mouvement chez les personnes âgées. D'autres effets observés sont: l'apparition d'une déficience dans la coordination, une segmentation plus forte du mouvement, des modifications aux synergies musculaires, ainsi qu'un temps de réaction prolongé. Si nous confirmons l'hypothèse de départ de cette thèse, que le mouvement aller-retour peut constituer une primitive similaire à un mouvement unidirectionnel, il sera intéressant de voir si certains de ces phénomènes, dus à l'âge, seront présents. Si oui, on pourra peut-être observer dans quelle mesure ils peuvent être associés à des changements des propriétés des primitives, et dans quelle mesure ils conduisent à la dégradation, voire la disparition de ces primitives. Par ailleurs, un des aspects les plus intéressants à explorer et étudier sera aussi l'existence éventuelle de caractéristiques universelles, indépendantes de l'âge et du sexe, des primitives observées.

5.2 Le recrutement et les caractéristiques du groupe étudié

Le groupe des sujets ayant participé à l'expérience se répartit comme suit: 14 sujets au total, dont 4 femmes âgées de 63 à 69 ans, 3 hommes âgés de 63 à 70 ans, 4 femmes âgées de 26 à 28 ans, et 3 hommes âgés de 27 ans. Dans le texte qui suit, les personnes ayant 26 à 28 ans sont identifiées comme « jeunes », et celles ayant 63 à 70 ans, comme étant « âgées ». Les participants furent sollicités parmi les connaissances à l'intérieur et à l'extérieur de l'École Polytechnique. Leur participation s'est faite sur une base volontaire, sans autre compensation qu'un cadeau symbolique offert par le

Laboratoire Scribens. Chaque personne n'est venue qu'une fois, pour une expérience qui, en tout, durait au maximum une heure.

Avant de procéder, le laboratoire avait obtenu une permission du comité d'éthique de l'école Polytechnique de Montréal, qui est réglementaire pour toute expérience impliquant des sujets humains. Ensuite, après des explications détaillées quant à la nature, le but et le déroulement de l'expérience, nous avons demandé à chaque sujet de lire un bref résumé de ces informations et de signer un formulaire de consentement (voir la figure 5.1).

Finalement, avant de commencer la collecte de données, nous avons fait passer à chaque sujet un questionnaire confidentiel concernant la latéralité et l'état de santé général du sujet, pour connaître l'éventuelle différenciation du groupe dans ces aspects. La figure 5.2 présente un exemple de questionnaire et la figure 5.3, une synthèse des informations recueillies sur le groupe des sujets. Afin de conserver la confidentialité, chacun d'eux est identifié par un numéro.

LABORATOIRE SCRIBENS

Formule de consentement pour ma participation à un projet de recherche

En ce _____ jour de _____ de l'année _____

je, _____ né(e) le _____

consens, par la présente, à participer au projet de recherche intitulé:

Étude et analyse des paramètres cinématiques des mouvements rapides

Je reconnais avoir été informé de façon satisfaisante sur la nature de ma participation au projet qui est brièvement décrit ci-dessous et dont les personnes responsables sont:

Réjean Plamondon, Ph. D.
Chercheur et directeur général

École Polytechnique de Montréal
Dép. de génie informatique et électrique
Laboratoire Scribens
Tél. : 340-4711, ext. 4943

courriel: rejean.plamondon@polymtl.ca

Anna Woch, M. Sc.
Étudiante au doctorat

École Polytechnique de Montréal
Dép. de génie informatique et électrique
Laboratoire Scribens
Tél. : 340-4711, ext. 4095 ou ext. 5232

courriel: woch@scribens.polymtl.ca

Le projet s'inscrit dans le domaine de la modélisation des mouvements humains. Il s'agit de recueillir et d'analyser les caractéristiques d'un grand nombre de mouvements simples sur un plan; dans notre cas, le mouvement sera un trait de crayon sur une tablette électronique. Le but de la recherche est de développer un modèle mathématique qui permettrait de décrire et, possiblement, d'expliquer les profils de vitesse et les temps de réaction obtenus.

Le sujet devra faire un trait rapide sur la tablette à chaque fois qu'il aperçoit un signal sonore et lumineux. Il utilisera sa main dominante. Le trait se fera dans la direction nord-est pour les droitiers, et la direction nord-ouest pour les gauchers.

L'expérience commence par quelques minutes d'entraînement. Ensuite, le générateur émet des signaux en série, avec des délais variés de l'ordre de quelques secondes. Le sujet doit faire un trait sur la tablette à chaque fois. Le tout dure environ une heure, avec des blocs de prise des données de quelques minutes, séparés par des pauses un peu plus brèves. En tout temps, le sujet peut prolonger une pause ou arrêter l'expérience s'il se sent fatigué et ou incommodé.

Les informations sur le sujet retenues à la fin de l'expérience sont: son âge, son sexe, sa main dominante, ses temps de réaction et ses profils de vitesse. La banque des données est anonyme; à chaque sujet on associe un numéro et on garde cette information dans un fichier séparé. En tout temps, le sujet peut consulter les données recueillies sur lui.

Consentement

La nature de l'étude, les procédés utilisés, les risques et bénéfices que comporte ma participation à cette étude m'ont été expliqués. J'accepte que l'information recueillie puisse être utilisée pour des fins de communication scientifique et professionnelle et il est entendu que l'anonymat sera respecté à mon égard. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses qui m'ont satisfait. Je, soussigné, accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans que cela ne nuise aux relations avec l'équipe de recherche et autres intervenants et ce, sans préjudice d'aucune sorte.

En signant ce formulaire, je ne renonce aucunement à mes droits. Je reconnais avoir reçu une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement.

signature du sujet

date

signature du témoin

date

Fig. 5.1 Formulaire de consentement

TEST DE LATÉRALITÉ

Pour les activités manuelles suivantes, choisir :

- ☐ DD tâche effectuée toujours de la main droite
- ☐ GG tâche effectuée toujours de la main gauche
- ☐ D tâche effectuée le plus souvent de la main droite
- ☐ G tâche effectuée le plus souvent de la main gauche
- ☐ A tâche ambidextre, aucune préférence

- écrire
- lancer une balle
- ouvrir une porte
- enfoncer un clou
- se brosser les dents
- se peigner
- découper avec un ciseau
- couper avec un couteau
- balayer (quelle main la plus haute sur le balai)

Évaluation des yeux

- Vision normale/myope/hypermétrope ?
- Correction de la vision?
- Un œil plus fort l'autre? Lequel?
- Préférence d'un œil pour viser dans un objectif?

Évaluation des membres inférieurs

- De quel pied vous préférez de frapper un ballon?
- Quel pied vous levez en premier en montant une marche?

Fig. 5.2a Questionnaire de latéralité et santé

<p style="text-align: center;">CONDITION MOTRICE</p> <p>→ Antécédents médicaux qui ont affecté les fonctions motrices?</p> <p>→ État de santé présent?</p> <p>→ Activité(s) physique(s) fréquente(s)? Si oui, de quel type? Est-qu'elle(s) nécessite(nt) des mouvements rapides et/ou précis?</p> <p>→ Mode de vie actif ou sédentaire?</p> <p style="text-align: center;">ÉTAT GÉNÉRAL DU SUJET LORS DE L'EXPÉRIENCE</p> <p>→ Fatigue?</p> <p>→ Sommeil?</p> <p>→ Stress?</p> <p>→ Heure du dernier repas?</p>

Fig. 5.2b Questionnaire santé

Comme nous pouvons le constater dans la fig. 5.3, tous les sujets à l'exception du sujet nr 11 peuvent considérés droitiers. Cela n'empêche pas le fait que la dominance d'un œil sur l'autre est plutôt variable. Aussi, contrairement aux personnes jeunes, dont la majorité est en bonne santé, 5 sur 7 personnes âgées présentent des problèmes qui peuvent ou ont pu affecter leur contrôle moteur. Toutefois, la majorité des sujets juge leur état « bon » au moment de l'expérience et ne se plaint pas d'inconfort majeur durant celle-ci. Nous verrons que, bien que leur performance soit variable, tous les sujets ont complété l'expérience et ont réussi à exécuter la tâche demandée.




#	a	s	Latéralité			S	A	E	remarques
									
1	63	F	DD	G	DD	P	oui	Bon	inconfort de la main droite - kystes
2	64	M	DD	d	DD	P	oui	Bon	--
3	68	F	DD	d	DD	P	oui	Bon	raideur de doigts
5	28	F	D	dG	DD	B	oui	Bon	--
6	27	M	D	G	DD	B	oui	Bon	--
7	29	F	DD	D	DD	B	oui	Bon	--
8	65	F	DD	d	DD	B	oui	Bon	--
9	27	M	DD	d	DD	B	oui	Bon	légère douleur musculaire; piano
10	29	F	D	d	DD	P	non	Moy	majeur foulé il y a 1.5 mois
11	26	F	G	g	A	B	oui	Bon	--
12	69	F	DD	g	DD	P	oui	Bon	bras se fatigue facilement
13	27	M	DD	dG	D	B	oui	Bon	--
14	69	M	DD	g	A	B	non	Bon	--
15	70	M	D	d	DD	P	non	Bon	Force réduite dans le bras

Fig. 5.3 Résultats du questionnaire de latéralité et santé

Légende

numéro d'identification du sujet (note: les données du sujet 4 furent perdues lors d'une erreur de transmission)

a âge du sujet

s sexe du sujet (F – femme, M – homme)

Latéralité

la main : dominance parfaite de la main droite (DD) ou gauche (GG), dominance partielle de la main droite (D) ou gauche (G), ambidextre (A)



l'œil : un œil (D – droit / G – gauche) est plus fort que l'autre et/ou un œil est préféré pour regarder dans l'objectif (d – droit / g – gauche)



le pied : dominance parfaite du pied droit (DD) ou gauche (GG), dominance partielle du pied droit (D) ou gauche (G), ambidextre (A)

S santé : P - problème pouvant affecter la motricité présentement, p – problème pouvant affecter la motricité dans le passé, B – bonne santé

A mode de vie actif et/ou sport régulier? Oui/non

E état du sujet au moment de l'expérience (pas de sommeil, pas de fatigue, ...)

5.3 Matériel utilisé

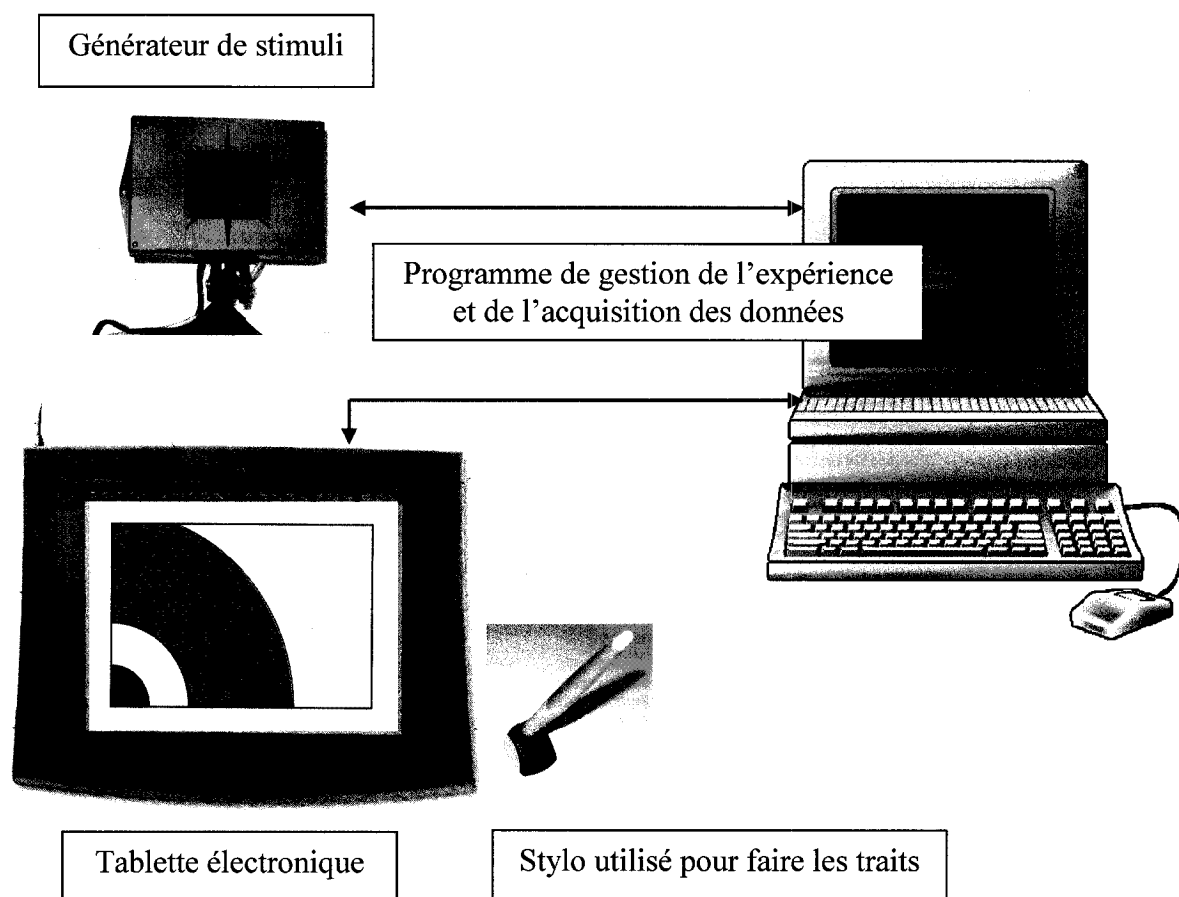


Fig. 5.4 Schéma du matériel utilisé pour l'expérience

Générateur de stimuli – il s'agit d'un générateur de stimuli lumineux (diodes électroluminescentes) et sonores (haut-parleur). La fréquence et le volume du son, ainsi que le déclenchement et la durée des deux stimuli, sont ajustables (Guerfali et Plamondon 2000).

Tablette numérique – tablette de la firme WACOM, modèle SD-510C, qui permet d'enregistrer les coordonnées d'un mouvement effectué à sa

surface avec une précision temporelle de 100 Hz. La précision spatiale est de 1000 lignes/pouce, selon les deux axes x et y.

Stylo pour faire les traits – stylo qui communique électroniquement avec la tablette

Programme d'acquisition – programme établi au laboratoire Scribens (Guerfali et Plamondon 2000) pour contrôler à la fois le comportement du générateur des stimuli et l'acquisition des données (voir les sections suivantes pour plus de détails)

5.4 Déroulement de l'expérience

Chaque expérience impliquant un nouveau sujet dure au maximum une heure. Au tout début, après la signature du formulaire du consentement, on explique au sujet en détail la tâche à effectuer. Celle-ci contient 6 étapes :

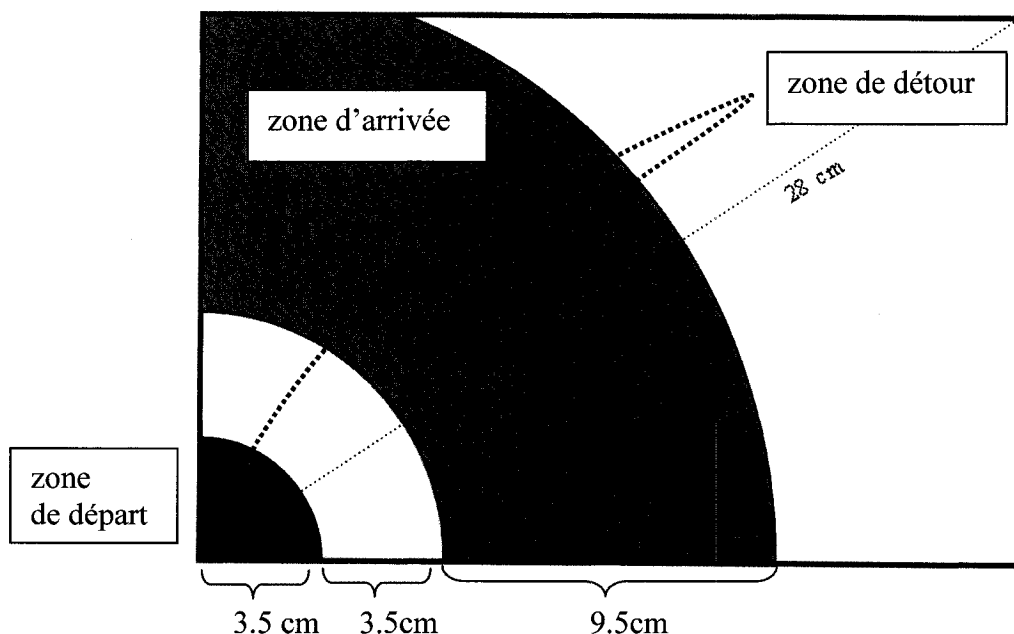


Fig. 5.5 Illustration de la tâche demandée aux sujets

- 1) attendre la pulsation du générateur des stimuli, qui indique que le système est prêt
- 2) placer le crayon dans la région rouge indiquée sur la tablette
- 3) dès que la présence du crayon est enregistrée par le système, la pulsation s'arrête
- 4) attendre* alors le stimulus visuel (lumière rouge) et sonore (300Hz) simultanément
- 5) dès que celui-ci apparaît, effectuer le plus rapidement possible un trait continu sur la tablette, partant de la région rouge, dépassant la région verte, et revenant vers celle-ci (voir fig.5.5)
- 6) revenir à l'étape 1).

On demande au sujet d'effectuer un mouvement sec, sans temps d'arrêt, tout en gardant une position corporelle stable. Habituellement, le sujet garde son coude sur la table pendant que la partie distale du bras effectue la tâche demandée. Physiquement parlant, on peut définir les contraintes imposées sur le mouvement par 3 critères:

- A) *Type/forme du mouvement effectué*: aller-retour ininterrompu
- B) *Amplitude spatiale du mouvement*: d'après les zones définies dans la figure 5.5, on peut voir que la longueur de la partie « aller » doit se situer entre 12 et 28 cm, tandis que la distance entre les points de départ et de l'arrivée est limitée entre 3.5 et 16.5 cm. La longueur de la partie « retour » doit être plus grande que zéro, mais plus petite que 21 cm.
- C) *Amplitude temporelle du mouvement*: la durée du mouvement doit être minimisée

Ainsi, la performance qu'on demande au sujet se situe au niveau de la rapidité de l'exécution d'un mouvement de forme stable (aller-retour), avec une amplitude contrainte entre un minimum et un maximum (bornes physiques de la tablette). En d'autres mots, une fois que le sujet est familier avec le mouvement demandé, l'exigence principale se situe au niveau de la vitesse, qui doit être la plus grande possible. Pour

* L'attente est un délai aléatoire de 1 à 5 sec, avec une distribution statistique de Poisson, pour empêcher le sujet de trop s'habituer à anticiper le stimulus au lieu de réagir à celui-ci. La durée du signal est de 1 seconde

permettre à chaque sujet d'être à l'aise avec la tâche demandée, l'acquisition des données était toujours précédée d'une brève période de présentation du protocole, suivie par des exercices. Les exercices étaient poursuivis jusqu'à ce que le sujet se déclare confortable avec l'expérience, ce qui arrivait, dépendant de la personne, après 11 à 40 traits. Ensuite, l'acquisition se faisait de manière continue pendant 4 blocs d'une trentaine de traits, répétés les uns à la suite des autres, avec une pause de quelques minutes après chaque bloc, pour contrer une fatigue possible du bras.

5.5 Cueillette des données

Pour chaque sujet, les données suivantes ont été recueillies:

- a) le temps écoulé entre le positionnement du stylo sur la zone rouge et l'émission du stimulus
- b) les coordonnées du tracé mesurées avec une fréquence d'échantillonnage de 100Hz
- c) la vitesse curviligne, calculée à partir des coordonnées (x,y) filtrées par un filtre passe-bas de second ordre, avec une fréquence de coupure à 20Hz:

$$|V| = \sqrt{(dx/dt)^2 + (dy/dt)^2}$$

- d) le temps écoulé entre l'émission du stimulus et le moment où le sujet atteint 5% de sa vitesse maximale; défini comme étant le temps de réaction TR*
- e) le temps écoulé entre l'émission du stimulus et le moment où le sujet atteint 99.97% de la distance parcourue (cette valeur est basée, par analogie, sur les 3σ d'une fonction gaussienne)
- f) la pression du stylo durant le mouvement

* Souvent, les études qui traitent du temps de réaction utilisent un seuil fixe pour le définir, cependant, un seuil relatif relié à la vitesse permet de faire des analyses plus intéressantes du mouvement (Woch et Plamondon 2001b)

Chaque profil de vitesse ainsi obtenu est ensuite traité par le logiciel d'analyse Extracteur élaboré par Moussa Djoua du laboratoire Scribens (Djoua 2007). Ce logiciel permet, entre autres, de visualiser les profils et de les ajuster avec une équation delta-lognormale. Son fonctionnement est décrit plus en détail dans le chapitre suivant.

Avant d'ajuster les courbes, il faut tenir compte du fait que la vitesse curviligne calculée est, par définition, positive et qu'elle diffère en ceci de la vitesse de mouvement telle que décrite par le modèle $\Delta\Lambda$. En effet, le modèle tient compte du fait que le mouvement est produit par deux systèmes neuromusculaires à l'action opposée. Comme on l'a vu au chapitre 3 (voir figure 3.8) et 4, cette opposition se traduit au niveau mathématique par un profil de vitesse qui contient un changement de signe quand le tracé présente un rebroussement de direction. Par conséquent, dans tous les profils bruts, le signe de la vitesse fut renversé manuellement pour la partie « retour » du mouvement, avant de procéder à l'analyse (voir figure 5.6 à la page suivante).

Enfin, la seule autre intervention manuelle que nous avons parfois effectuée sur les données fut de ramener à zéro le profil de vitesse à la toute fin du mouvement, lorsque la main du sujet quittait par inadvertance la tablette et créait ainsi une rupture dans les données du profil.

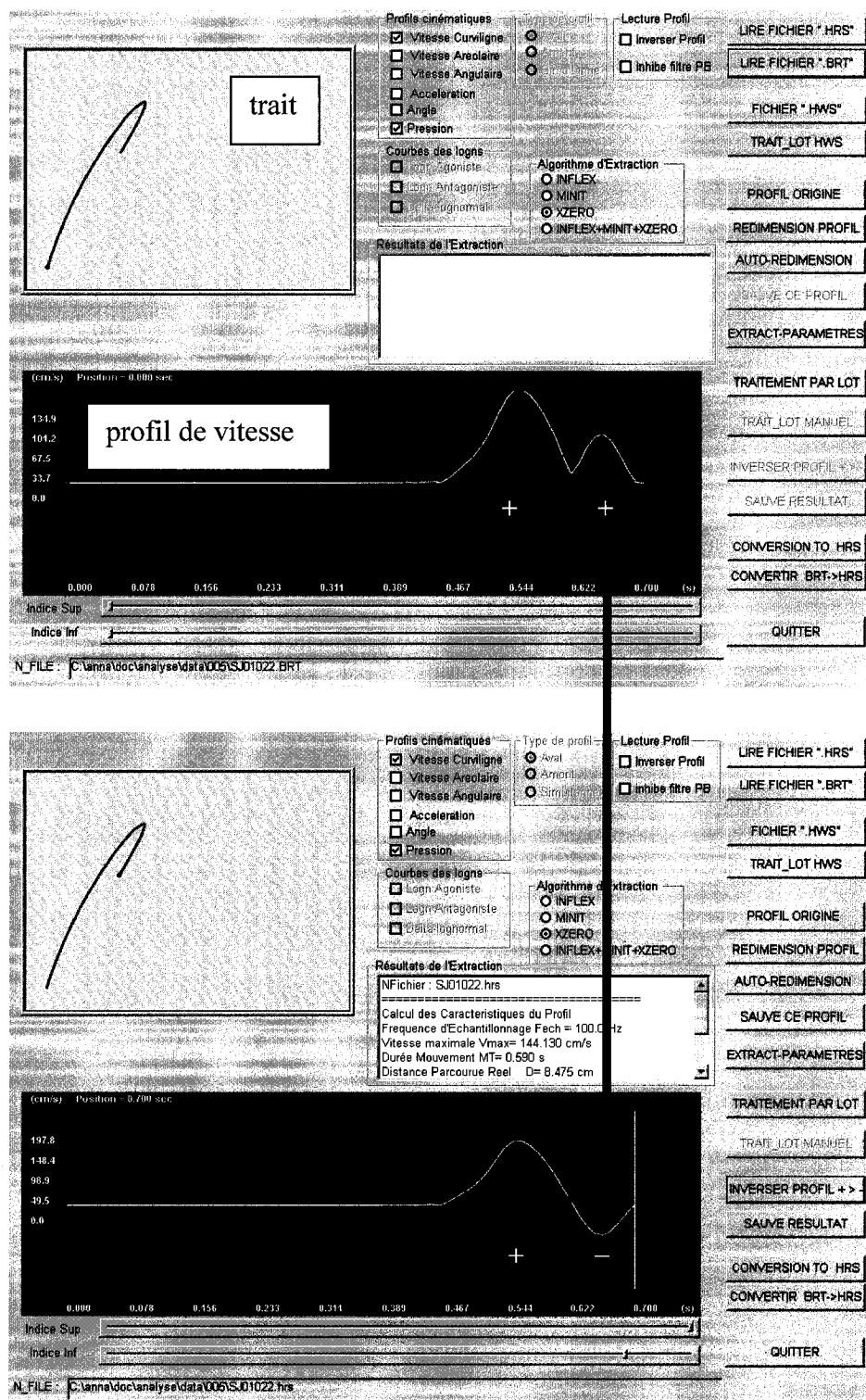


Fig. 5.6 Exemple typique d'un renversement de signe d'un profil de vitesse

CHAPITRE 6 : LES RÉSULTATS

Dans ce chapitre, nous allons commencer par présenter les critères que nous avons choisi pour identifier, parmi les traits enregistrés, les primitives réussies. Nous allons vérifier si nous observons des mouvements aller-retour qui peuvent être décrits par le modèle $\Delta\Lambda$, confirmant, dans cette éventualité, la prédiction que ce mouvement constitue une primitive, contrôlée de manière similaire à un aller simple.

Ensuite, nous allons étudier les tendances générales au niveau des caractéristiques de ces primitives. Tout d'abord, nous allons examiner les valeurs moyennes des paramètres delta-lognormaux extraits dans les primitives de chaque sujet, ainsi que leur stabilité, et nous allons discuter des possibilités du modèle en tant qu'outil d'analyse de primitives individuelles. Nous allons voir aussi que, grâce aux corrélations observées parmi les paramètres du modèle extraits à partir de nos données, nous pouvons identifier les caractéristiques universelles de la synergie responsable de la primitive aller – retour. Ces propriétés universelles seront validées davantage par les résultats de simulations qui démontrent que les corrélations trouvées sont en fait une propriété émergente d'un système neuromusculaire, décrit par la loi delta-lognormale, sous les contraintes de la tâche demandée. Enfin, nous allons présenter aussi quelques observations quant aux différences dans l'exécution des primitives entre le groupe jeune et le groupe âgé.

6.1 Ajustement des courbes delta-lognormales et identification des primitives

L'ajustement des données fut effectué par un programme créé par Moussa Djoua (Extracteur X0, version 02). Ce programme permet de combiner de manière optimale 3 algorithmes d'extraction, INFLEX, MINIT et XZERO, développés par le laboratoire Scribens au cours des dernières années pour extraire les 7 paramètres delta-lognormaux à partir d'un profil de vitesse. Ces algorithmes diffèrent par la méthode utilisée pour évaluer les conditions initiales de l'extraction, mais utilisent tous le même algorithme de régression non-linéaire Levenberg-Marquardt pour chercher la solution optimale à partir de ces conditions (Djoua 2007, Plamondon, Li, Djoua 2007, Guerfali et Plamondon 1993). L'Extracteur choisit ensuite la solution qui présente la plus faible erreur quadratique moyenne. Il s'agit d'une version en cours de développement, mais les simulations effectuées par M. Djoua démontrent qu'à l'état présent, le programme parvient à retrouver les paramètres originaux de plus de 98% de courbes delta-lognormales générés de manière aléatoire qui lui sont soumises (Djoua 2007).

Cependant, en pratique, les données expérimentales qu'on soumet au programme ne sont pas à priori des delta-lognormales parfaites. Dans le pire des cas, si le mouvement effectué ne correspond pas à une delta-lognormale, le programme ne convergera pas vers une solution acceptable¹. Cependant, on peut aussi observer des cas intermédiaires, où un mouvement possède un profil de vitesse approximativement ajustable par une delta-lognormale, mais qui présente des perturbations légères ou qui est tronqué vers la fin (par exemple, si le sujet a levé par erreur le crayon avant l'arrêt complet de son mouvement). L'ajustement obtenu peut présenter alors une certaine incertitude quant à la valeur des paramètres extraits. L'évaluation exacte de ces incertitudes en fonction de la valeur des paramètres, du type de profil de vitesse et de la qualité de l'ajustement demande des simulations complexes qui font encore l'objet des

¹ Par exemple, le rapport signal/bruit sera faible et la courbe obtenue présentera une apparence aberrante

recherches au laboratoire. Néanmoins, nous avons pu estimer que, pour au moins 80% de nos données, les incertitudes sur les paramètres ne dépassent pas 19% pour t_0 , 22% pour D_1 , 18% pour μ_1 , 32% pour σ_1 , 36% pour D_2 , 35% pour μ_2 et 20% pour σ_2 (voir annexe B). De plus, les premiers résultats de ces recherches ont pu démontrer que l'algorithme d'extraction n'engendre pas de biais au niveau des erreurs possibles (Djioua 2007). Cela implique qu'on peut faire confiance aux tendances et aux relations générales que l'on peut trouver à l'aide des paramètres estimés. Pour cette raison, nous allons nous concentrer ici sur ce type de résultats.

Rappelons à présent les objectifs de la thèse énoncés dans le chapitre 1. Tout d'abord, nous voulons vérifier si les mouvements aller-retour peuvent constituer des primitives au contrôle simialire aux mouvements unidirectionnels, tel que prédit par le modèle $\Delta\Delta$. Cette hypothèse sera vérifiée si on réussit à obtenir des ajustements delta-lognormaux sur les profils de vitesse de ces mouvements. Ensuite, si ces primitives sont identifiées parmi les profils étudiés, nous allons tenter de caractériser la synergie qui en est responsable, ainsi que les éventuelles différences, au niveau de cette synergie, entre les deux groupes d'âge étudiés. En vue de ces deux derniers objectifs, nous allons analyser les moyennes et les corrélations associées aux paramètres obtenus. Pour valider davantage nos conclusions, nous allons séparer nos sujets en deux groupes, A et B, puis analyser les résultats du groupe A, et les confirmer (ou infirmer) avec les résultats du groupe B.

Avant de procéder à l'analyse des primitives, nous avons dû établir des critères de sélection de celles-ci parmi tous les traits effectués par chaque sujet. Il s'agit de critères plutôt conservateurs, choisis dans le but de s'assurer que les traits choisis pour étudier les caractéristiques des primitives seront bien des primitives. Ces critères sont au nombre de 4, dont deux reliés à la performance du sujet, et deux autres à la performance de l'algorithme d'extraction:

1) Pas d'erreur visible dans l'exécution de la tâche

Nous n'avons considéré que les traits où le sujet a bien exécuté la tâche demandée, i.e. un mouvement aller-retour rapide. Nous avons ainsi éliminé les cas où le sujet n'a pas effectué de retour, les départs manqués et les traits dont une partie fut exécutée sans contact avec la tablette.

2) Pas d'anticipation

Nous avons éliminé tous les cas où le sujet avait incontestablement anticipé le signal de départ et avait bougé avant l'émission du stimulus. Cependant, même dans les cas où le mouvement débute après l'émission du signal, il est possible que certains mouvements soient anticipés au niveau de la commande, si celle-ci est émise avant le stimulus. Pour réduire l'incidence de ce type d'anticipation, nous avons aussi éliminé les profils de vitesse dont l'ajustement produisait des valeurs de t_0 inférieures ou égales à 5ms, ce qui écarte la possibilité d'une réaction avant l'arrivée du stimulus¹.

Notons qu'une certaine anticipation peut encore avoir lieu au niveau de la commande, avant que le signal ne soit traité par le cortex, mais comme le paramètre t_0 n'est pas identifié à un processus physiologique définitif à ce stade-ci, nous avons choisi de ne pas lui imposer de limite supplémentaire.

3) Rapport signal sur bruit, $RSB \geq 15$

Ce critère correspond à une évaluation de la qualité de l'ajustement obtenu. Nous avons utilisé le rapport signal/bruit (RSB), associé à la courbe $\Delta\Lambda$ trouvée par le programme et le profil de vitesse expérimental, pour mesurer le niveau de l'ajustement. Le RSB est calculé par:

¹ Durant l'expérience, les sujets se concentraient sur le mouvement et prenaient le stimulus auditif comme signal de départ. Comme l'émetteur se trouvait à environ 1m du sujet, et la vitesse du son est de l'ordre de 340m/s, on peut dire que le délai occasionné par le signal est de l'ordre de 3ms

$$RSB = 10\log_{10}\left[\frac{\text{puissance du signal}}{\text{puissance du bruit}}\right] = 10\log_{10}\left[\frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{N \times EQM}\right] \quad (6.1)$$

où x_i représente la valeur du point « i », N, le nombre total des points du profil, et EQM, l'erreur quadratique moyenne sur le profil ajusté. Nous avons observé que, pour les valeurs de RSB inférieures à 15, cet ajustement ne reproduit pas la forme générale du profil de vitesse et, par conséquent, on ne peut pas conclure que nous sommes en présence d'une primitive (voir fig. 6.1 A, B). Au niveau de l'analyse du mouvement, on voit cette déviation brise la continuité entre la partie aller et la partie retour, et on peut douter que les paramètres extraits de ces profils représentent bien la synergie agoniste – antagoniste à la base du mouvement. Par contre, pour les valeurs de RSB supérieures à 15, l'ajustement reproduit les caractéristiques générales de la courbe expérimentale et constitue une bonne approximation de celle-ci, malgré les éventuelles différences (fig. 6.1 C, D, E, F). Nous pouvons alors considérer comme très plausible que ces profils de vitesse sont produits par le processus proposé par le modèle delta-lognormal et qu'ils sont exécutés en tant que primitives du mouvement.

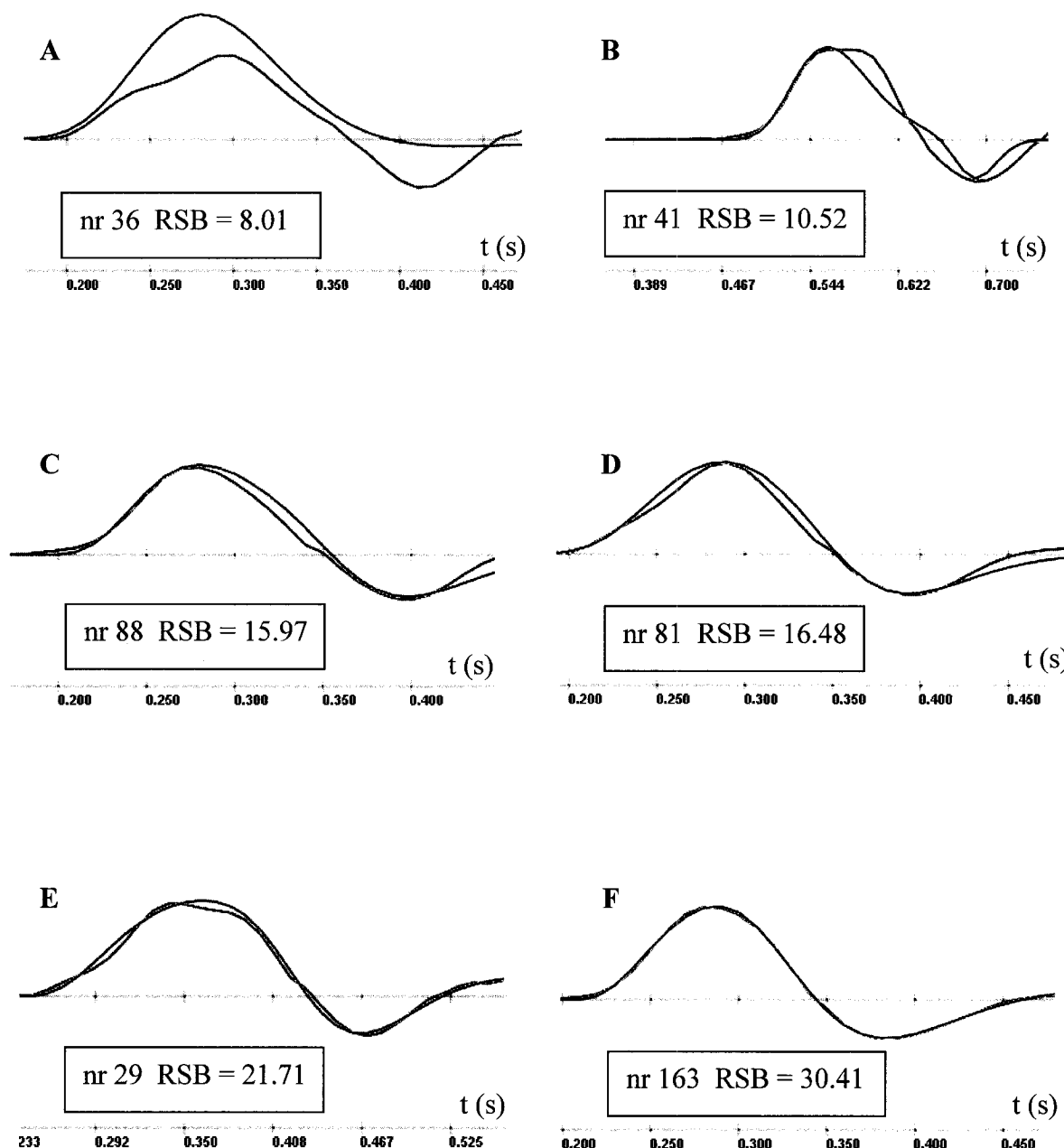


Fig. 6.1 Exemples typiques d'ajustements obtenus avec différentes valeurs du rapport signal/bruit (RSB). La ligne verte représente le profil de vitesse expérimental et la ligne rouge, le profil $\Delta\lambda$ ajusté aux données (données obtenues avec le sujet 5). **A, B :** Pour $RSB < 15$, les ajustements delta-lognormaux n'arrivent pas à reproduire la forme générale du profil de la vitesse. **C, D, E, F :** À partir de $RSB \geq 15$, les ajustements reproduisent fidèlement l'aspect général de la courbe. **F :** Pour $RSB \geq 30$, l'ajustement est presque parfait.

4) Estimation réaliste de la distance entre le point d'arrivée et le point de départ

Dans son calcul d'erreur, le programme d'ajustement de données tient seulement compte de l'intervalle temporel où le mouvement réel fut exécuté. Cela peut donner à l'occasion des ajustements qui semblent parfaits au niveau du RSB, mais dont la courbe $\Delta\Lambda$ se prolonge anormalement au-delà du mouvement réel, ce qui se traduit par une distance $D = D_1 - D_2$ estimée très différente de la distance d réelle, ainsi que des valeurs aberrantes au niveau de D_1 et/ou D_2 . Pour éliminer ces cas extrêmes, nous avons imposé une limite à la différence entre la distance réelle et estimée : $D - d \leq 50\%$ de d .

Après la sélection des primitives, nous avons voulu comparer les caractéristiques générales de l'ensemble de celles-ci avec les caractéristiques de l'ensemble des traits. Les quantités comparées furent les données physiques suivantes:

- TR, le temps de réaction (mesuré à partir du moment où la vitesse atteint 5% de sa valeur maximale)
- MT, la durée du mouvement (estimée par le délai entre le temps de réaction et le moment où 99.97% de la trajectoire est parcouru)
- V_{\max} , la vitesse maximale atteinte durant le mouvement

Le tableau 6.1 à la page suivante récapitule les résultats. Premièrement, on s'aperçoit que selon les critères que nous avons choisi, environ la moitié des traits effectués par la plupart des jeunes peuvent être considérés comme étant des primitives réussies, et que cette incidence baisse de manière inégale chez les personnes âgées. Cependant, il est intéressant de voir que, chez chaque sujet, les valeurs moyennes des quantités physiques TR, MT et V_{\max} demeurent similaires entre l'ensemble de primitives sélectionnées et l'ensemble total des traits effectués. Cela suggère que, dans notre expérience, la réussite d'une primitive telle que définie par le modèle $\Delta\Lambda$ reposait davantage sur la maîtrise de la synergie neuromusculaire que sur l'amélioration globale de la performance physique.

nr	âge	s	N _{tot}	n _p	TR	tr	V _{max}	v _{max}	MT	mt
1	63	F	109	3	0.33	0.32	84	68	0.19	0.17
2	64	M	62	8	0.37	0.40	77	85	0.26	0.25
3	68	F	125	4	0.42	0.34	105	106	0.47	0.50
4	Sujet 4 : données perdues à cause d'une erreur informatique lors de l'acquisition									
5	28	F	156	64	0.27	0.27	156	172	0.11	0.11
6	27	M	116	75	0.26	0.27	137	133	0.15	0.15
7	29	F	175	27	0.32	0.32	163	186	0.23	0.22
8	65	F	127	73	0.28	0.28	90	92	0.36	0.36
9	27	M	121	48	0.21	0.20	257	204	0.28	0.29
10	29	F	182	106	0.19	0.20	155	156	0.15	0.15
11	26	F	125	61	0.16	0.16	128	127	0.15	0.15
12	69	F	110	47	0.27	0.28	74	73	0.41	0.42
13	27	M	132	63	0.17	0.17	215	213	0.18	0.19
14	69	M	137	28	0.24	0.26	84	84	0.39	0.39
15	70	M	135	44	0.48	0.48	100	100	0.50	0.41

Tableau 6.1 Récapitulation des résultats

Légende: **nr** = numéro du sujet **s** = sexe (F : féminin, M : masculin)
 N_{tot} = nombre de traits réussis **n_p** = nombre de primitives identifiées
 Temps de réaction moyen (s) **TR** = pour tous les traits **tr** = pour les primitives
 Vitesse maximale moyenne (cm/s) **V_{max}** = pour tous les traits **v_{max}** = pour les primitives
 Durée moyenne du trait (s) **MT** = pour tous les traits **mt** = pour les primitives

Les personnes âgées sont identifiées par l'ombrage gris.

Notons que les trois premiers sujets (nr 1, 2 et 3), qui sont tous des personnes âgées, ont produit des traits qui ne peuvent être ajustés par le modèle $\Delta\Lambda$ qu'à l'occasion. Ceci est dû en partie aux irrégularités présentes dans le profil de vitesse, qui rendent l'ajustement difficile¹. On peut les voir dans la figure 6.2, qui illustre deux profils typiques du sujet 2, dont un où l'ajustement est très approximatif (en haut), et un autre qui possède un ajustement acceptable (en bas). Cependant, les irrégularités du profil de vitesse ne sont pas la seule raison de la difficulté du programme à ajuster une primitive sur les données expérimentales. En effet, les profils du sujet 8, une personne âgée mais qui possède un taux de réussite de primitives égal aux jeunes, contiennent eux aussi des irrégularités (figure 6.3), sans que ça ne compromette vraiment l'ajustement. Par contre, le profil de la figure 6.2 qui est mal ajusté (celui du haut) présente une caractéristique supplémentaire qui le différencie des autres: le profil de vitesse révèle que la portion « aller » et la portion « retour » de la trajectoire sont séparées par un bref délai de l'ordre de 30ms où la vitesse demeure égale à zéro (indiqué par la flèche bleue). Les profils qui sont bien ajustés présentent un passage par zéro qui n'occasionne pas de délai. Cela suggère que la présence d'un délai entre l'aller et le retour d'un mouvement signifie que ces deux actions ne forment pas une unité du mouvement, et qu'elles sont séparées au niveau du contrôle.

Remarquons aussi qu'un sujet jeune, le nr 7, présente un taux très bas de primitives identifiées. Ce sujet constitue un cas à part; il effectuait de manière systématique des mouvements à l'arrêt irrégulier ou dans les airs, ce qui a entraîné une élimination importante de profils avec le 4^{ième} critère: une mauvaise estimation par le programme de la distance entre le point final et le point initial du trait.

¹ Comme ces sujets étaient les premiers, il est probable aussi que le protocole expérimental n'était pas encore suffisamment bien rodé pour obtenir un grand nombre des courbes réussies avec les personnes ayant un peu de difficulté

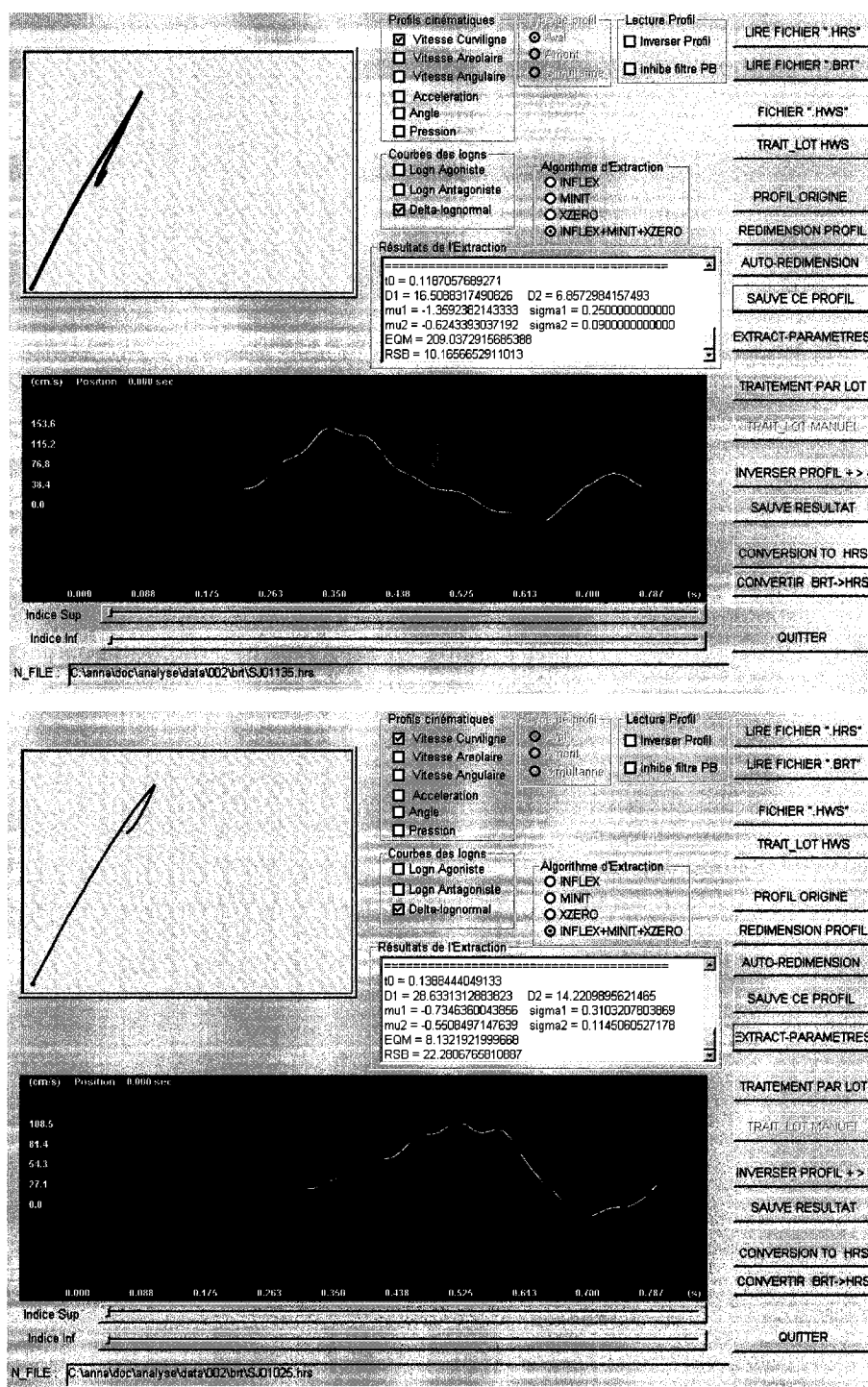


Fig. 6.2 Capture d'écran de deux traits du sujet 2 (âgé). La fenêtre bleue présente le tracé et la fenêtre noire, le profil de vitesse associé. La courbe jaune correspond au profil expérimental, et la courbe rouge, à l'ajustement de ce profil.

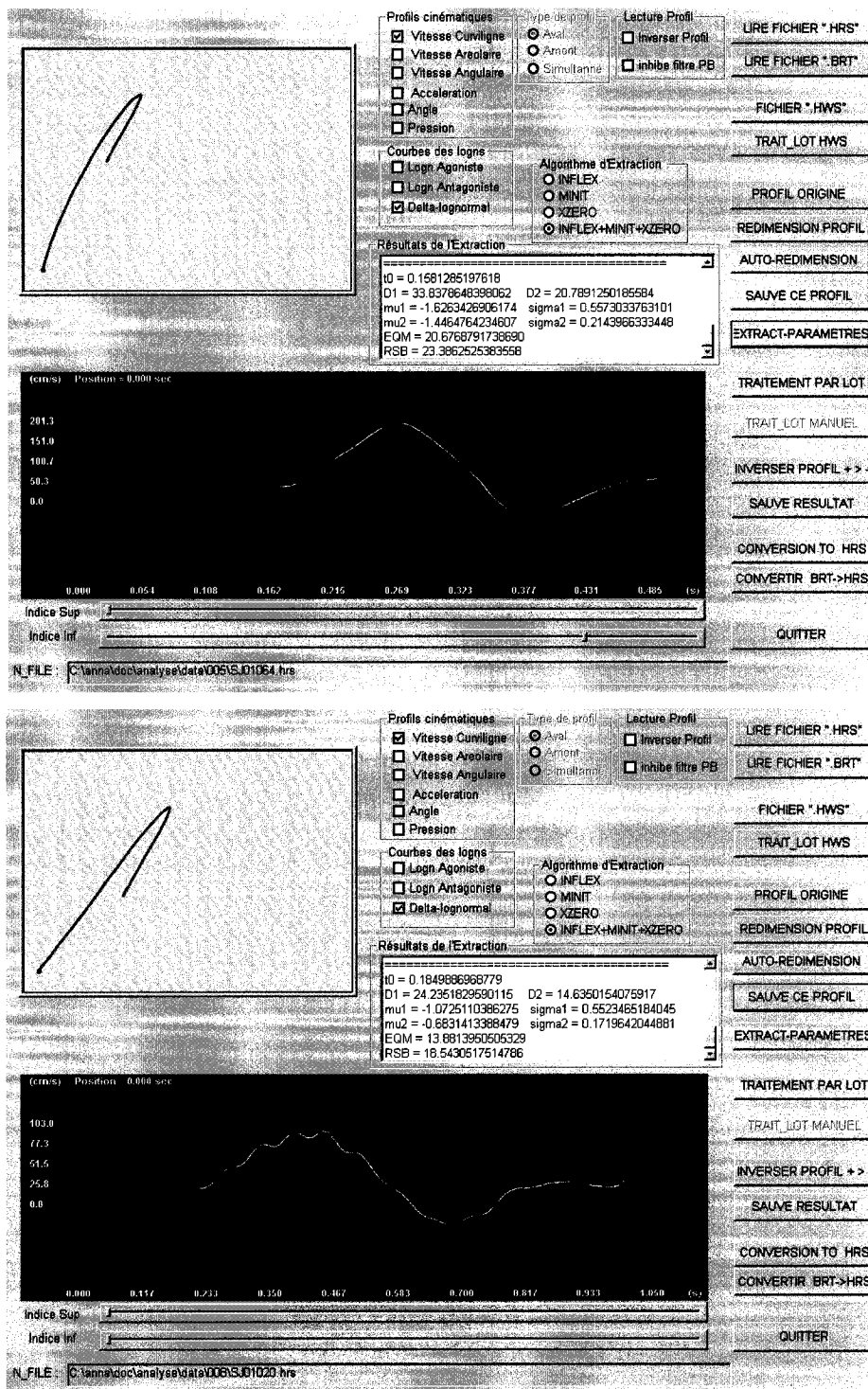


Fig. 6.3 Capture d'écran de primitive typique chez un sujet jeune (nr 5, en haut) et chez un sujet âgé (nr 8, en bas). Tandis que les deux traits sont de qualité similaire, le profil de vitesse est plus régulier chez la personne jeune que chez la personne âgée.

Malgré le fait que ce ne sont pas tous les traits qui peuvent être bien ajustés par le modèle $\Delta\Lambda$, le tableau 6.1 montre qu'une grande partie (Tu devrais quantifier en terme de % min max moyen) d'entre eux obtiennent un ajustement qui permet de les identifier en tant que primitives du mouvement. Ceci confirme l'hypothèse principale de cette thèse, et la prédiction du modèle $\Delta\Lambda$, qui veut que les traits aller-retour peuvent être exécutés en tant que primitives caractérisées par la fonction delta-lognormale.

Dans les sections suivantes, nous allons passer à un examen plus approfondi les primitives trouvées. Pour ce faire, nous allons nous concentrer sur les sujets 5 à 15, car les trois premiers ne présentent pas de nombre suffisant de primitives identifiées pour une étude de tendances. Quant au sujet 4, ses données furent malheureusement perdues lors de l'acquisition à cause d'une erreur informatique.

6.2 Statistiques de base associées aux primitives

Nous avons vu dans la section précédente que l'hypothèse principale de la thèse est vérifiée: le mouvement aller-retour peut effectivement constituer une primitive basée sur une synergie agoniste – antagoniste décrite par une fonction $\Delta\Lambda$. Les tableaux qui suivent dans cette section présentent les statistiques élémentaires des quantités physiques et des paramètres extraits à partir de ces mouvements, pour l'ensemble des sujets, ainsi que pour les quatre groupes suivants: personnes âgées, personnes jeunes, femmes et hommes. Nous incluons aussi dans cette thèse l'annexe C qui contient les statistiques de base associées aux paramètres extraits chez chaque sujet individuellement.

Légende des tableaux de statistiques – variables physiques:

- MT.....durée du mouvement (s)
- V_{\max}vitesse maximale atteinte (cm/s)
- distance.....distance entre le point d'arrivée et le point de départ (cm)
- TR.....temps de réaction (s)

Légende des tableaux de statistiques – paramètres extraits:

- t_0 t_0 , le moment d'émission des commandes (s)
- D_1 D_1 , l'amplitude de la commande agoniste (cm)
- u_1 μ_1 , log temps du délai agoniste (sans unités)
- s_1 σ_1 , log temps de réponse agoniste (sans unités)
- D_2 D_2 , l'amplitude de la commande antagoniste (cm)
- u_2 μ_2 , log temps du délai antagoniste (sans unités)
- s_2 σ_2 , log temps de réponse antagoniste (sans unités)
- RSB rapport signal/bruit

Légende des tableaux de statistiques - Statistiques observées :

NR TRAITS = nombre des traits analysables

moy = moyenne

c+ = borne de confiance supérieure sur la moyenne (95%)

c - = borne de confiance inférieure sur la moyenne (95%)

min = minimum

max = maximum

C + = borne du premier centile (10%)

C - = borne du dernier centile (90%)

e-c = écart-type

CV = coefficient de variation : (écart-type/moyenne)x100

6.2.1 Moyennes générales

Tableau 6.2 : moyennes générales pour tous les sujets

	TOUS NR TRAITS = 636								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.25	0.24	0.26	0.08	0.82	0.15	0.38	0.11	42
mode (s)	0.35	0.34	0.36	0.16	0.96	0.23	0.50	0.12	34
MT (s)	0.24	0.23	0.25	0.07	0.78	0.11	0.43	0.13	55
Vmax (cm/s)	142.19	137.71	146.67	46.35	452.06	77.11	212.90	57.52	40
distance (cm)	9.27	9.11	9.42	4.67	14.71	6.91	12.10	1.96	21
t0	0.17	0.17	0.18	0.01	0.59	0.07	0.30	0.10	58
D1	21.18	20.55	21.81	4.90	62.72	12.66	31.06	8.10	38
u1	-1.62	-1.65	-1.59	-2.71	-0.37	-2.14	-1.12	0.40	25
s1	0.38	0.36	0.39	0.05	0.98	0.21	0.60	0.16	42
D2	10.48	9.93	11.02	0.66	51.27	3.29	19.12	6.98	67
u2	-1.28	-1.31	-1.25	-2.36	-0.00	-1.75	-0.85	0.35	27
s2	0.15	0.15	0.16	0.04	0.48	0.09	0.22	0.05	34
D1-D2	10.70	10.49	10.91	2.31	23.74	7.38	13.78	2.74	26
D1/D2	2.61	2.46	2.76	1.20	22.45	1.57	3.80	1.93	74
u1-u2	-0.34	-0.35	-0.33	-1.40	0.15	-0.53	-0.17	0.17	49
s1/s2	2.51	2.45	2.58	1.03	7.13	1.67	3.45	0.79	31
RSB	20.95	20.68	21.22	14.44	34.46	16.41	25.34	3.45	16

Ce tableau permet de faire déjà quelques observations intéressantes. En se basant sur le coefficient de variation CV, on remarque que le paramètre physique à l'écart-type relatif le plus faible est la distance parcourue qui, comme on le sait était contrainte par les bornes physiques de la tablette numérique. La différence $D_1 - D_2$, qui en théorie correspond à la distance parcourue, possède elle aussi un CV faible par rapport aux autres variables. Cela contraste avec le rapport D_1/D_2 , qui semble le plus variable de toutes les quantités mesurées. Ce rapport est associé, sous certaines conditions, à la durée du mouvement (Plamondon 1995b), qui, rappelons le, ne nécessitait pas un contrôle très précis dans notre protocole. On peut supposer que ces observations reflètent les stratégies utilisées par les sujets pour répondre à la tâche demandée; le mouvement le plus rapide possible dans un espace restreint.

Concernant le rapport D_1/D_2 , sa valeur moyenne est très proche de celle de σ_1/σ_2 . On peut voir dans l'annexe C que ceci est vrai surtout pour les jeunes. Si on se réfère à l'équation (4.19) du chapitre 4, cette équivalence implique :

- (a) l'existence de deux zéros dans le profil de vitesse
- (b) un délai entre ces deux zéros dont l'ampleur est surtout dépendante de $\mu_1 - \mu_2$.

Ainsi, on peut poser l'hypothèse qu'en moyenne, les profils obtenus tendent vers la version la plus simple du profil à deux zéros. Cependant, comme on le verra dans la section 6.3, on n'observe pas de corrélation très forte entre D_1/D_2 et σ_1/σ_2 , donc il ne s'agit pas d'une propriété prononcée des traits individuels.

On peut voir aussi que le temps de réaction moyen? TR est similaire à la durée moyenne? des mouvements MT, comme si le mouvement comprenait deux parties symétriques dans le temps: une partie de réaction et une partie d'exécution. Cependant, les tableaux 6.3 et 6.4 montrent que cette tendance n'est qu'un effet de moyennage? Qui masque des tendances opposées chez les jeunes et chez les personnes âgées. En effet, chez les jeunes, la durée du mouvement est plus courte que le temps de réaction, tandis

que chez les personnes âgées, c'est le contraire: le temps consacré à l'exécution du mouvement tend à être plus long que le temps associé à la réaction.

Au niveau des paramètres delta-lognormaux, on observe que les plus stables, tel que mesuré par l'écart-type relatif, sont μ_1 et μ_2 . Ces paramètres, comme on l'a vu au chapitre 3, permettent de contrôler à la fois l'ampleur et la durée de la réponse agoniste et antagoniste, et sont une bonne mesure de la rapidité de chaque système. Ainsi, dans un contexte expérimental pratique, où souvent on veut étudier peu de variables et où il faut choisir celles qui sont les plus pertinentes et les plus significatives, il pourrait être utile de se concentrer sur μ_1 et μ_2 pour évaluer les variations de la performance motrice d'un sujet.

De manière individuelle (voir annexe C), les tendances observées permettent d'anticiper les possibilités d'analyse du modèle $\Delta\Delta$ lorsque les incertitudes sur les paramètres des profils seront mieux quantifiées. Par exemple, on remarque chez le sujet 6 (jeune) des valeurs moyennes des paramètres μ_i plus grandes que chez les autres personnes jeunes, ce qui correspond à une réaction plus lente des systèmes agoniste et antagoniste. Cependant, au niveau des paramètres physiques, sa performance demeure semblable aux autres jeunes. Ceci s'explique probablement par le fait qu'il semble compenser avec des valeurs moyennes des D_i plus grandes que les autres. On se rappelle que ces paramètres correspondent, d'après le modèle, à l'amplitude des commandes envoyées aux systèmes agoniste et antagoniste, et qu'ils influencent l'amplitude de la vitesse du mouvement (équations 3.1 et 3.9). Un autre cas de stratégie intéressant est le sujet 7 (jeune) qui, contrairement au sujet 6, possède des amplitudes de commande plutôt faibles par rapport aux autres. Cependant, ses valeurs de μ_i sont tout à fait dans la norme des personnes de son âge et sa performance, telle que mesurée par les paramètres physiques, est elle aussi comparable au reste du groupe. Ainsi, si on se basait sur les paramètres physiques seulement pour évaluer le sujet 7 et le sujet 6, ils nous apparaîtraient assez semblables au niveau de la performance. Cependant, le modèle $\Delta\Delta$

permet de découvrir qu'en fait, ces deux sujets utilisent probablement une stratégie de mouvement qui se situe à l'opposé. L'éventuelle stratégie que nous venons d'observer n'apparaît pas dans les variables globales associées au mouvement, telles que la vitesse ou le temps de réaction. Cela nous donne un autre aperçu des possibilités supplémentaires d'analyse offertes par le modèle $\Delta\Delta$.

Finalement, une dernière observation intéressante que l'on peut faire concerne le paramètre t_0 . Ce paramètre est associé au processus de perception du stimulus et de préparation des commandes. Théoriquement, il correspond donc au moment où une paire des commandes D_1 et D_2 est émise. Un processus de réponse s'ensuit, caractérisé par des délais répondant à un effet proportionnel. En moyenne, ce paramètre varie entre 100 et 370 ms, ce qui correspond à un délai raisonnable pour que le processus perception-préparation ait lieu dans le cortex ou un circuit nerveux inférieur, comme par exemple la moelle épinière. Cependant, les valeurs les plus faibles de t_0 atteignent une environ 50 ms chez la plupart des sujets, et même 10 ms chez le sujet 11. Ces valeurs extrêmes semblent irréalistes à priori, mais elles correspondent néanmoins à des délais qui ont déjà été observés dans le cortex auditif en réponse à un stimulus (Liegeois-Chauvel 1991, Inui et al. 2006). Il s'agit bien sûr d'une activité neuronale associée à la perception du stimulus plutôt qu'à une réaction, mais ce sera d'autant plus intéressant de voir si les mesures de t_0 avec des bornes de confiance déterminées permettront dans l'avenir d'associer ce paramètre à une ou des parties particulières du système neuromusculaire.

6.2.2 Les moyennes des personnes jeunes comparées aux moyennes des personnes âgées

On observe de manière prévisible qu'en général, les jeunes sont plus rapides que les personnes âgées, et ce, au niveau de tous les paramètres, physiques comme au niveau des paramètres delta-lognormaux. Cependant, les différences au niveau de la performance se situent beaucoup plus au niveau de l'exécution (durée du mouvement, vitesse maximale, μ_i) que de la commande (TR , t_0 , D_i). Il est intéressant de voir que le paramètre le plus sensible au niveau du modèle $\Delta\Lambda$ pour différencier les deux groupes d'âge, μ_i , est le même que celui qui présente le plus de stabilité (coefficient de variation CV). Cela en fait un outil potentiel d'autant plus prometteur au niveau de l'analyse de la performance motrice.

Tableau 6.3 : moyennes générales pour les jeunes

	JEUNES NR TRAITS = 444								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.22	0.21	0.23	0.08	0.51	0.14	0.31	0.07	32
mode (s)	0.31	0.30	0.31	0.16	0.63	0.22	0.41	0.08	26
MT (s)	0.17	0.16	0.18	0.07	0.51	0.11	0.27	0.07	39
Vmax (cm/s)	165.54	160.61	170.47	80.87	452.06	116.49	228.41	52.87	32
distance (cm)	9.07	8.90	9.24	4.67	14.43	6.86	11.67	1.82	20
t_0	0.15	0.14	0.16	0.01	0.43	0.07	0.25	0.07	48
D1	21.83	21.01	22.65	4.90	62.72	11.88	32.29	8.75	40
u1	-1.75	-1.79	-1.72	-2.71	-1.00	-2.28	-1.30	0.36	21
s1	0.37	0.35	0.38	0.05	0.98	0.19	0.58	0.16	44
D2	11.38	10.68	12.08	0.66	51.27	3.72	20.86	7.50	66
u2	-1.42	-1.44	-1.39	-2.36	-0.79	-1.79	-1.07	0.28	20
s2	0.15	0.15	0.16	0.05	0.36	0.10	0.22	0.05	32
D1-D2	10.45	10.19	10.70	2.31	16.10	6.68	13.53	2.71	26
D1/D2	2.36	2.23	2.50	1.20	21.31	1.54	3.28	1.44	61
u1-u2	-0.34	-0.35	-0.32	-0.85	0.08	-0.53	-0.17	0.14	41
s1/s2	2.36	2.30	2.43	1.03	5.00	1.60	3.22	0.67	28
RSB	21.46	21.12	21.80	14.44	34.46	16.77	26.41	3.66	17

Tableau 6.4 : moyennes générales pour les personnes âgées

	AGÉS NR TRAITS = 192								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.33	0.31	0.35	0.10	0.82	0.20	0.55	0.13	41
mode (s)	0.46	0.44	0.48	0.24	0.96	0.33	0.66	0.13	29
MT (s)	0.39	0.37	0.40	0.21	0.78	0.27	0.53	0.11	28
Vmax (cm/s)	88.21	85.66	90.76	46.35	137.21	68.27	112.21	17.92	20
distance (cm)	9.74	9.43	10.05	4.78	14.71	6.96	13.17	2.19	22
t0	0.22	0.20	0.24	0.05	0.59	0.08	0.44	0.13	59
D1	19.66	18.79	20.53	7.26	57.94	13.30	26.57	6.10	31
u1	-1.31	-1.36	-1.27	-2.10	-0.37	-1.74	-0.94	0.32	24
s1	0.40	0.38	0.42	0.09	0.80	0.23	0.61	0.15	37
D2	8.38	7.67	9.09	0.70	43.30	2.52	14.29	5.01	60
u2	-0.97	-1.01	-0.93	-1.91	-0.00	-1.32	-0.61	0.29	30
s2	0.15	0.14	0.15	0.04	0.48	0.08	0.22	0.06	40
D1-D2	11.28	10.89	11.67	3.39	23.74	8.09	14.76	2.74	24
D1/D2	3.19	2.81	3.57	1.34	22.45	1.73	4.88	2.67	84
u1-u2	-0.34	-0.37	-0.31	-1.40	0.15	-0.56	-0.17	0.22	63
s1/s2	2.86	2.73	2.99	1.31	7.13	1.79	4.05	0.93	32
RSB	19.77	19.41	20.13	15.01	26.84	15.86	22.67	2.53	13

Un autre aspect qui ressort de ces tableaux est le fait que le rapport signal / bruit (RSB) des ajustements des primitives est plus faible chez les personnes âgées comparativement aux personnes jeunes. Probablement cela peut être mis sur le compte des irrégularités supplémentaires dans le profil de vitesse chez les personnes âgées, qui traduisent leur difficulté de coordination.

Mis à part les variations au niveau neuromusculaire propres à l'âge, les différences de performance peuvent être dues, du moins en partie, à des différences de stratégie, comme par exemple la recherche d'une plus grande stabilité du mouvement. Ainsi, bien que les personnes âgées présentent une performance faible au niveau de vitesse, le coefficient de variation CV de leur vitesse maximale est plus petit que celui des jeunes.

6.2.3 Les moyennes des femmes comparées aux moyennes des hommes

La différence de performance entre les hommes et les femmes est plus subtile que celle entre les personnes âgées et les personnes jeunes. Les femmes semblent, en moyenne, effectuer des mouvements aux délais plus courts, mais avec une vitesse maximale moins forte que celle des hommes. Ces derniers couvrent en moyenne une distance plus grande durant leurs mouvements. Ces différences peuvent s'expliquer par le fait qu'en général, les hommes possèdent une masse musculaire plus élevée que celle des femmes.

Tableau 6.5 : moyennes générales pour les femmes

	FEMMES NR TRAITS = 378								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.24	0.23	0.25	0.08	0.57	0.15	0.36	0.08	33
mode (s)	0.34	0.33	0.35	0.16	0.75	0.24	0.48	0.10	28
MT (s)	0.22	0.21	0.23	0.07	0.60	0.11	0.43	0.13	58
Vmax (cm/s)	133.70	128.74	138.66	46.35	356.83	73.83	192.52	49.07	37
distance (cm)	8.92	8.74	9.09	4.67	13.82	6.77	11.47	1.74	20
t0	0.16	0.15	0.17	0.01	0.46	0.06	0.29	0.09	54
D1	20.31	19.48	21.15	4.90	62.72	11.60	29.76	8.27	41
u1	-1.59	-1.63	-1.55	-2.63	-0.65	-2.05	-1.09	0.37	24
s1	0.37	0.35	0.38	0.07	0.98	0.21	0.56	0.15	40
D2	10.08	9.38	10.77	1.01	51.27	3.85	16.54	6.88	68
u2	-1.26	-1.29	-1.23	-2.31	-0.50	-1.62	-0.84	0.30	23
s2	0.15	0.15	0.15	0.05	0.36	0.10	0.21	0.04	30
D1-D2	10.24	9.95	10.53	2.31	23.74	6.14	13.53	2.86	28
D1/D2	2.35	2.25	2.45	1.20	14.11	1.60	3.20	0.99	42
u1-u2	-0.33	-0.34	-0.31	-0.85	0.08	-0.51	-0.16	0.14	43
s1/s2	2.45	2.38	2.52	1.03	5.39	1.64	3.40	0.71	29
RSB	21.17	20.83	21.51	15.04	32.64	16.87	25.63	3.38	16

Tableau 6.6 : moyennes générales pour les hommes

	HOMMES NR TRAITS = 258								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.27	0.25	0.29	0.12	0.82	0.15	0.47	0.13	49
mode (s)	0.37	0.35	0.38	0.17	0.96	0.21	0.57	0.15	41
MT (s)	0.26	0.24	0.27	0.11	0.78	0.14	0.41	0.13	50
Vmax (cm/s)	154.64	146.52	162.75	52.67	452.06	88.68	239.43	66.19	43
distance (cm)	9.78	9.52	10.05	4.78	14.71	7.21	13.09	2.15	22
t0	0.19	0.18	0.21	0.05	0.59	0.09	0.37	0.11	60
D1	22.44	21.50	23.38	6.26	57.94	13.67	32.10	7.68	34
u1	-1.67	-1.72	-1.61	-2.71	-0.37	-2.31	-1.15	0.44	26
s1	0.39	0.37	0.41	0.05	0.90	0.20	0.67	0.17	44
D2	11.06	10.19	11.94	0.66	43.30	2.64	20.30	7.10	64
u2	-1.31	-1.36	-1.26	-2.36	-0.00	-1.88	-0.85	0.42	32
s2	0.15	0.15	0.16	0.04	0.48	0.08	0.24	0.06	40
D1-D2	11.38	11.08	11.67	3.37	18.24	8.31	14.58	2.41	21
D1/D2	3.00	2.66	3.34	1.32	22.45	1.54	5.17	2.75	92
u1-u2	-0.36	-0.38	-0.33	-1.40	0.15	-0.56	-0.19	0.20	55
s1/s2	2.61	2.50	2.72	1.07	7.13	1.72	3.59	0.89	34
RSB	20.62	20.19	21.06	14.44	34.46	15.79	25.11	3.52	17

6.2.4 Remarques générales par rapport aux groupes

Concernant la performance générale, la moyenne de $\mu_1 - \mu_2$ et de $D_1 - D_2$, ainsi que la distance parcourue, restent relativement stables comparativement aux différences temporelles entre les 4 groupes. Cette stabilité se verra reflétée dans les fortes corrélations entre les paramètres agonistes – antagonistes présentées plus loin, et qui correspondent vraisemblablement à la synergie associée à la tâche. Le tableau 6.7 à la page suivante récapitule les résultats des tableaux précédents au niveau des moyennes et du coefficient de variation.

Tableau 6.7 : moyennes générales pour tous les groupes

Variable	MOYENNES					CV				
	tous	jeunes	âgés	F	H	tous	jeunes	âgés	F	H
TR (s)	0.25	0.22	0.33	0.24	0.27	42	32	41	33	49
mode (s)	0.35	0.31	0.46	0.34	0.37	34	26	29	28	41
MT (s)	0.24	0.17	0.39	0.22	0.26	55	39	28	58	50
Vmax (cm/s)	142.19	165.54	88.21	133.70	154.64	40	32	20	37	43
distance (cm)	9.27	9.07	9.74	8.92	9.78	21	20	22	20	22
t ₀	0.17	0.15	0.22	0.16	0.19	58	48	59	54	60
D ₁	21.18	21.83	19.66	20.31	22.44	38	40	31	41	34
u ₁	-1.62	-1.75	-1.31	-1.59	-1.67	25	21	24	24	26
s ₁	0.38	0.37	0.40	0.37	0.39	42	44	37	40	44
D ₂	10.48	11.38	8.38	10.08	11.06	67	66	60	68	64
u ₂	-1.28	-1.42	-0.97	-1.26	-1.31	27	20	30	23	32
s ₂	0.15	0.15	0.15	0.15	0.15	34	32	40	30	40
D ₁ -D ₂	10.70	10.45	11.28	10.24	11.38	26	26	24	28	21
D ₁ /D ₂	2.61	2.36	3.19	2.35	3.00	74	61	84	42	92
u ₁ -u ₂	-0.34	-0.34	-0.34	-0.33	-0.36	49	41	63	43	55
s ₁ /s ₂	2.51	2.36	2.86	2.45	2.61	31	28	32	29	34
RSB	20.95	21.46	19.77	21.17	20.62	16	17	13	16	17
N traits	636	444	192	378	258					

On remarque une certaine stabilité au niveau des changements moyens qu'on observe entre les groupes. Ainsi, quand on compare les personnes jeunes avec les personnes âgées, le temps de réaction, le mode et le t_0 moyens diffèrent tous d'un facteur qui se situe autour de 1.5. La durée du mouvement MT quant à elle, diffère d'un facteur 2.3 et la vitesse maximale d'un facteur 1.8. Or, la différence entre les μ_i des personnes âgées et les personnes jeunes, exprimée dans le domaine temporel par $\exp(\Delta\mu)$, est de même ordre de grandeur: elle est d'un facteur 1.5 pour μ_1 et d'un facteur 1.7 pour μ_2 . Les D_i moyens, quant à eux, diffèrent d'un facteur 1.1-1.3. Il est intéressant de remarquer que t_0 et μ_i semblent affectés par un facteur similaire, comme s'ils étaient affectés par le même processus lors du vieillissement. Évidemment, cela reste à étudier lors des expériences futures. Mais on peut émettre l'hypothèse que, dans ce cas précis,

les différences de performance au niveau de la vitesse et des délais étaient dues à un ralentissement de la réaction du système neuromusculaire des personnes âgées (traduite t_0 et μ_i dans le modèle $\Delta\Lambda$) d'environ 50 – 70%, et que ce ralentissement fut combiné à une amplitude réduite des commandes (D_i), d'environ 10-30%. Il s'agit seulement ici d'une estimation de l'ordre de grandeur, qui permet de supposer que l'influence de la commande sur la performance était moins importante que les changements physiques affectant le système neuromusculaire avec l'âge.

Si on fait des comparaisons similaires entre les groupes des hommes et des femmes, on voit que les différences de performance sont plus subtiles. Les moyennes des variables temporelles sont légèrement inférieures chez les femmes, d'un facteur de 1.1 pour le mode et d'un facteur 1.2 pour TR, MT et t_0 . Cependant, la vitesse des hommes est plus grande d'un facteur 1.1, ainsi que les moyennes des D_i . Les μ_i quant à eux, sont inférieurs chez les hommes par un facteur $\exp(\Delta\mu)$ de 1.1. Les différences sont ici plus légères que celles entre le groupe jeune et le groupe âgé. On peut néanmoins poser l'hypothèse que les réactions des femmes ont tendance à être plus rapides au niveau de la commande (t_0) et de la durée de la réponse (σ_i), tout en possédant une ampleur plus faible et un délai plus long (telles qu'exprimée par D_i et μ_i). Il est probable que ces différences puissent être expliquées par les différences musculaires entre les hommes et les femmes...

6.3 Étude des corrélations

6.3.1. Corrélations individuelles

Afin de valider davantage l'hypothèse émise par le modèle $\Delta\Lambda$ quant à l'existence d'une primitive aller-retour caractérisée par une synergie agoniste-antagoniste, nous pouvons supposer qu'une étude de corrélations révélera quelques caractéristiques de cette synergie et des contraintes qu'elle impose au système neuromusculaire. Dans un premier temps, nous avons voulu procéder à l'analyse en séparant nos données en deux groupes, pour confirmer la validité des observations au niveau de l'analyse des corrélations et celle la de variance. Toutefois, suite à l'analyse de la variance, nous nous sommes rendus compte que le nombre des sujets était trop faible pour que les deux groupes puissent être considérés comme statistiquement équivalents (voir l'annexe D). Nous avons donc décidé de procéder à l'analyse des résultats sur l'ensemble de nos données en une seule fois. Cependant, l'annexe D présente les données concernant les deux groupes – à titre de comparaison, nous obtenons des résultats très similaires à ceux de l'analyse globale présentée ici.

Lors de cette étude, nous avons observé des corrélations significatives (coefficient p inférieur à 0.01) et très nombreuses entre les différents paramètres du modèle ajusté et les quantités physiques associées au mouvement. Dans les tableaux qui suivent, les corrélations significatives sont identifiées en rouge.

Nous pouvons voir que, malgré leur grand nombre, seulement une partie des corrélations est universelle à tous les sujets: corrélations entre t_0 et le temps de réaction TR, qui indique une certaine stabilité temporelle dans le déroulement du mouvement, ainsi que 3 corrélations qu'on n'aurait pas pu deviner à priori : D_1 et D_2 , μ_1 et μ_2 , σ_1 et σ_1 (identifiées en jaune). Ces corrélations reflètent la synergie agoniste – antagoniste que nous cherchions.

Corrélations (sujet5) femme jeune Corrélations significatives marquées à $p < .01000$ N=64												
Variable	TM	Vmax	distance	TR	t0	D1	mu1	s1	D2	mu2	s2	
MT	1.00	-0.86	0.20	0.21	0.27	0.21	0.40	0.38	0.14	0.34	0.04	
Vmax	-0.86	1.00	0.05	-0.15	-0.26	-0.24	-0.32	-0.48	-0.21	-0.25	-0.20	
distance	0.20	0.05	1.00	0.25	0.30	0.16	-0.01	0.29	0.04	-0.14	0.19	
TR	0.21	-0.15	0.25	1.00	0.85	0.03	0.10	0.19	-0.02	0.10	0.03	
t0	0.27	-0.26	0.30	0.85	1.00	0.13	-0.32	0.57	0.05	-0.35	0.37	
D1	0.21	-0.24	0.16	0.03	0.13	1.00	0.22	0.48	0.99	-0.12	0.68	
mu1	0.40	-0.32	-0.01	0.10	-0.32	0.22	1.00	-0.34	0.24	0.90	-0.34	
s1	0.38	-0.48	0.29	0.19	0.57	0.48	-0.34	1.00	0.39	-0.53	0.75	
D2	0.14	-0.21	0.04	-0.02	0.05	0.99	0.24	0.39	1.00	-0.09	0.65	
mu2	0.34	-0.25	-0.14	0.10	-0.35	-0.12	0.90	-0.53	-0.09	1.00	-0.61	
s2	0.04	-0.20	0.19	0.03	0.37	0.68	-0.34	0.75	0.65	-0.61	1.00	

Tableau 6.8 Les corrélations observées chez le sujet 5

Corrélations (sujet6) homme jeune Corrélations significatives marquées à $p < .01000$ N=75												
Variable	MT	Vmax	distance	TR	t0	D1	mu1	s1	D2	mu2	s2	
MT	1.00	-0.41	0.39	-0.10	-0.23	-0.47	0.28	-0.25	-0.57	0.43	-0.21	
Vmax	-0.41	1.00	0.40	0.02	-0.03	0.33	-0.30	-0.34	0.14	-0.50	-0.10	
distance	0.39	0.40	1.00	0.02	-0.10	-0.37	-0.27	-0.45	-0.66	-0.28	0.02	
TR	-0.10	0.02	0.02	1.00	0.85	0.17	0.08	-0.00	0.12	0.02	-0.01	
t0	-0.23	-0.03	-0.10	0.85	1.00	0.19	-0.33	0.46	0.17	-0.33	0.32	
D1	-0.47	0.33	-0.37	0.17	0.19	1.00	0.23	0.23	0.93	-0.05	0.22	
mu1	0.28	-0.30	-0.27	0.08	-0.33	0.23	1.00	-0.48	0.27	0.92	-0.50	
s1	-0.25	-0.34	-0.45	-0.00	0.46	0.23	-0.48	1.00	0.33	-0.38	0.65	
D2	-0.57	0.14	-0.66	0.12	0.17	0.93	0.27	0.33	1.00	0.06	0.20	
mu2	0.43	-0.50	-0.28	0.02	-0.33	-0.05	0.92	-0.38	0.06	1.00	-0.46	
s2	-0.21	-0.10	0.02	-0.01	0.32	0.22	-0.50	0.65	0.20	-0.46	1.00	

Tableau 6.9 Les corrélations observées chez le sujet 6

Corrélations (sujet7) femme jeune Corrélations significatives marquées à $p < .01000$ N=27											
Variable	Vmax	distance	MT	TR	t0	D1	mu1	s1	D2	mu2	s2
Vmax	1.00	0.25	-0.62	0.07	0.00	-0.05	-0.45	-0.30	0.05	-0.37	-0.15
distance	0.25	1.00	-0.38	-0.14	0.01	0.17	-0.16	-0.01	0.06	-0.24	-0.02
MT	-0.62	-0.38	1.00	0.01	-0.03	-0.04	0.32	0.12	-0.05	0.40	0.09
TR	0.07	-0.14	0.01	1.00	0.50	-0.11	-0.01	-0.11	-0.01	0.10	-0.10
t0	0.00	0.01	-0.03	0.50	1.00	0.28	-0.28	0.54	0.19	-0.70	0.57
D1	-0.05	0.17	-0.04	-0.11	0.28	1.00	0.50	0.74	0.85	-0.34	0.71
mu1	-0.45	-0.16	0.32	-0.01	-0.28	0.50	1.00	0.37	0.39	0.49	0.25
s1	-0.30	-0.01	0.12	-0.11	0.54	0.74	0.37	1.00	0.55	-0.52	0.92
D2	0.05	0.06	-0.05	-0.01	0.19	0.85	0.39	0.55	1.00	-0.23	0.62
mu2	-0.37	-0.24	0.40	0.10	-0.70	-0.34	0.49	-0.52	-0.23	1.00	-0.60
s2	-0.15	-0.02	0.09	-0.10	0.57	0.71	0.25	0.92	0.62	-0.60	1.00

Tableau 6.10 Les corrélations observées chez le sujet 7

Corrélations (sujet8) femme âgée Corrélations significatives marquées à $p < .01000$ N=73											
Variable	Vmax	distance	MT	TR	t0	D1	u1	s1	D2	u2	s2
Vmax	1.00	-0.08	-0.76	0.44	0.36	-0.27	-0.66	-0.26	-0.24	-0.64	-0.03
distance	-0.08	1.00	0.15	-0.20	-0.22	0.14	0.20	-0.03	0.11	0.25	0.24
MT	-0.76	0.15	1.00	-0.36	-0.34	0.18	0.54	0.11	0.29	0.63	0.00
TR	0.44	-0.20	-0.36	1.00	0.68	-0.09	-0.16	-0.15	-0.10	-0.21	-0.15
t0	0.36	-0.22	-0.34	0.68	1.00	0.19	-0.43	0.47	0.11	-0.68	0.38
D1	-0.27	0.14	0.18	-0.09	0.19	1.00	0.57	0.74	0.87	-0.02	0.76
u1	-0.66	0.20	0.54	-0.16	-0.43	0.57	1.00	0.11	0.50	0.77	0.06
s1	-0.26	-0.03	0.11	-0.15	0.47	0.74	0.11	1.00	0.52	-0.39	0.79
D2	-0.24	0.11	0.29	-0.10	0.11	0.87	0.50	0.52	1.00	0.06	0.72
u2	-0.64	0.25	0.63	-0.21	-0.68	-0.02	0.77	-0.39	0.06	1.00	-0.43
s2	-0.03	0.24	0.00	-0.15	0.38	0.76	0.06	0.79	0.72	-0.43	1.00

Tableau 6.11 Les corrélations observées chez le sujet 8

Variable	Corrélations (sujet9) homme jeune Corrélations significatives marquées à $p < .01000$ N=48										
	Vmax	distance	MT	TR	t0	D1	mu1	s1	D2	mu2	s2
Vmax	1.00	0.19	-0.24	0.07	-0.29	0.21	-0.05	-0.43	0.19	-0.09	-0.02
distance	0.19	1.00	-0.40	0.16	-0.01	0.08	-0.04	-0.14	-0.00	-0.03	-0.04
MT	-0.24	-0.40	1.00	-0.18	-0.02	-0.06	0.18	0.13	-0.05	0.19	-0.01
TR	0.07	0.16	-0.18	1.00	0.36	0.00	0.43	-0.25	0.03	0.40	-0.29
t0	-0.29	-0.01	-0.02	0.36	1.00	0.35	-0.45	0.67	0.33	-0.53	0.52
D1	0.21	0.08	-0.06	0.00	0.35	1.00	-0.07	0.26	0.98	-0.41	0.67
mu1	-0.05	-0.04	0.18	0.43	-0.45	-0.07	1.00	-0.58	-0.04	0.91	-0.58
s1	-0.43	-0.14	0.13	-0.25	0.67	0.26	-0.58	1.00	0.19	-0.69	0.70
D2	0.19	-0.00	-0.05	0.03	0.33	0.98	-0.04	0.19	1.00	-0.37	0.64
mu2	-0.09	-0.03	0.19	0.40	-0.53	-0.41	0.91	-0.69	-0.37	1.00	-0.81
s2	-0.02	-0.04	-0.01	-0.29	0.52	0.67	-0.58	0.70	0.64	-0.81	1.00

Tableau 6.12 Les corrélations observées chez le sujet 9

Variable	Corrélations (sujet10) femme jeune Corrélations significatives marquées à $p < .01000$ N=106										
	Vmax	distance	MT	TR	t0	D1	u1	s1	D2	u2	s2
Vmax	1.00	0.03	-0.31	-0.03	0.06	0.29	-0.34	-0.23	0.28	-0.48	-0.01
distance	0.03	1.00	0.43	0.19	-0.08	-0.17	0.16	-0.22	-0.26	0.27	-0.21
MT	-0.31	0.43	1.00	0.13	-0.22	-0.21	0.33	-0.23	-0.26	0.40	-0.29
TR	-0.03	0.19	0.13	1.00	0.45	-0.07	0.34	-0.28	-0.07	0.37	-0.29
t0	0.06	-0.08	-0.22	0.45	1.00	-0.07	-0.55	0.54	-0.09	-0.50	0.27
D1	0.29	-0.17	-0.21	-0.07	-0.07	1.00	0.26	0.16	0.99	-0.09	0.61
u1	-0.34	0.16	0.33	0.34	-0.55	0.26	1.00	-0.51	0.27	0.90	-0.19
s1	-0.23	-0.22	-0.23	-0.28	0.54	0.16	-0.51	1.00	0.11	-0.58	0.67
D2	0.28	-0.26	-0.26	-0.07	-0.09	0.99	0.27	0.11	1.00	-0.07	0.59
u2	-0.48	0.27	0.40	0.37	-0.50	-0.09	0.90	-0.58	-0.07	1.00	-0.39
s2	-0.01	-0.21	-0.29	-0.29	0.27	0.61	-0.19	0.67	0.59	-0.39	1.00

Tableau 6.13 Les corrélations observées chez le sujet 10

Variable	Corrélations (sujet11) femme jeune Corrélations significatives marquées à $p < .01000$ N=61										
	MT	Vmax	distance	TR	t0	D1	mu1	s1	D2	mu2	s2
MT	1.00	0.10	-0.13	-0.07	-0.14	-0.47	0.06	-0.10	-0.34	0.10	-0.14
Vmax	0.10	1.00	0.03	0.03	-0.11	-0.31	-0.32	-0.36	-0.20	-0.18	-0.42
distance	-0.13	0.03	1.00	0.12	0.15	0.20	-0.05	-0.09	0.03	0.03	0.04
TR	-0.07	0.03	0.12	1.00	0.64	-0.04	-0.02	-0.06	-0.07	0.06	-0.10
t0	-0.14	-0.11	0.15	0.64	1.00	-0.02	-0.60	0.59	-0.10	-0.65	0.32
D1	-0.47	-0.31	0.20	-0.04	-0.02	1.00	0.46	0.22	0.96	0.13	0.64
mu1	0.06	-0.32	-0.05	-0.02	-0.60	0.46	1.00	-0.41	0.52	0.87	0.07
s1	-0.10	-0.36	-0.09	-0.06	0.59	0.22	-0.41	1.00	0.18	-0.73	0.74
D2	-0.34	-0.20	0.03	-0.07	-0.10	0.96	0.52	0.18	1.00	0.17	0.63
mu2	0.10	-0.18	0.03	0.06	-0.65	0.13	0.87	-0.73	0.17	1.00	-0.32
s2	-0.14	-0.42	0.04	-0.10	0.32	0.64	0.07	0.74	0.63	-0.32	1.00

Tableau 6.14 Les corrélations observées chez le sujet 11

Variable	Corrélations (sujet12) femme âgée Corrélations significatives marquées à $p < .01000$ N=47										
	MT	Vmax	distance	TR	t0	D1	mu1	s1	D2	mu2	s2
MT	1.00	-0.71	0.13	0.23	0.15	0.50	0.57	0.25	0.49	0.60	-0.18
Vmax	-0.71	1.00	0.16	0.03	0.08	-0.16	-0.43	-0.21	-0.16	-0.44	0.11
distance	0.13	0.16	1.00	0.07	0.08	0.19	0.08	0.10	-0.04	0.15	-0.38
TR	0.23	0.03	0.07	1.00	0.82	0.42	0.34	-0.05	0.47	0.31	-0.03
t0	0.15	0.08	0.08	0.82	1.00	0.45	-0.16	0.46	0.40	-0.17	0.27
D1	0.50	-0.16	0.19	0.42	0.45	1.00	0.32	0.39	0.94	0.22	0.20
mu1	0.57	-0.43	0.08	0.34	-0.16	0.32	1.00	-0.51	0.43	0.96	-0.44
s1	0.25	-0.21	0.10	-0.05	0.46	0.39	-0.51	1.00	0.23	-0.48	0.42
D2	0.49	-0.16	-0.04	0.47	0.40	0.94	0.43	0.23	1.00	0.31	0.31
mu2	0.60	-0.44	0.15	0.31	-0.17	0.22	0.96	-0.48	0.31	1.00	-0.51
s2	-0.18	0.11	-0.38	-0.03	0.27	0.20	-0.44	0.42	0.31	-0.51	1.00

Tableau 6.15 Les corrélations observées chez le sujet 12

Variable	Corrélations (sujet13) homme jeune Corrélations significatives marquées à $p < .01000$ N=63										
	MT	Vmax	distance	TR	t0	D1	mu1	s1	D2	mu2	s2
MT	1.00	-0.46	0.51	0.28	0.06	0.37	0.47	0.23	0.21	0.41	-0.08
Vmax	-0.46	1.00	-0.03	-0.14	0.14	-0.15	-0.64	-0.14	-0.12	-0.59	0.29
distance	0.51	-0.03	1.00	0.28	0.21	0.36	0.18	0.19	0.02	0.08	-0.02
TR	0.28	-0.14	0.28	1.00	0.55	-0.04	0.31	-0.18	-0.10	0.36	-0.30
t0	0.06	0.14	0.21	0.55	1.00	0.09	-0.46	0.46	0.05	-0.45	0.23
D1	0.37	-0.15	0.36	-0.04	0.09	1.00	0.22	0.55	0.89	-0.07	0.54
mu1	0.47	-0.64	0.18	0.31	-0.46	0.22	1.00	-0.33	0.18	0.90	-0.38
s1	0.23	-0.14	0.19	-0.18	0.46	0.55	-0.33	1.00	0.53	-0.55	0.70
D2	0.21	-0.12	0.02	-0.10	0.05	0.89	0.18	0.53	1.00	-0.13	0.67
mu2	0.41	-0.59	0.08	0.36	-0.45	-0.07	0.90	-0.55	-0.13	1.00	-0.69
s2	-0.08	0.29	-0.02	-0.30	0.23	0.54	-0.38	0.70	0.67	-0.69	1.00

Tableau 6.16 Les corrélations observées chez le sujet 13

Variable	Corrélations (sujet14) homme âgé Corrélations significatives marquées à $p < .01000$ N=28										
	MT	Vmax	distance	TR	t0	D1	mu1	s1	D2	mu2	s2
MT	1.00	-0.56	-0.29	-0.38	-0.24	-0.05	0.08	0.37	0.08	0.48	0.15
Vmax	-0.56	1.00	-0.51	0.09	0.27	0.31	-0.67	0.07	0.43	-0.84	0.01
distance	-0.29	-0.51	1.00	0.18	-0.07	-0.06	0.66	-0.26	-0.41	0.38	0.09
TR	-0.38	0.09	0.18	1.00	0.86	-0.22	0.23	-0.39	-0.27	0.15	-0.38
t0	-0.24	0.27	-0.07	0.86	1.00	-0.02	-0.17	0.04	-0.02	-0.19	-0.16
D1	-0.05	0.31	-0.06	-0.22	-0.02	1.00	-0.01	0.60	0.93	-0.47	0.82
mu1	0.08	-0.67	0.66	0.23	-0.17	-0.01	1.00	-0.38	-0.20	0.78	0.05
s1	0.37	0.07	-0.26	-0.39	0.04	0.60	-0.38	1.00	0.60	-0.44	0.67
D2	0.08	0.43	-0.41	-0.27	-0.02	0.93	-0.20	0.60	1.00	-0.52	0.71
mu2	0.48	-0.84	0.38	0.15	-0.19	-0.47	0.78	-0.44	-0.52	1.00	-0.29
s2	0.15	0.01	0.09	-0.38	-0.16	0.82	0.05	0.67	0.71	-0.29	1.00

Tableau 6.17 Les corrélations observées chez le sujet 14

Corrélations (sujet15) homme âgé Corrélations significatives marquées à $p < .01000$ N=44											
Variable	Vmax	distance	MT	TR	t0	D1	mu1	s1	D2	mu2	s2
Vmax	1.00	0.18	-0.44	-0.05	0.10	0.05	-0.40	0.11	0.03	-0.36	0.18
distance	0.18	1.00	-0.77	-0.18	0.06	0.21	-0.20	0.28	-0.03	-0.78	0.38
MT	-0.44	-0.77	1.00	0.23	-0.13	-0.18	0.42	-0.44	0.05	0.86	-0.50
TR	-0.05	-0.18	0.23	1.00	0.70	0.15	0.38	-0.14	0.25	0.28	-0.08
t0	0.10	0.06	-0.13	0.70	1.00	0.36	-0.23	0.44	0.33	-0.21	0.29
D1	0.05	0.21	-0.18	0.15	0.36	1.00	0.23	0.55	0.89	-0.22	0.58
mu1	-0.40	-0.20	0.42	0.38	-0.23	0.23	1.00	-0.43	0.31	0.55	-0.24
s1	0.11	0.28	-0.44	-0.14	0.44	0.55	-0.43	1.00	0.30	-0.52	0.66
D2	0.03	-0.03	0.05	0.25	0.33	0.89	0.31	0.30	1.00	0.04	0.52
mu2	-0.36	-0.78	0.86	0.28	-0.21	-0.22	0.55	-0.52	0.04	1.00	-0.45
s2	0.18	0.38	-0.50	-0.08	0.29	0.58	-0.24	0.66	0.52	-0.45	1.00

Tableau 6.18 Les corrélations observées chez le sujet 15

Une autre observation qu'on peut faire concerne le fait que les paramètres delta-lognormaux extraits sont en général très corrélés entre eux. Ils font tous partie d'une équation qui caractérise la primitive effectuée et leur co-dépendance est possiblement une expression des contraintes imposées sur le mouvement par la tâche demandée, ainsi que par l'état et le fonctionnement du système neuromusculaire de chaque individu. Par exemple, on remarque que t_0 est souvent corrélé aux paramètres μ_i et σ_i . Cela suggère une interdépendance entre la partie préparation de la « commande » et la partie « exécution » du mouvement, ce qui est probable dans le contexte automatisé d'une primitive.

Mis à part les corrélations présentées ici, nous avons aussi étudié les corrélations entre différentes expressions mathématiques¹ qui combinent plusieurs paramètres du modèle $\Delta\Lambda$. Bien que ces études soient prometteuses au niveau de l'analyse des stratégies individuelles du mouvement, ce que nous cherchions d'abord pour caractériser

¹ significatives au niveau des équations développées au chapitre 3 et 4, et plus particulièrement au niveau des équations qui déterminent le passage par zéro du profil de vitesse (ch.3)

la synergie observée, c'étaient des corrélations universelles. Nous en avons trouvé une, positive, entre D_1 et la quantité $(\mu_1 - \mu_2)$. Une interprétation potentielle de cette corrélation serait de dire que plus le système agoniste agit avec une grande amplitude, plus le délai entre les deux systèmes agoniste et antagoniste s'agrandit. Cela pourrait contribuer entre autres à la conservation de la forme (à échelle) du mouvement.

6.3.2. Corrélations globales pour l'ensemble des sujets, pour les personnes âgées et pour les jeunes

Cette section présente les tableaux des corrélations calculées à partir de l'ensemble des sujets, ainsi que les deux groupes d'âge. Autant chez les jeunes que chez les personnes âgées, les corrélations observées à titre individuel persistent. On remarque cependant que les corrélations entre les paires des paramètres agoniste – antagoniste sont un peu plus fortes chez les jeunes. Cela laisse supposer que chez ces derniers, la synergie entre les deux systèmes est plus marquée. Par contre, les corrélations entre les variables temporelles, telles le temps de réaction TR, le mode et t_0 , présentes aussi chez les deux groupes, sont plus prononcées chez les personnes âgées. Cela peut être dû au fait que les personnes âgées ont tendance à présenter des temps de réaction plus longs et plus variables, tout en gardant une certaine stabilité dans l'exécution des mouvements delta-lognormaux.

Une autre différence entre les deux groupes réside dans les corrélations associées aux paramètres μ_i : chez les jeunes, ces paramètres semblent influencer davantage le mode du profil de vitesse, tandis que chez les personnes âgées, ils influencent davantage la durée du mouvement. Encore là, cette observation est compatible avec l'hypothèse que les temps de réaction (reliés à t_0) sont plus longs chez les personnes âgées, et que par conséquent le mode dépend surtout de t_0 . Par contre, chez les jeunes, si la partie des temps de réaction due à t_0 est relativement plus courte, le mode va dépendre aussi de manière significative des μ_i .

Tableau 6.19 Les corrélations globales pour l'ensemble des sujets

CORRÉLATIONS - TOUS																
Corrélations significatives marquées à $p < .01000$																
N=636 (Observations à VM ignorées) corrélations à 0.5 et + en gras, corrélations à 0.7 et + encadrées																
Variable	TR	mode	MT	Vmax	distance	t0	D1	u1	s1	D2	u2	s2	D1-D2	D1/D2	u1-u2	s1/s2
TR	1.00	0.96	0.37	-0.27	0.20	0.83	-0.04	0.38	-0.08	-0.08	0.46	-0.19	0.07	0.16	-0.06	0.16
mode	0.96	1.00	0.49	-0.45	0.21	0.75	0.01	0.56	-0.06	-0.03	0.62	-0.19	0.11	0.12	0.05	0.19
MT	0.37	0.49	1.00	-0.50	0.08	0.24	-0.13	0.44	0.14	-0.18	0.57	-0.12	0.07	0.15	-0.12	0.41
Vmax	-0.27	-0.45	-0.50	1.00	-0.02	-0.17	-0.01	-0.62	-0.25	0.01	-0.63	-0.03	-0.06	0.01	-0.17	-0.37
distance	0.20	0.21	0.08	-0.02	1.00	0.16	0.20	0.11	-0.03	-0.08	0.07	0.04	0.77	0.41	0.13	-0.01
t0	0.83	0.75	0.24	-0.17	0.16	1.00	0.00	-0.06	0.32	-0.05	0.04	0.13	0.13	0.13	-0.23	0.37
D1	-0.04	0.01	-0.13	-0.01	0.20	0.00	1.00	0.21	0.27	0.94	-0.01	0.54	0.55	-0.33	0.53	-0.18
mu1	0.38	0.56	0.44	-0.62	0.11	-0.06	0.21	1.00	-0.29	0.20	0.91	-0.24	0.11	-0.08	0.50	-0.10
s1	-0.08	-0.06	0.14	-0.25	-0.03	0.32	0.27	-0.29	1.00	0.22	-0.34	0.70	0.26	-0.19	0.00	0.55
D2	-0.08	-0.03	-0.18	0.01	-0.08	-0.05	0.94	0.20	0.22	1.00	-0.01	0.51	0.24	-0.46	0.51	-0.23
mu2	0.46	0.62	0.57	-0.63	0.07	0.04	-0.01	0.91	-0.34	-0.01	1.00	-0.39	0.00	-0.00	0.10	0.04
s2	-0.19	-0.19	-0.12	-0.03	0.04	0.13	0.54	-0.24	0.70	0.51	-0.39	1.00	0.28	-0.37	0.23	-0.14
dif D	0.07	0.11	0.07	-0.06	0.77	0.13	0.55	0.11	0.26	0.24	0.00	0.28	1.00	0.19	0.26	0.06
rap D	0.16	0.12	0.15	0.01	0.41	0.13	-0.33	-0.08	-0.19	-0.46	-0.00	-0.37	0.19	1.00	-0.19	0.31
dif u	-0.06	0.05	-0.12	-0.17	0.13	-0.23	0.53	0.50	0.00	0.51	0.10	0.23	0.26	-0.19	1.00	-0.33
rap s	0.16	0.19	0.41	-0.37	-0.01	0.37	-0.18	-0.10	0.55	-0.23	0.04	-0.14	0.06	0.31	-0.33	1.00

Tableau 6.20 Les corrélations globales pour les jeunes

CORRÉLATIONS - JEUNES																
Corrélations significatives marquées à $p < .01000$																
N=444 (Observations à VM ignorées) corrélations à 0.5 et + en gras, corrélations à 0.7 et + encadrées																
Variable	TR	mode	MT	Vmax	distance	t0	D1	u1	s1	D2	u2	s2	D1-D2	D1/D2	u1-u2	s1/s2
TR	1.00	0.95	-0.05	-0.05	-0.04	0.76	0.05	0.32	-0.10	0.09	0.37	-0.17	-0.08	-0.14	0.08	0.02
mode	0.95	1.00	-0.08	-0.25	-0.00	0.68	0.15	0.51	-0.10	0.19	0.54	-0.17	-0.03	-0.20	0.22	0.02
MT	-0.05	-0.08	1.00	0.07	0.07	0.02	-0.11	-0.12	0.25	-0.14	-0.12	0.04	0.04	0.16	-0.07	0.30
Vmax	-0.05	-0.25	0.07	1.00	0.09	-0.04	-0.12	-0.46	-0.28	-0.14	-0.45	-0.12	0.02	0.23	-0.28	-0.33
distance	-0.04	-0.00	0.07	0.09	1.00	-0.12	0.24	0.09	-0.10	0.01	0.04	0.00	0.76	0.30	0.15	-0.10
t0	0.76	0.68	0.02	-0.04	-0.12	1.00	0.03	-0.22	0.40	0.05	-0.19	0.22	-0.05	-0.12	-0.20	0.39
D1	0.05	0.15	-0.11	-0.12	0.24	0.03	1.00	0.35	0.23	0.96	0.13	0.52	0.58	-0.36	0.64	-0.15
mu1	0.32	0.51	-0.12	-0.46	0.09	-0.22	0.35	1.00	-0.37	0.38	0.93	-0.24	0.08	-0.25	0.69	-0.32
s1	-0.10	-0.10	0.25	-0.28	-0.10	0.40	0.23	-0.37	1.00	0.21	-0.49	0.73	0.17	-0.24	0.02	0.68
D2	0.09	0.19	-0.14	-0.14	0.01	0.05	0.96	0.38	0.21	1.00	0.16	0.51	0.32	-0.47	0.64	-0.17
mu2	0.37	0.54	-0.12	-0.45	0.04	-0.19	0.13	0.93	-0.49	0.16	1.00	-0.43	-0.03	-0.13	0.39	-0.29
s2	-0.17	-0.17	0.04	-0.12	0.00	0.22	0.52	-0.24	0.73	0.51	-0.43	1.00	0.26	-0.41	0.25	0.06
dif D	-0.08	-0.03	0.04	0.02	0.76	-0.05	0.58	0.08	0.17	0.32	-0.03	0.26	1.00	0.13	0.27	0.00
rap D	-0.14	-0.20	0.16	0.23	0.30	-0.12	-0.36	-0.25	-0.24	-0.47	-0.13	-0.41	0.13	1.00	-0.38	0.22
dif u	0.08	0.22	-0.07	-0.28	0.15	-0.20	0.64	0.69	0.02	0.64	0.39	0.25	0.27	-0.38	1.00	-0.24
rap s	0.02	0.02	0.30	-0.33	-0.10	0.39	-0.15	-0.32	0.68	-0.17	-0.29	0.06	0.00	0.22	-0.24	1.00

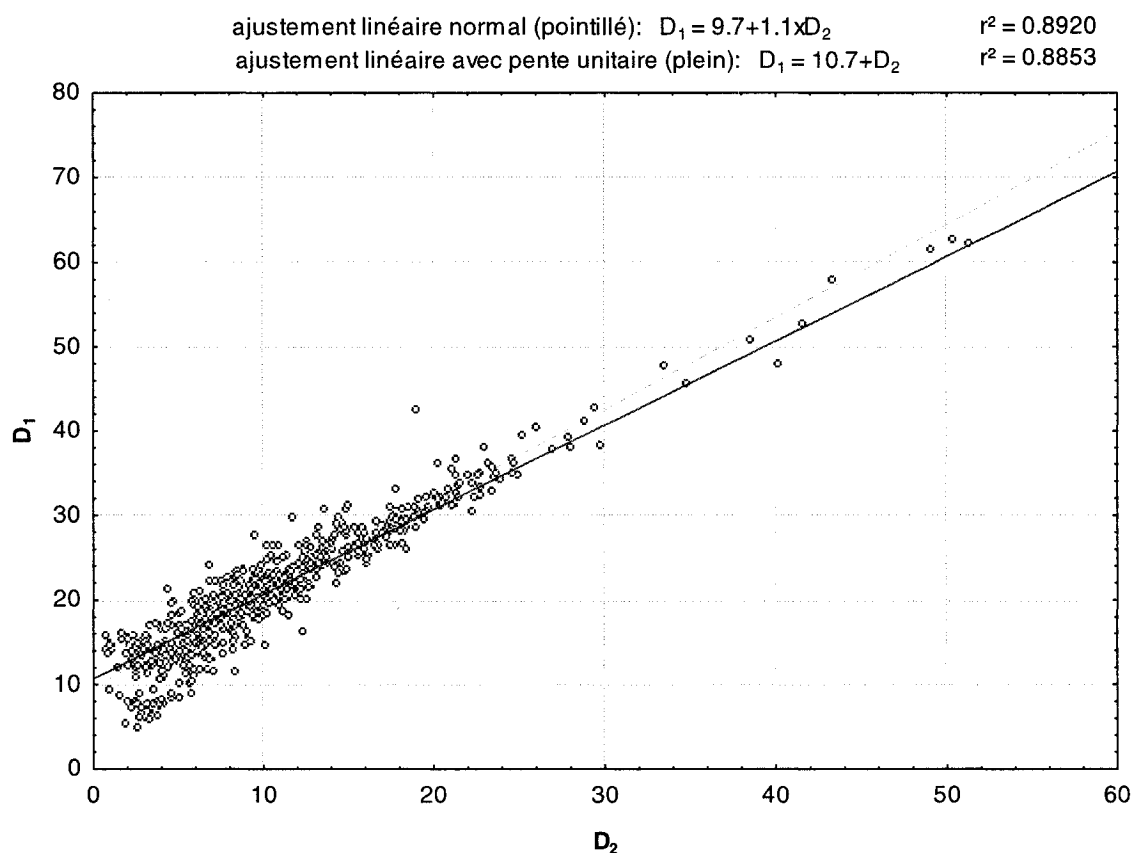
Tableau 6.21 Les corrélations globales pour les personnes âgées

CORRÉLATIONS - AGÉS																
Corrélations significatives marquées à $p < .01000$																
N=192 (Observations à VM ignorées) corrélations à 0.5 et + en gras, corrélations à 0.7 et + encadrées																
Variable	TR	mode	MT	Vmax	distance	t0	D1	u1	s1	D2	u2	s2	D1-D2	D1/D2	u1-u2	s1/s2
TR	1.00	0.97	0.08	0.33	0.35	0.84	-0.05	0.04	-0.22	-0.11	0.16	-0.19	0.11	0.22	-0.16	0.04
mode	0.97	1.00	0.20	0.14	0.33	0.76	0.03	0.23	-0.23	-0.03	0.29	-0.20	0.12	0.16	-0.04	0.04
MT	0.08	0.20	1.00	-0.50	-0.24	-0.08	0.05	0.46	-0.08	0.17	0.71	-0.26	-0.21	-0.12	-0.27	0.33
Vmax	0.33	0.14	-0.50	1.00	0.26	0.43	-0.05	-0.60	-0.05	-0.14	-0.48	0.04	0.13	0.19	-0.25	-0.11
distance	0.35	0.33	-0.24	0.26	1.00	0.38	0.19	-0.07	0.06	-0.20	-0.16	0.15	0.79	0.50	0.11	-0.02
t0	0.84	0.76	-0.08	0.43	0.38	1.00	0.09	-0.39	0.23	-0.04	-0.23	0.11	0.27	0.20	-0.27	0.22
D1	-0.05	0.03	0.05	-0.05	0.19	0.09	1.00	0.20	0.49	0.90	-0.10	0.62	0.59	-0.33	0.43	-0.18
mu1	0.04	0.23	0.46	-0.60	-0.07	-0.39	0.20	1.00	-0.44	0.27	0.75	-0.23	-0.05	-0.20	0.48	-0.29
s1	-0.22	-0.23	-0.08	-0.05	0.06	0.23	0.49	-0.44	1.00	0.36	-0.47	0.67	0.44	-0.21	-0.03	0.34
D2	-0.11	-0.03	0.17	-0.14	-0.20	-0.04	0.90	0.27	0.36	1.00	0.02	0.55	0.17	-0.53	0.37	-0.24
mu2	0.16	0.29	0.71	-0.48	-0.16	-0.23	-0.10	0.75	-0.47	0.02	1.00	-0.41	-0.27	-0.19	-0.22	0.02
s2	-0.19	-0.20	-0.26	0.04	0.15	0.11	0.62	-0.23	0.67	0.55	-0.41	1.00	0.37	-0.35	0.21	-0.38
dif D	0.11	0.12	-0.21	0.13	0.79	0.27	0.59	-0.05	0.44	0.17	-0.27	0.37	1.00	0.24	0.28	0.05
rap D	0.22	0.16	-0.12	0.19	0.50	0.20	-0.33	-0.20	-0.21	-0.53	-0.19	-0.35	0.24	1.00	-0.04	0.33
dif u	-0.16	-0.04	-0.27	-0.25	0.11	-0.27	0.43	0.48	-0.03	0.37	-0.22	0.21	0.28	-0.04	1.00	-0.45
rap s	0.04	0.04	0.33	-0.11	-0.02	0.22	-0.18	-0.29	0.34	-0.24	0.02	-0.38	0.05	0.33	-0.45	1.00

6.3.3. Graphiques des corrélations principales chez l'ensemble des sujets

La synergie révélée par les corrélations entre les paires des paramètres agonistes et antagonistes $D_1 - D_2$, $\mu_1 - \mu_2$ et $\sigma_1 - \sigma_2$ possède des propriétés intéressantes qui peuvent être illustrées par une représentation graphique.

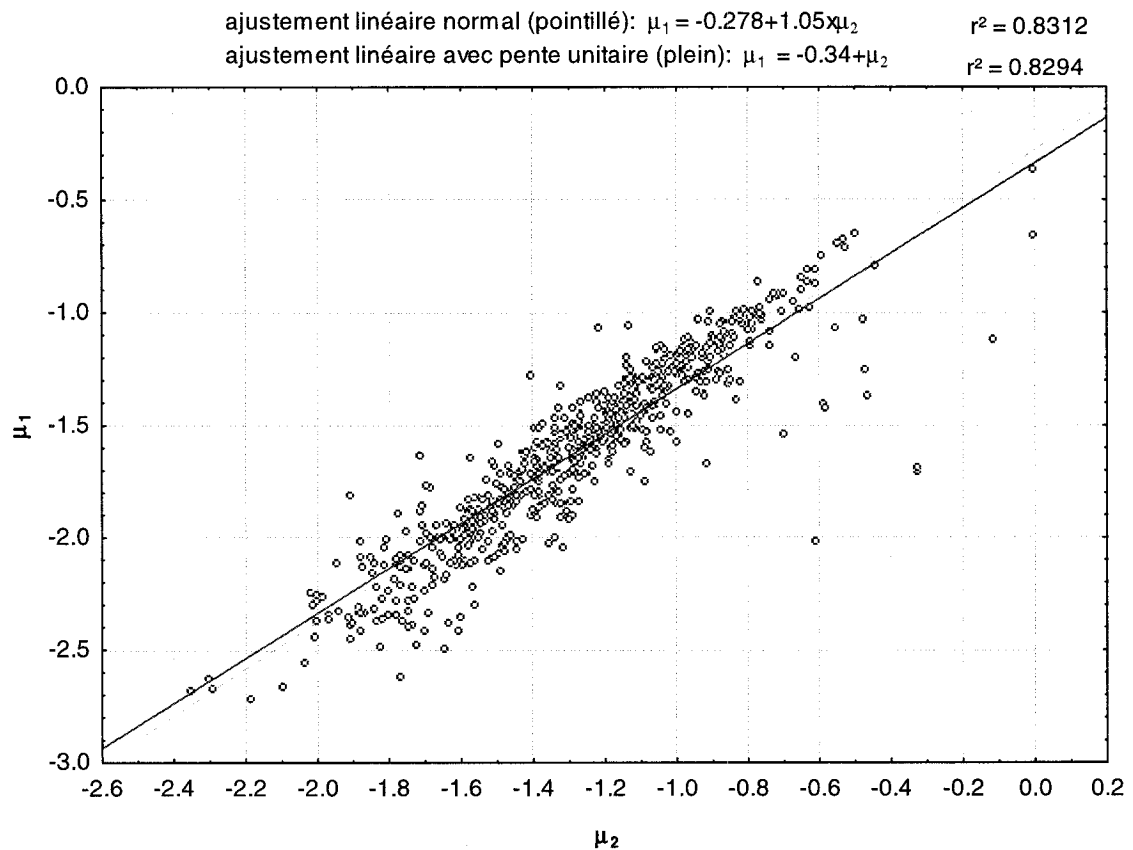
Fig. 6.4 Le paramètre D_1 vs le paramètre D_2



Dans la figure 6.4, on voit qu'un ajustement aussi simple que $D_1 = D_2 + 10.7$ explique 88.5% de la variation entre D_1 et D_2 . Or, si on se réfère à la figure 5.5 du chapitre 5, on peut voir que 10.7 cm correspond tout simplement à une distance plausible entre le point d'arrivée et le point de départ du protocole expérimental imposé aux sujets. Donc, la corrélation entre D_1 et D_2 peut être interprétée comme étant l'équivalent delta-lognormal de la stabilisation de la distance couverte par les sujets.

Ceci est tout à fait cohérent avec le modèle qui prédit que $D_1 - D_2 = D$. De plus, la figure 6.4 illustre clairement une autre contrainte liée cette synergie : $D_1 > D_2$. Cette condition est vraisemblablement liée à la forme du trait effectué, où la longueur de l'aller demeure plus grande que celle du retour.

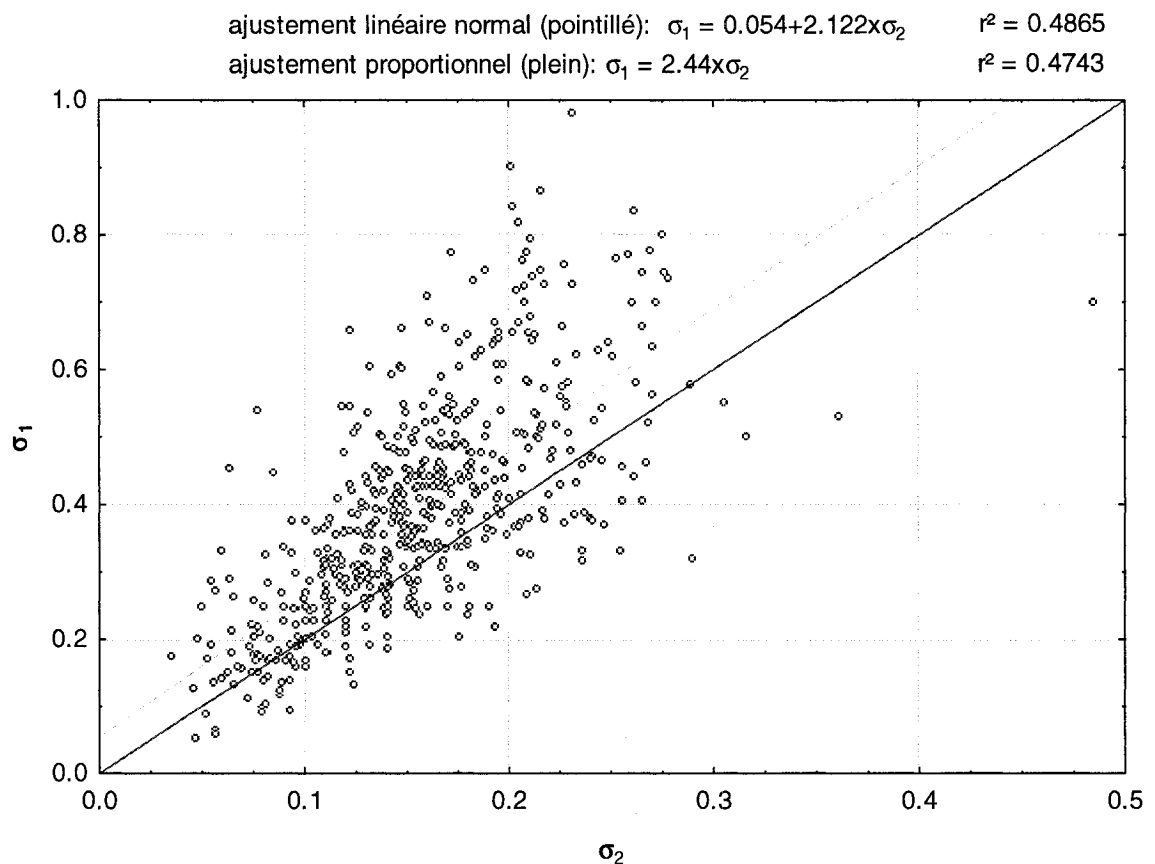
Fig. 6.5 Le paramètre μ_1 vs le paramètre μ_2



Pour la paire $\mu_1 - \mu_2$, encore une fois un simple ajustement $\mu_1 = \mu_2 - 0.34$ explique 83% de la variation. Donc la corrélation entre ces deux paramètres peut être interprétée là aussi comme une certaine stabilisation de la différence $\mu_1 - \mu_2$. En termes physiques, cela implique que les délais agonistes et antagonistes associés à ces paramètres gardent une proportion relativement constante. On peut aussi interpréter la relation entre μ_1 et μ_2 comme étant un reflet de la stabilité temporelle des profils de

vitesse, causée par la contrainte de faire un mouvement très rapide. Et puisque nous sommes en présence d'un mouvement aller-retour, l'activation agoniste doit précéder l'activation antagoniste, ce qui implique que $\mu_1 > \mu_2$, comme c'est bien le cas sur le graphique 6.5.

Fig. 6.6 Le paramètre σ_1 vs le paramètre σ_2



Finalement, la corrélation entre σ_1 et σ_2 , qui est la plus faible des 3 paires, ne produit pas d'ajustement très fort. On peut néanmoins dire que les amplitudes des deux variables sont corrélées positivement.

En résumé, tout indique que les caractéristiques de la synergie observée sont causées par une combinaison de contraintes spatiales et temporelles de la tâche avec la forme du trait demandé.

6.3.4 Graphiques des corrélations reliées aux quantités temporelles

Nous pouvons voir à la section 6.3.2, qu'il existe une corrélation globale entre le temps de réaction TR et le paramètre t_0 , ainsi qu'entre le mode du profil de vitesse (le moment où la vitesse maximale est atteinte) et TR et t_0 . Les graphiques correspondant à ces corrélations (fig. 6.7 à 6.9) illustrent les relations trouvées, ainsi que les meilleurs ajustement linéaires.

Fig. 6.7 Le temps de réaction TR vs t_0

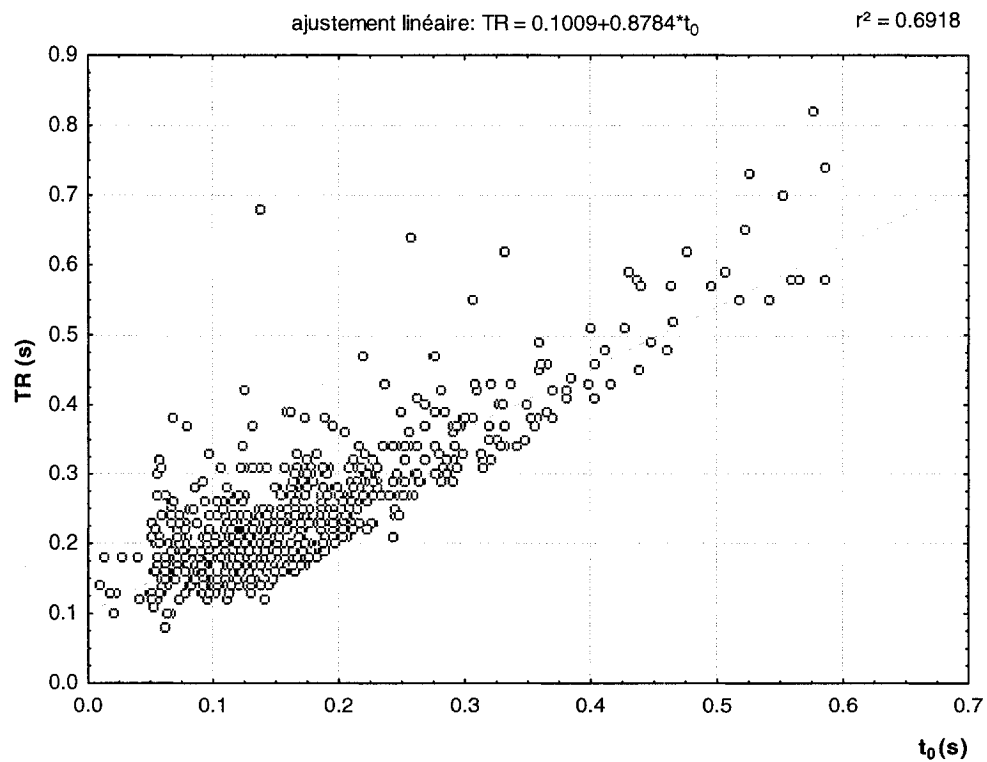
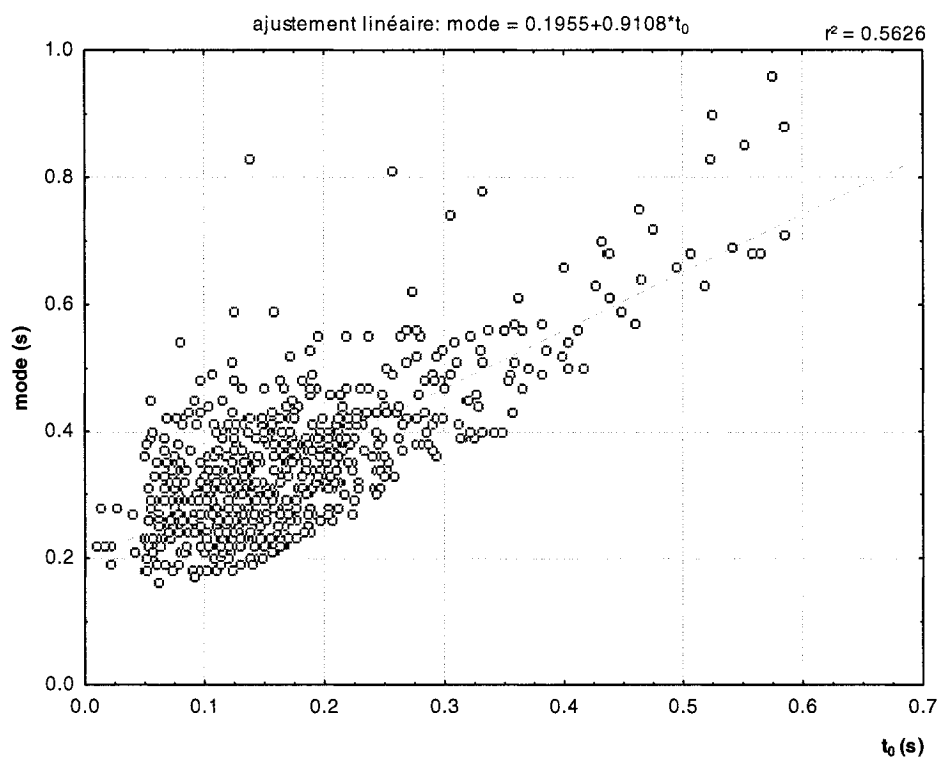
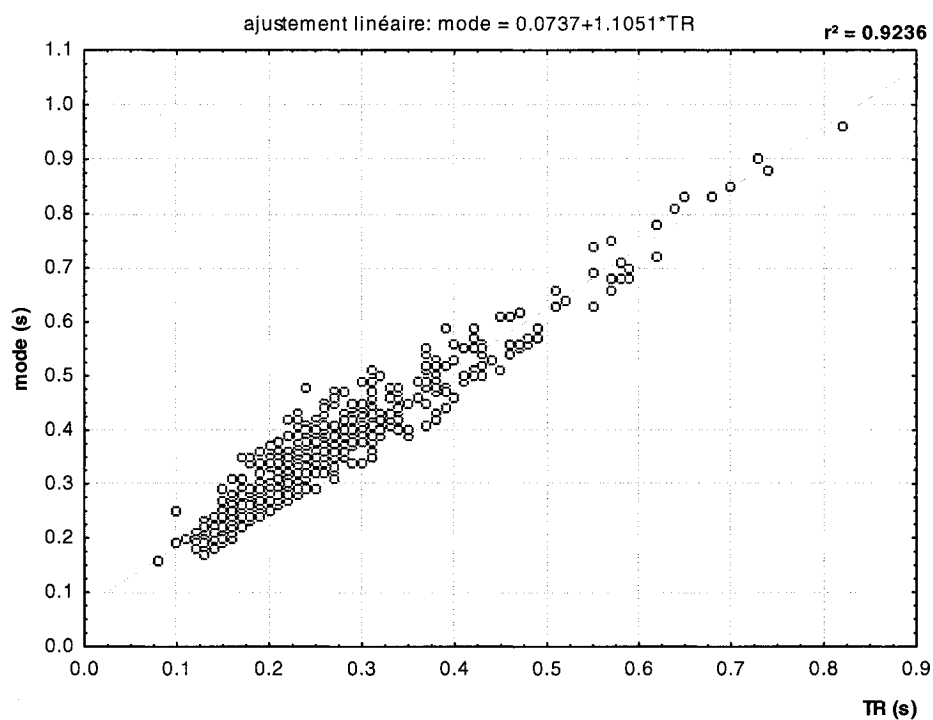


Fig. 6.8 Le mode du profil de vitesse vs t_0 **Fig. 6.9 Le mode du profil de vitesse vs TR**

En se basant sur la fig. 6.9, on peut dire qu'approximativement, le délai entre le mode et TR est très stable, et se situe autour de 74 ms. Il s'agit de la phase du mouvement qui contient une accélération positive, ce qui correspond à une production active de la force musculaire. Le fait que cette phase présente une durée relativement stable illustre la standardisation du mouvement effectué.

La relation entre TR et t_0 implique qu'il existe un délai minimal entre ces deux variables et qu'il est de l'ordre de 100 ms pour cette expérience spécifique. Cette valeur peut être interprétée comme illustrant le temps de propagation des commandes. Il sera intéressant de voir dans des travaux futurs effectués au laboratoire Scribens si ce délai demeure semblable dans d'autres contextes expérimentaux, ou si, au contraire, il varie. Les résultats pourraient aider à définir plus précisément la nature de t_0 .

De plus, le fait que nous ayons observé une corrélation entre t_0 et le temps de réaction TR constitue une validation supplémentaire du modèle $\Delta\Delta$, puisque le temps de réaction dépend à la fois du processus de la commande et du processus son exécution.

6.3.5 Simulation

Pour mieux comprendre les corrélations observées et leur origine, nous avons effectué des simulations aléatoires des $\Delta\Delta$ soumises aux contraintes similaires à la tâche expérimentale. Ces simulations montrent l'apparition des paires de corrélations $D_1 - D_2$, $\mu_1 - \mu_2$ et $\sigma_1 - \sigma_2$, reliées à la synergie agoniste – antagoniste sous des contraintes simulées qui reproduisent les contraintes de la tâche expérimentale.

Pour générer les courbes, nous avons utilisé le programme SimSigma créé par Moussa Djiua au Laboratoire Scribens. Ce programme permet de générer des ensembles aléatoires des paramètres delta-lognormaux à l'intérieur des intervalles précis et avec des contraintes optionnelles. Comme point de départ, nous avons imposé les limites suivantes sur la valeur des paramètres:

- t_0 entre 0.01 et 0.5 s
- D_1 entre 5 et 60 cm
- μ_1 entre -2.8 et -0.4
- σ_1 entre 0.04 et 1
- D_2 entre 0 et 52 cm
- μ_2 entre -2.4 et 0
- σ_2 entre 0.04 et 1

Cela correspond aux limites réelles des paramètres extraits à partir de nos données. Ces limites sont reliées probablement aux contraintes neuromusculaires de chaque individu dans le contexte de la tâche demandée.

Ensuite, nous avons effectué 3 simulations différentes à l'intérieur de ces limites : simulation (A) où on a imposé un profil de vitesse correspondant à un trait simple (sans retour), simulation (B), à laquelle nous avons imposé un retour avec un seul passage de la vitesse par zéro^{*}, et simulation (C), elle aussi avec un retour, mais avec deux passages par zéro[†]. Finalement, nous effectuée une quatrième simulation (D), qui fut une répétition de la simulation (C) avec 3 contraintes supplémentaires, qui simulent les conditions classiques de l'interaction agoniste – antagoniste, entre autres dans le patron d'activation triphasique:

- 1) $D_1 > D_2$: l'action agoniste domine l'action antagoniste
- 2) $\mu_1 < \mu_2$: l'action antagoniste débute après l'action agoniste
- 3) $\sigma_1 > \sigma_2$: l'action antagoniste est plus courte que l'action agoniste

Les résultats de ces simulations sont présentés ci-dessous.

* retour simple

† retour avec une boucle à la fin

Variable	Corrélations Corrélations significatives marquées à $p < .01$ N=100						
	t0	D1	u1	s1	D2	u2	s2
t0	1.00	-0.07	-0.06	-0.07	-0.05	0.08	-0.10
D1	-0.07	1.00	0.22	0.07	0.23	0.16	-0.07
u1	-0.06	0.22	1.00	0.42	0.06	0.82	0.25
s1	-0.07	0.07	0.42	1.00	-0.00	0.43	0.59
D2	-0.05	0.23	0.06	-0.00	1.00	-0.01	0.24
u2	0.08	0.16	0.82	0.43	-0.01	1.00	0.14
s2	-0.10	-0.07	0.25	0.59	0.24	0.14	1.00

Tableau 6.22 Simulation A: corrélations observées en production de traits simples

Variable	Corrélations Corrélations significatives marquées à $p < .01$ N=100						
	t0	D1	u1	s1	D2	u2	s2
t0	1.00	-0.12	-0.16	0.12	-0.13	-0.13	0.09
D1	-0.12	1.00	0.02	0.00	0.98	-0.05	0.01
u1	-0.16	0.02	1.00	-0.05	0.01	0.42	-0.21
s1	0.12	0.00	-0.05	1.00	-0.01	0.00	0.61
D2	-0.13	0.98	0.01	-0.01	1.00	-0.04	-0.01
u2	-0.13	-0.05	0.42	0.00	-0.04	1.00	-0.17
s2	0.09	0.01	-0.21	0.61	-0.01	-0.17	1.00

Tableau 6.23 Simulation B: corrélations observées en production de traits aller-retour avec un seul passage de la vitesse par zéro

Variable	Corrélations Corrélations significatives marquées à $p < .01$ N=100						
	t0	D1	u1	s1	d2	u2	s2
t0	1.00	0.10	-0.07	0.21	0.12	0.02	0.26
D1	0.10	1.00	-0.02	0.06	0.98	-0.05	0.13
u1	-0.07	-0.02	1.00	0.06	-0.02	0.60	0.19
s1	0.21	0.06	0.06	1.00	0.05	0.19	0.47
d2	0.12	0.98	-0.02	0.05	1.00	-0.06	0.14
u2	0.02	-0.05	0.60	0.19	-0.06	1.00	0.07
s2	0.26	0.13	0.19	0.47	0.14	0.07	1.00

Tableau 6.24 Simulation C: corrélations observées en production de traits aller-retour avec deux passages de la vitesse par zéro

Variable	Corrélations Corrélations significatives marquées à $p < .01$ N=100						
	t0	D1	u1	s1	D2	u2	s2
t0	1.00	-0.06	-0.03	0.09	-0.06	0.04	0.18
D1	-0.06	1.00	0.00	0.20	0.99	-0.07	0.21
u1	-0.03	0.00	1.00	-0.05	0.01	0.74	0.18
s1	0.09	0.20	-0.05	1.00	0.19	0.20	0.41
D2	-0.06	0.99	0.01	0.19	1.00	-0.07	0.21
u2	0.04	-0.07	0.74	0.20	-0.07	1.00	0.04
s2	0.18	0.21	0.18	0.41	0.21	0.04	1.00

Tableau 6.25 Simulation D: corrélations observées en production de traits aller-retour avec deux passages de la vitesse par zéro et des contraintes supplémentaires sur l'action agoniste – antagoniste

On voit que déjà l'exécution d'un simple trait à l'intérieur des limites imposées aux paramètres (tableau 6.22) occasionne l'apparition des corrélations entre μ_1 et μ_2 , σ_1 et σ_2 , ainsi que σ_1 avec μ_1 et μ_2 . Ce mouvement partage les deux premières corrélations avec le mouvement aller-retour, qui, pour les deux types possibles du mouvement (un ou deux passages de la vitesse par zéro, tableaux 6.23 et 6.24) présente les corrélations entre les paires des paramètres agonistes – antagonistes observées expérimentalement. De plus, les corrélations entre D_1 et D_2 , ainsi que celles entre μ_1 et μ_2 sont renforcées si on impose un patron d'activation classique aux systèmes agoniste et antagoniste.

Ainsi, il semble que c'est la combinaison des contraintes de la tâche demandée (mouvement aller-retour) avec les limites du système neuromusculaire et avec les propriétés de la fonction $\Delta\Lambda$ qui est à l'origine de ces corrélations. En d'autres mots, l'universalité de certaines synergies peut être expliquée par les caractéristiques de la tâche, combinées à l'universalité de la structure de base du contrôle moteur; comme dans le cas du modèle $\Delta\Lambda$, où tout le monde peut utiliser des paramètres différents, mais tout le monde est assujéti à l'effet de la loi proportionnelle.

6.3.6 Interprétation des corrélations

On peut se demander pourquoi les corrélations entre les paires de paramètres agonistes – antagonistes sont si universelles. Il s'avère que ces paires permettent d'exprimer les proportions entre plusieurs propriétés physiques des actions agoniste et antagoniste. Ainsi, d'après l'équation (4.11), le rapport entre les amplitudes maximales atteintes par les deux composantes de la vitesse est égal à :

$$R = \frac{D_1 \sigma_2}{\sigma_1 D_2} e^{\mu_2 - \mu_1 + (\sigma_1^2 - \sigma_2^2)/2} \quad (6.2)$$

D'après l'équation (3.40), le rapport des amplitudes moyennes des deux composantes de la vitesse est égal à :

$$\frac{A_1}{A_2} \approx \frac{D_1 \sigma_2}{D_2 \sigma_1} e^{\mu_2 - \mu_1} \approx R \quad \text{si } \sigma_i \ll 1 \quad (6.3)$$

Finalement, d'après l'équation (3.34), le rapport entre les durées des réponses de chacun des systèmes agoniste et antagoniste peut être approximé* par :

$$T_1/T_2 \approx \sigma_1/\sigma_2 e^{\mu_1 - \mu_2} \quad (6.4)$$

On voit que dans toutes ces expressions, les paramètres apparaissent toujours par paires agoniste-antagoniste. On se rappelle aussi que l'équation (4.10), qui détermine l'existence des passages par zéro et le délai entre eux, est aussi une expression formée

* Dans le cas où $\sigma_i \ll 1$

des paires semblables. Donc, une certaine stabilisation de ces paires de paramètres permet de conserver la stabilité des proportions entre les amplitudes et les quantités temporelles associées à l'action agoniste et antagoniste. Cela peut avoir plusieurs utilités. Entre autres:

- conserver l'équilibre entre l'action agoniste et antagoniste
- établir un certain standard dans la forme du profil de vitesse
- simplifier le contrôle du mouvement

Pour illustrer cette dernière possibilité, prenons en exemple le rapport entre les durées des réponses agoniste et antagoniste. Si on est dans un contexte où $\mu_1 - \mu_2$ est relativement constant, ce rapport ne sera contrôlé que par σ_1/σ_2 . Si cette dernière quantité devient constante à son tour, on se retrouve avec une classe de mouvements où les paramètres individuels et les délais peuvent varier, mais où les actions agoniste et antagoniste présentent toujours des durées proportionnelles et possiblement contrôlées par la paire $D_1 - D_2$ à haut niveau, ce qui est tout à fait consistant avec la modélisation proposée par la théorie cinématique.

6.4 Étude des groupes et de leurs différences par l'analyse de variance ANOVA

Les résultats qui précèdent contribuent tous à établir que le mouvement aller-retour constitue une primitive aux mécanismes de contrôle apparentés au mouvement unidirectionnel. Cette primitive se base sur une synergie universelle entre le système neuromusculaire agoniste et antagoniste qui produit le mouvement. Nous avons vu aussi au début de ce chapitre que, malgré son universalité, la primitive observée présente des différences au niveau de l'exécution et du contrôle chez les différents groupes étudiés. Pour approfondir cette question, nous allons procéder dans cette section à une analyse de

variance, selon l'âge et le sexe, des paramètres et quantités physiques qui caractérisent la primitive étudiée.

Variables dépendantes:

- MT.....durée du mouvement (s)
- V_{\max}vitesse maximale atteinte (cm/s)
- distance.....distance entre le point d'arrivée et le point de départ (cm)
- TR.....temps de réaction (s)
- t_0 t_0 , le moment d'émission des commandes (s)
- D1..... D_1 , l'amplitude de la commande agoniste (cm)
- μ_1 μ_1 , log temps du délai agoniste (sans unités)
- σ_1 σ_1 , log temps de réponse agoniste (sans unités)
- D2..... D_2 , l'amplitude de la commande agoniste (cm)
- μ_2 μ_2 , log temps du délai antagoniste (sans unités)
- σ_2 σ_2 , log temps de réponse antagoniste (sans unités)
- RSB rapport signal/bruit
- $D_1 - D_2$
- D_1 / D_2
- $\mu_1 - \mu_2$
- σ_1 / σ_2

facteurs : âge et sexe

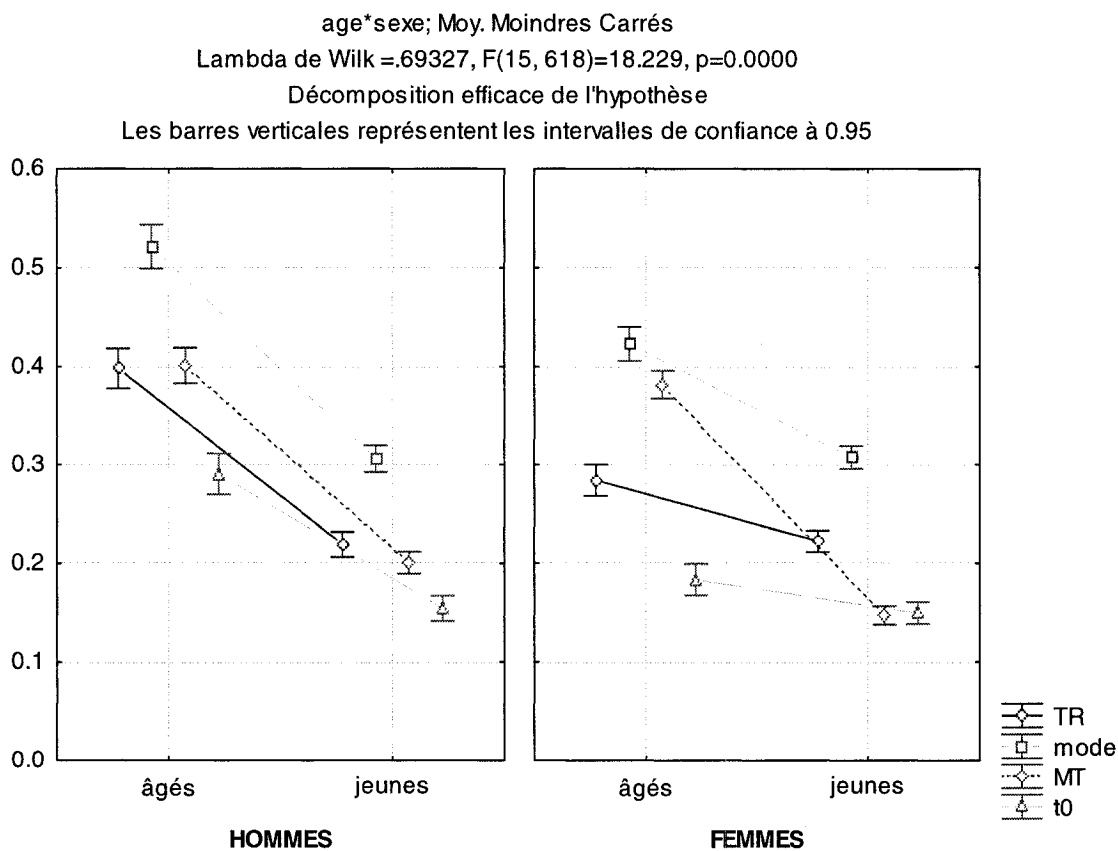
Effet	Tests Multivariés de Significativité Paramétrisation sigma-restreinte Décomposition efficace de l'hypothèse					
	Test	Valeur	F	Effet dl	Erreur dl	p
ord. origine	Wilk	0.001946	21131.75	15	618	0.00
age	Wilk	0.239112	131.10	15	618	0.00
sexe	Wilk	0.739021	14.55	15	618	0.00
age*sexe	Wilk	0.693268	18.23	15	618	0.00

Tableau 6.26 ANOVA

Le tableau 6.26 confirme qu'il existe une différence statistiquement significative entre les hommes et les femmes, ainsi qu'entre les personnes âgées et les personnes jeunes, au niveau de l'ensemble des variables qui caractérisent la primitive aller-retour. Cette différence est plus forte pour l'âge que pour le genre. Les figures qui suivent présentent les différences individuelles entre les moyennes de ces variables, selon chacun des facteurs.

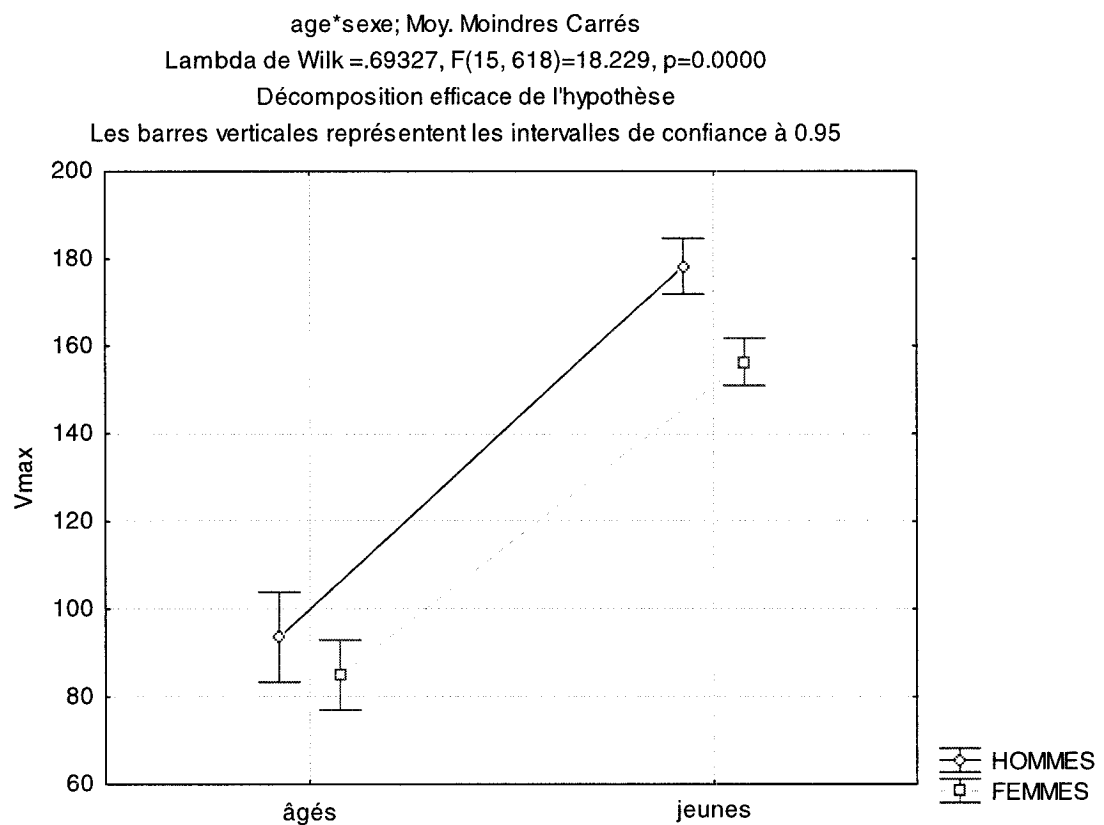
6.4.1 ANOVA : variables temporelles et la vitesse maximale V_{\max}

Figure 6.10 : Variables temporelles
TR (temps de réaction), mode, MT (durée du mouvement) et t_0 .



Autant chez les hommes que chez les femmes, toutes les variables temporelles sont affectées négativement par l'âge. Cependant, il apparaît que, chez les hommes, cet effet est plus prononcé que chez les femmes.

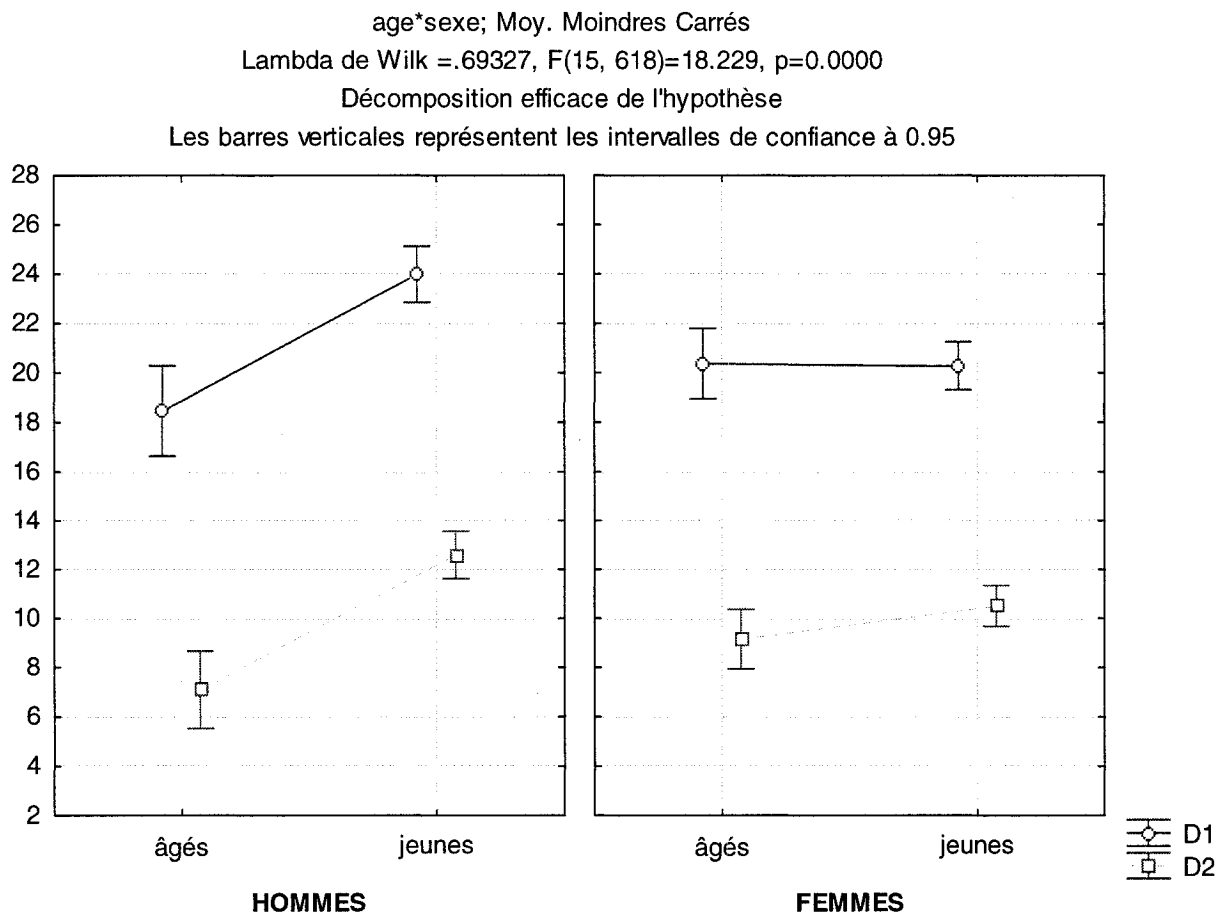
Figure 6.11 : Vitesse maximale



Comme c'était prévisible, la vitesse maximale se trouve significativement réduite avec l'âge. Chez les personnes jeunes, les hommes sont un peu plus rapides que les femmes (différence significative des moyennes), cependant, la réduction de la vitesse chez les deux sexes avec l'âge tend à égaliser les deux groupes.

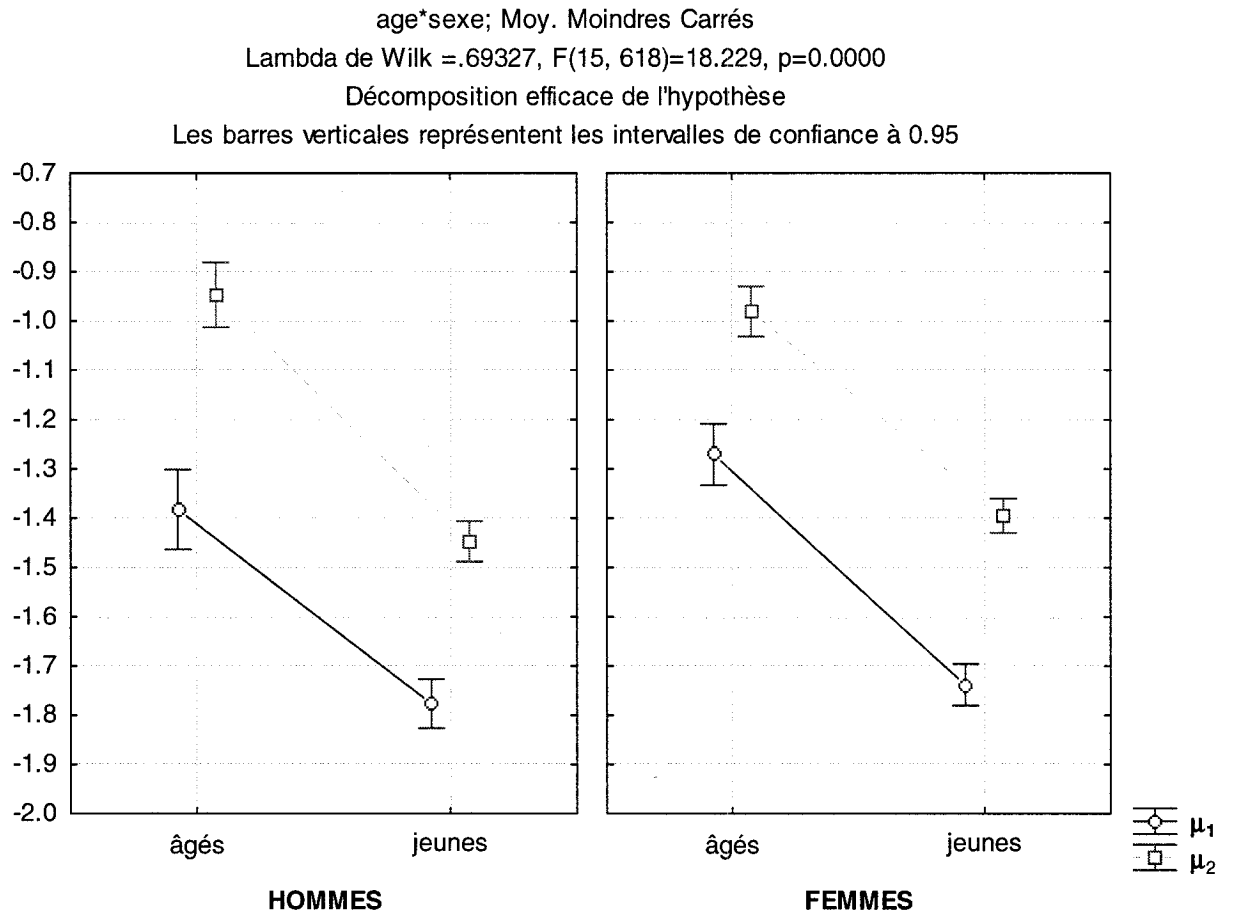
6.4.2 ANOVA : paramètres delta-lognormaux

Figure 6.12 : Paramètres $\Delta\Lambda$: D_1 et D_2

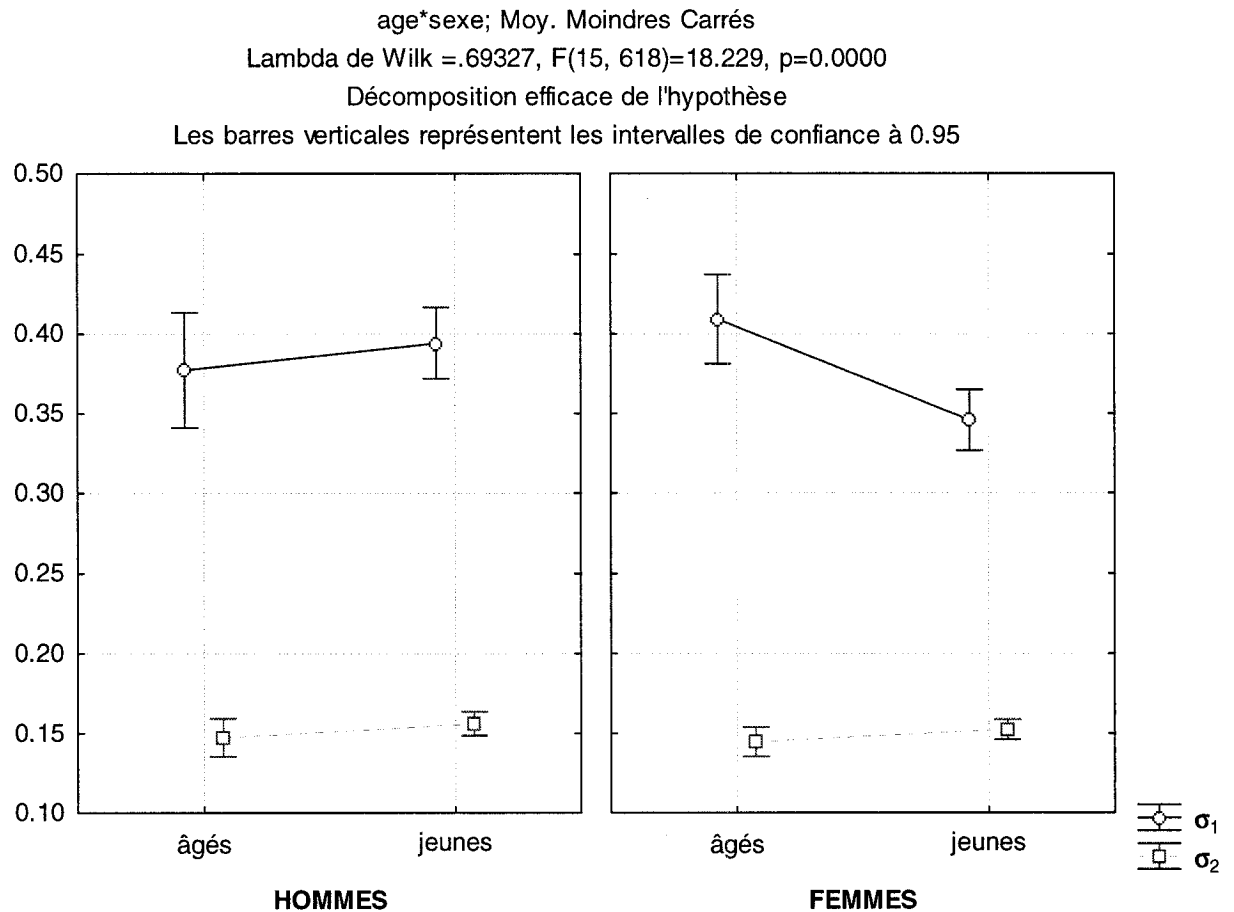


On remarque ici que chez les femmes, les amplitudes moyennes des commandes ne varient pas beaucoup avec l'âge. Par contre, les hommes, qui présentent chez les jeunes des amplitudes de commande plus élevées que celles des femmes, semblent affectés davantage par le vieillissement.

Figure 6.13 : Paramètres $\Delta\Lambda$: μ_1 et μ_2



Les deux logtemps de délais agoniste et antagoniste se trouvent allongés parallèlement avec l'âge, autant chez les hommes que chez les femmes.

Figure 6.14 : Paramètres $\Delta\Lambda$: σ_1 et σ_2 

En général, les valeurs moyennes des σ_i ne présentent pas d'évolution importante avec l'âge*, sauf pour σ_1 chez les femmes, où l'on voit une augmentation légère mais significative de la log durée moyenne de la réponse.

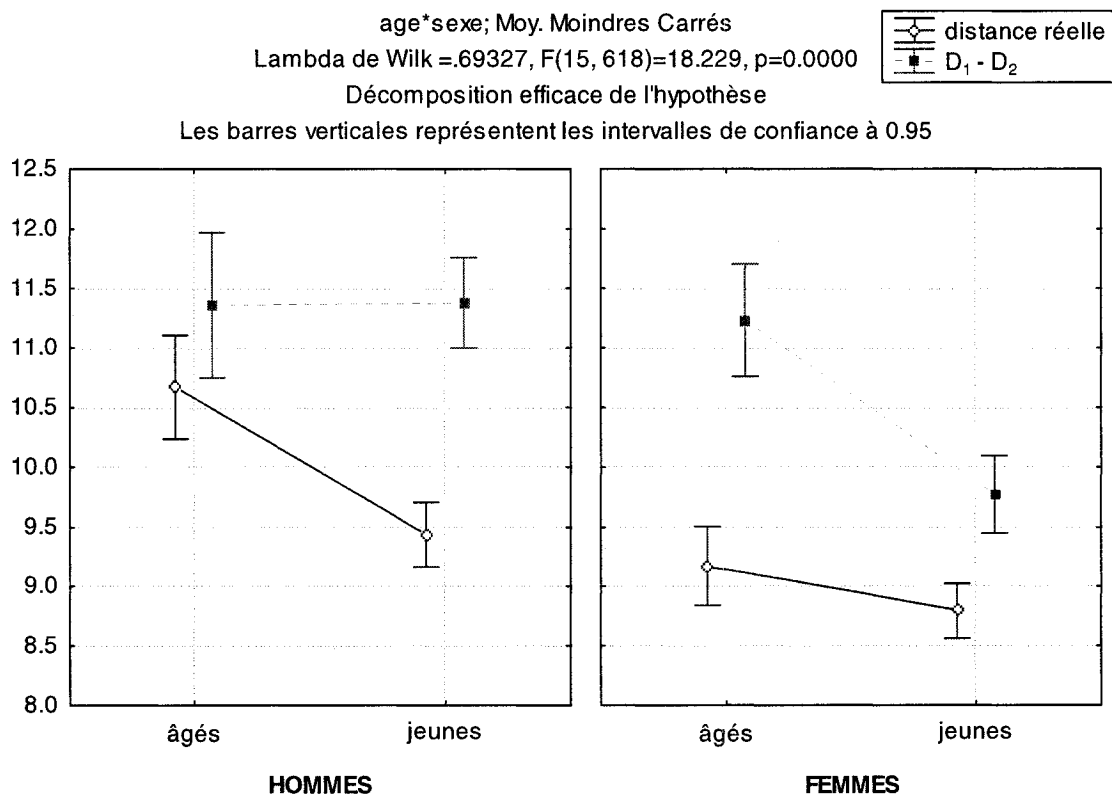
Concernant l'ensemble des paramètres delta-lognormaux, on peut conclure à la suite de ces résultats que le paramètre le plus fortement et le plus universellement affecté

* Par exemple, l'apparente diminution de la valeur des σ_i avec l'âge chez les hommes n'est pas vraiment significative si on tient compte des bornes d'erreur sur ces moyennes...

par l'âge est le délai de la réponse décrit par les μ_i ; autant chez les hommes que chez les femmes, autant dans le système agoniste qu'antagoniste. De plus, chez les jeunes, les hommes possèdent un avantage sur les femmes au niveau des amplitudes de la commande D_i . Cet avantage semble s'estomper avec l'âge. On remarque aussi que la diminution des amplitudes de la commande chez les hommes s'accompagne d'une augmentation de t_0 (et des quantités temporelles qui en dépendent) qui est plus forte chez les hommes que chez les femmes. On peut donc émettre l'hypothèse que l'âge affecte de manière similaire le système neuromusculaire des hommes et des femmes, mais que les paramètres associés à la commande sont plus facilement atteints chez les premiers.

6.4.3 ANOVA : Paramètres delta-lognormaux combinés

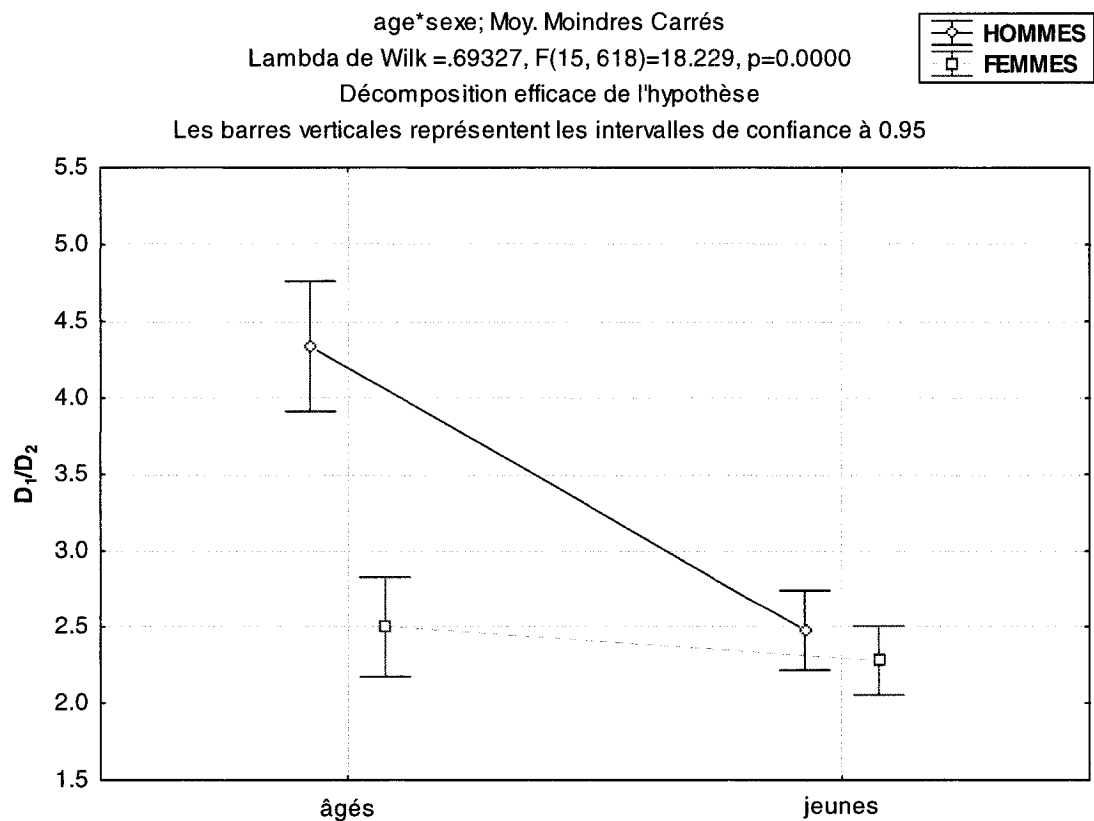
Figure 6.15 : Paramètres $\Delta\lambda$ combinés: ($D_1 - D_2$) et la distance mesurée



Les résultats de la fig. 6.15 montrent une tendance systématique de l'algorithme d'extraction à surestimer la distance couverte par le mouvement, puisque $D_1 - D_2$ devrait être en théorie équivalent à cette distance. Cependant, il ne s'agit pas nécessairement d'une erreur, mais plutôt du fait que pour certains traits, l'arrêt du mouvement se faisait dans les airs, entraînant ainsi une estimation plus longue de la distance que celle mesurée par la tablette.

De plus, d'après le graphique, il semble que les personnes âgées ont tendance à effectuer des distances plus longues que les jeunes. Notons toutefois que, contrairement à la mesure effectuée sur la tablette, l'estimation de $D_1 - D_2$ ne confirme pas cette observation chez les hommes.

Figure 6.16 : Paramètres $\Delta\lambda$ combinés: (D_1 / D_2)

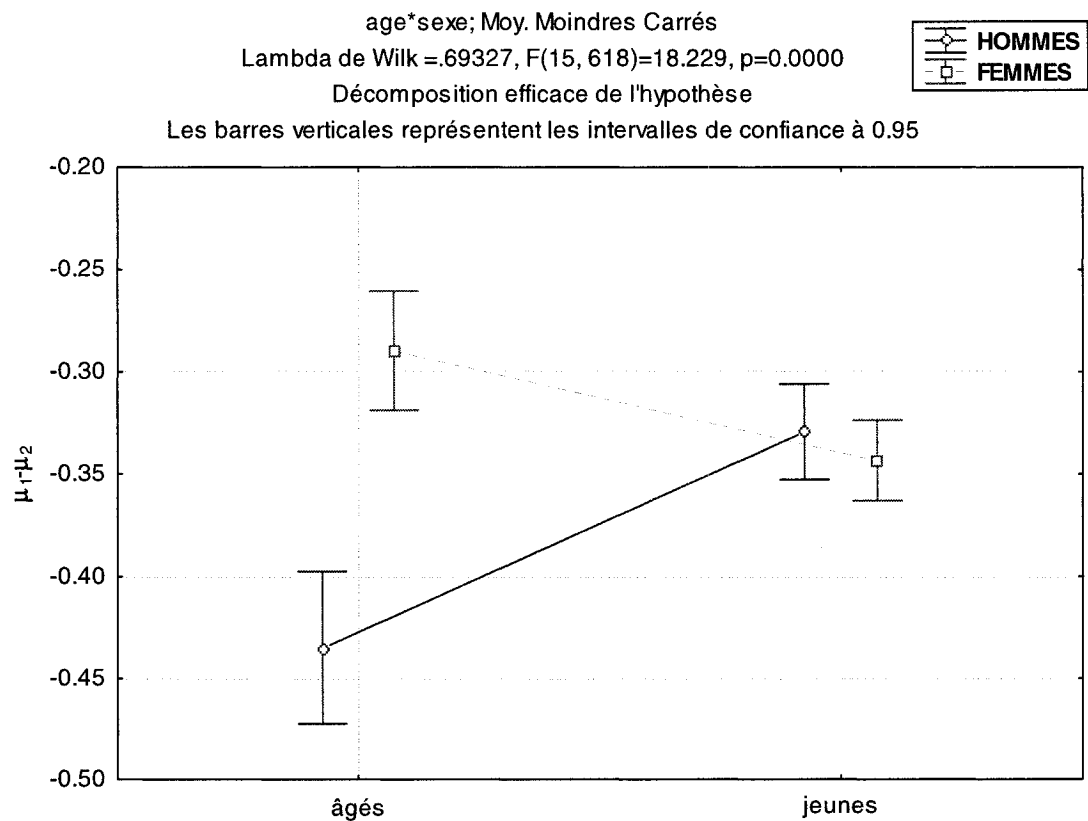


Le résultat de la fig.6.16 est une conséquence directe des tendances observées à la fig.6.12. On voit peu de changement chez les femmes avec l'âge. Par contre, chez les hommes, la diminution parallèle de D_1 et D_2 entraîne une augmentation de la valeur du rapport D_1/D_2 . Comme la corrélation entre ces deux paramètres implique une certaine stabilité de $D_1 - D_2$, on peut assumer que:

si $D_1 - D_2 \approx D$ (constante) alors $\rightarrow D_1/D_2 \approx D/D_2 + 1$

et une diminution de D_1 va causer une augmentation de D_1/D_2

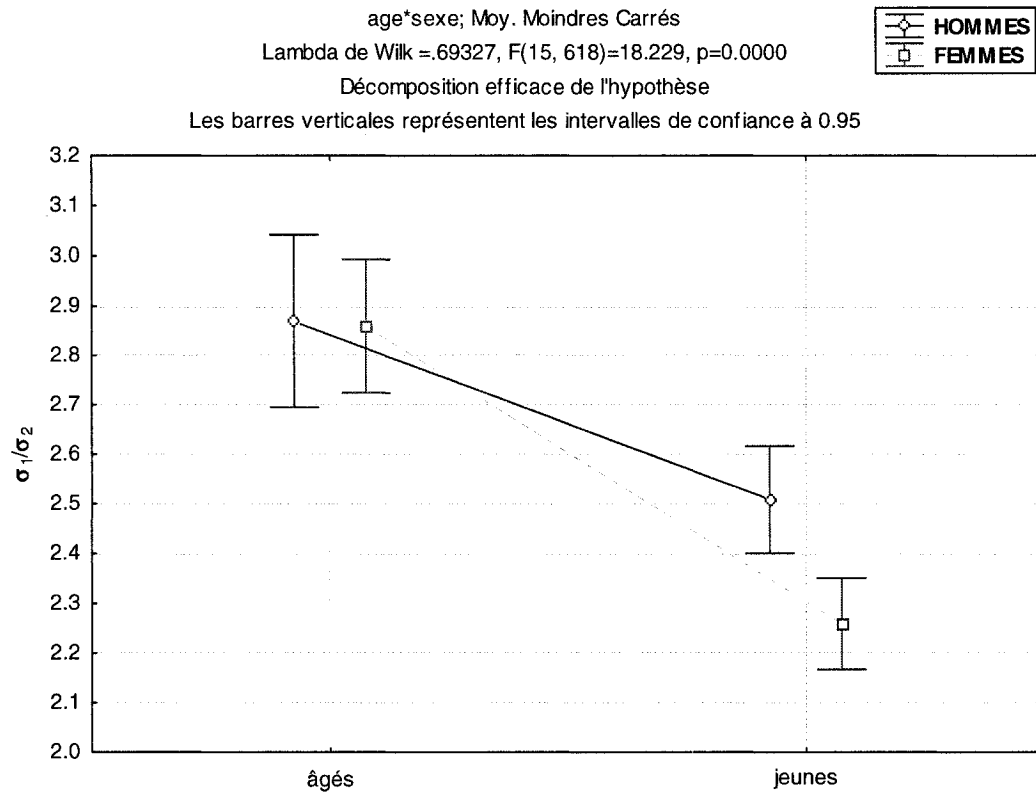
Figure 6.17 : Paramètres $\Delta\Lambda$ combinés: $\mu_1 - \mu_2$



Dans un profil de vitesse qui contient deux zéros, la différence $\mu_1 - \mu_2$ est une quantité dont dépend le délai qui sépare les deux passages par zéro de la fonction $\Delta\Lambda$ (voir ch.4). Ce délai est aussi une mesure de la durée de la partie « retour » du trait effectué. De manière plus générale, $\mu_1 - \mu_2$ peut être exprimé dans le domaine temporel par $\exp(\mu_1)/\exp(\mu_2)$, ce qui en fait une mesure du rapport entre les délais neuromusculaires agoniste et antagoniste.

La fig.6.17 montre que chez les jeunes, $\mu_1 - \mu_2$ moyen est le même pour les deux sexes. Par contre, avec l'âge, une tendance disparate se dessine: $\mu_1 - \mu_2$ tend à augmenter très légèrement chez les femmes (cependant, les bornes des moyennes sont compatibles avec une absence de changement) et à diminuer significativement chez les hommes. Exprimée dans le domaine temporel, cette différence équivaut à dire que le rapport $\exp(\mu_1)/\exp(\mu_2)$ reste stable autour de 0.7 chez les femmes et qu'il diminue à environ 0.6 chez les hommes âgés.

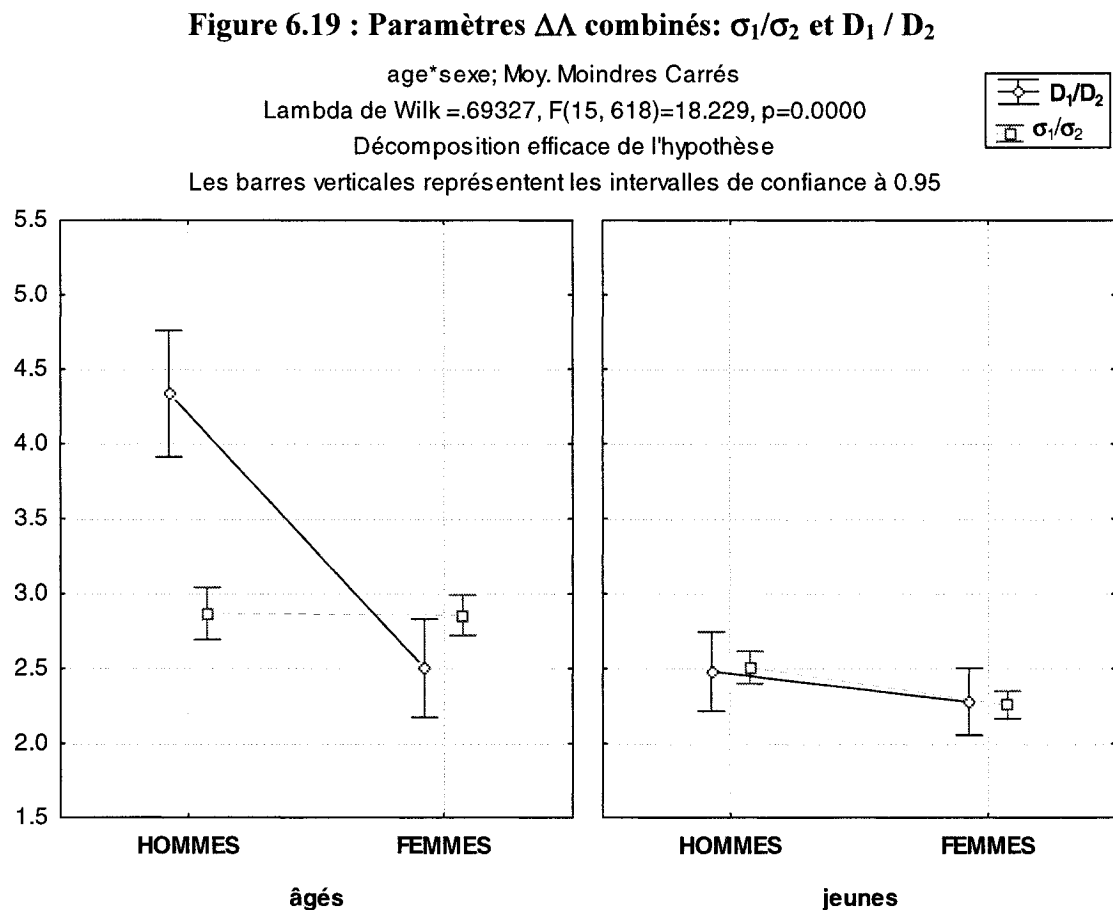
Cette différence peut s'expliquer par la fig.6.13 où l'on voit que même si les μ_i augmentent de manière similaire avec l'âge chez les deux sexes, μ_1 est un peu moins affecté par ce changement chez les hommes. Donc, chez ces derniers, l'action antagoniste semble s'éloigner davantage de l'action agoniste, puisque le délai associé à celle dernière est moins affecté par l'âge.

Figure 6.18 : Paramètres $\Delta\Lambda$ combinés: σ_1/σ_2 

Le rapport σ_1/σ_2 affecte les zéros de la fonction $\Delta\Lambda$ (voir ch.4), mais il détermine surtout le rapport des asymétries des actions agoniste et antagoniste (voir l'annexe sur les proportionnalités). L'augmentation de ce rapport avec l'âge indique que les actions agoniste et antagoniste se différencient davantage au niveau de leurs asymétries*. De plus, on observe que les traits effectués par les jeunes tendent vers un rapport σ_1/σ_2 proche de 2, ce qui peut être relié à une action agoniste – antagoniste standardisée et régie par des règles simples (Woch et Plamondon 2001a). Par conséquent, on peut supposer qu'un des effets de l'âge sur la performance motrice réside dans une certaine désorganisation de l'action agoniste – antagoniste.

* On définit ici l'asymétrie la composante agoniste ou antagoniste de la vitesse comme étant le rapport de la durée son décélération sur la durée de son accélération

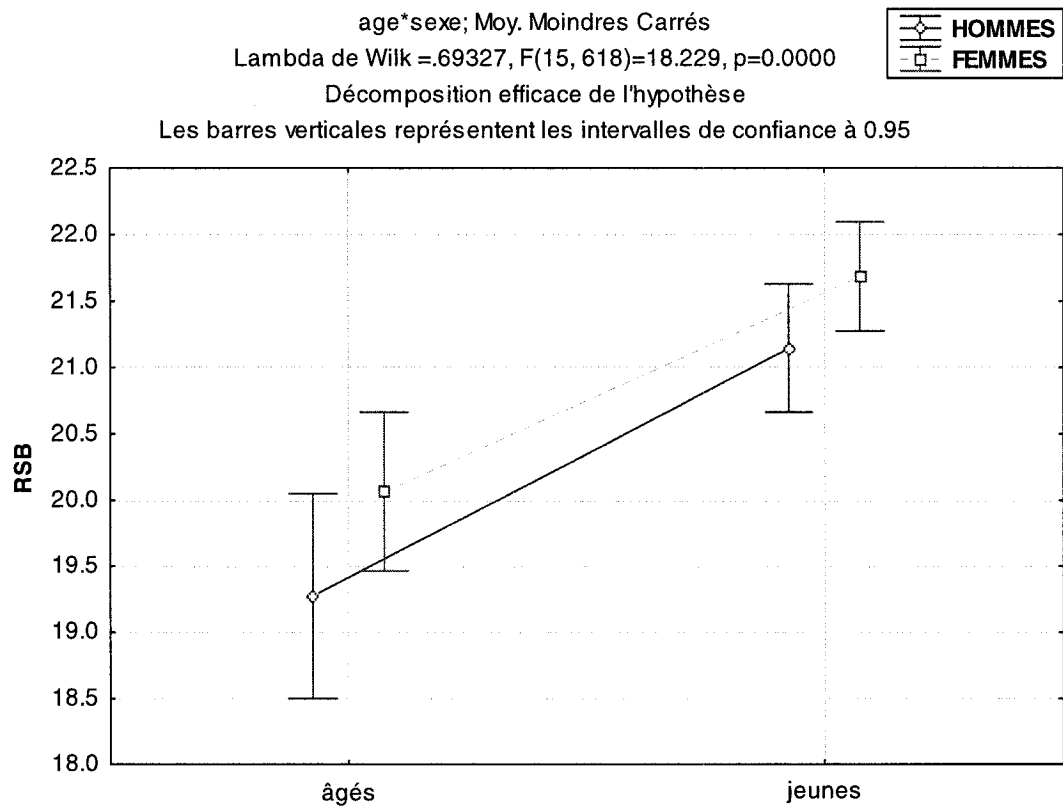
Revenons ici sur l'observation que la valeur moyenne de D_1/D_2 est très proche de celle de σ_1/σ_2 . Plus spécifiquement, on voit dans la fig.6.19 que c'est une propriété surtout présente dans les mouvements des jeunes.



Comme nous le verrons dans la conclusion de ce chapitre, les mouvements pour lesquels D_1/D_2 est proche de σ_1/σ_2 correspondent à un profil de vitesse aux règles simplifiées, dont les passages par zéro ne dépendent pas des amplitudes D_i . Il semble donc que les jeunes font des traits distribués autour d'une moyenne qui représente ce profil.

6.4.4 ANOVA : RSB – rapport signal sur bruit

Figure 6.20 : RSB – rapport signal sur bruit



Ce graphique montre qu'autant chez les hommes que chez les femmes, l'âge influence la qualité des profils delta-lognormaux obtenus. La différence entre les deux groupes se situe autour de 1.5 dB, ce qui est équivalent à un facteur 1.4 de différence dans la qualité de l'ajustement du signal*.

* $RSB = 10\log(\text{puissance du signal } P / \text{erreur quadratique moyenne EQM}) = 10\ln(P/EQM)/\ln(10)$

6.5 Résultats supplémentaires

6.5.1 Vérification de l'hypothèse que jusqu'au mode, Λ_1 prime sur Λ_2

Dans les mouvements rapides de pointage, on assume souvent que le système neuromusculaire antagoniste n'intervient pas significativement au début du mouvement. Dans le cadre du modèle $\Delta\Lambda$, cela pourrait permettre des simplifications au niveau de l'ajustement et de l'analyse. Les graphiques qui suivent vérifient l'hypothèse que jusqu'à ce que le profil de la vitesse atteigne le mode, l'influence de la lognormale antagoniste Λ_2 est négligeable par rapport à celle de la lognormale agoniste Λ_1 . Pour ce faire, nous avons choisi deux quantités expérimentales, la vitesse maximale atteinte V_{\max} et le mode, et nous les avons ajustés avec les estimations correspondantes basées sur Λ_1 (tirées du chapitre 3):

$$V_{\max} \approx D_1 \Lambda_{\max 1} = \frac{D_1}{\sigma_1 \sqrt{2\pi}} e^{-\mu_1 + \sigma_1^2/2} \quad (6.5)$$

$$\text{mode} \approx M_1 = t_0 + e^{\mu_1 - \sigma_1^2} \quad (6.6)$$

On peut constater avec les figures 2.21 et 2.22 qu'au niveau de l'amplitude de la vitesse maximale, environ 60% de la variation peut être expliqué par l'ajustement de la lognormale agoniste sur le profil de la vitesse. Pour le mode, cette proportion passe à 99%. Donc, pour la présente tâche, il semble que les propriétés temporelles du profil de vitesse dépendent presque exclusivement de Λ_1 dans partie du mouvement qui précède le mode. Cependant, cela semble moins vrai pour l'amplitude de la vitesse. On remarque toutefois qu'une bonne proportion des données suit bien l'ajustement et que la faible valeur de r^2 s'explique par l'existence d'un nuage des données qui se situe à part (voir figure 6.23).

Figure 6.21 : Mode physique vs mode estimé par Δ_1

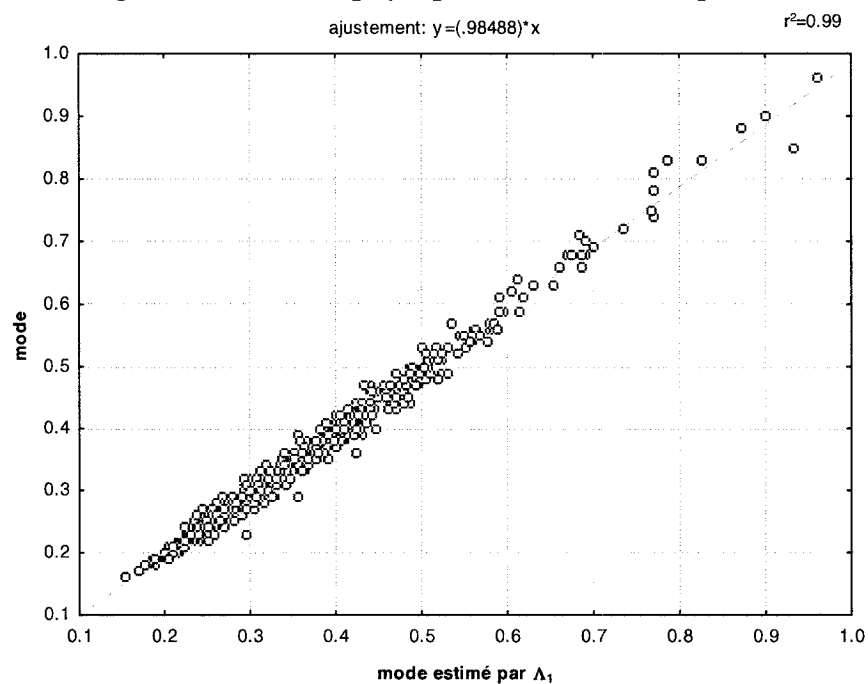
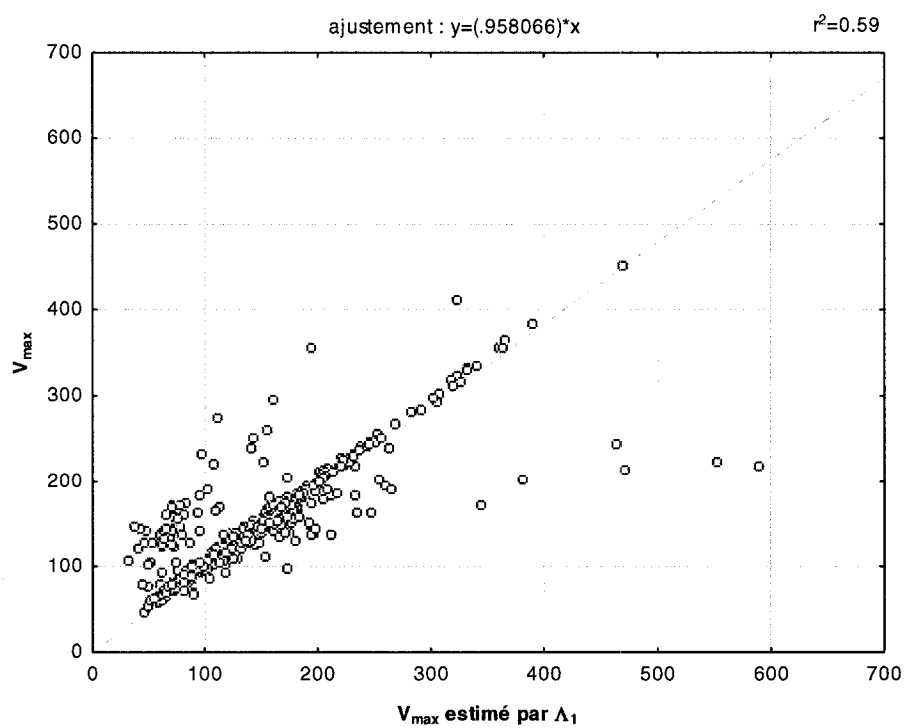
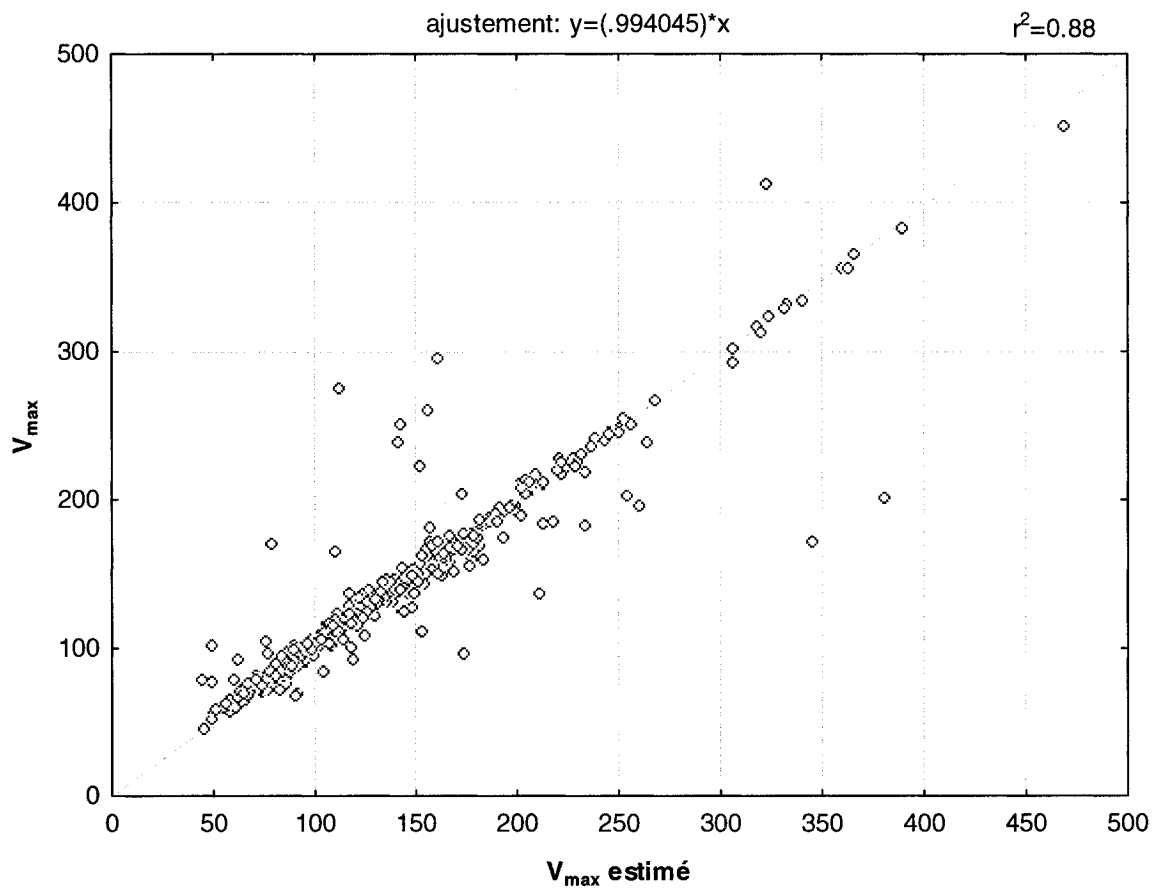


Figure 6.22 : Vitesse maximale mesurée vs V_{\max} estimée par Δ_1



En fait, il s'agit d'un groupe de 3 sujets (nr 7, 10 et 11), pour qui probablement l'hypothèse n'est pas valide. Par contre, si on refait l'ajustement avec le reste des sujets, on obtient le résultat que la vitesse maximale est adéquatement estimée par la Λ_1 , avec une proportion de variation de 88% (voir le graphique qui suit). En conclusion, il est raisonnable de dire que dans la plupart des mouvements lognormaux de cette expérience, l'influence du système antagoniste était négligeable jusqu'à ce que la vitesse maximale soit atteinte.

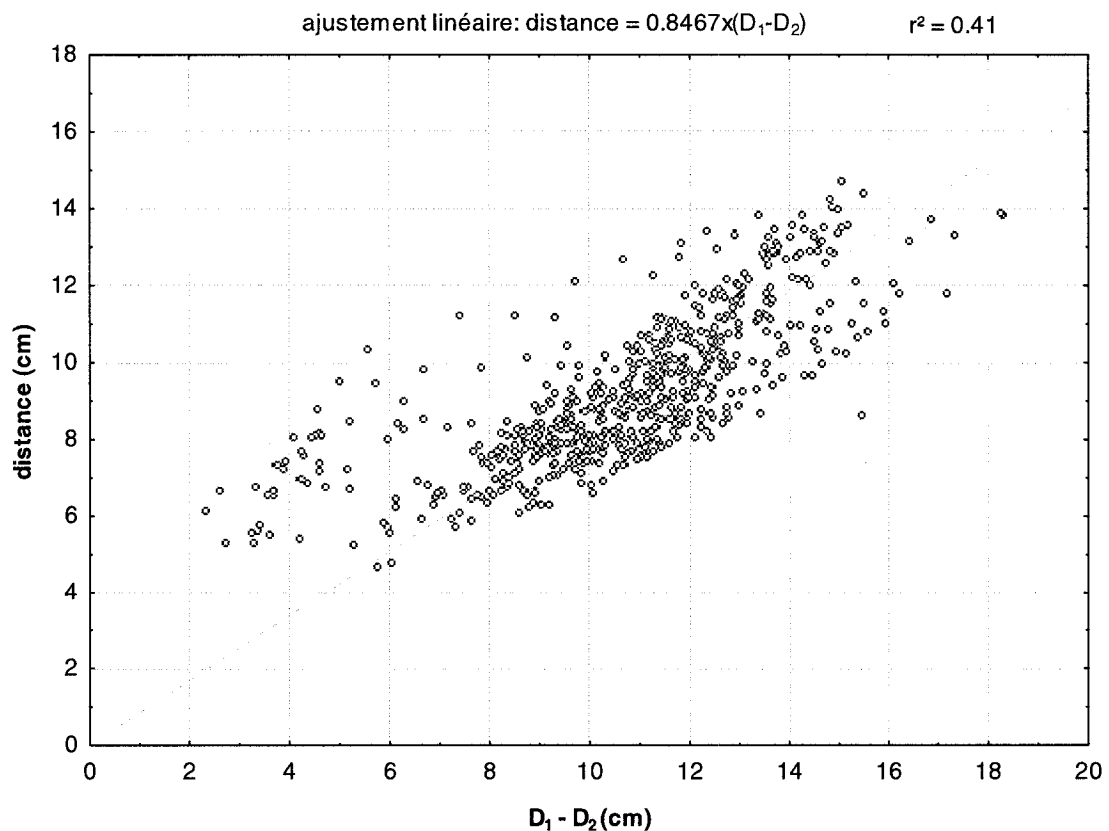
Figure 6.23 : Vitesse maximale mesurée vs V_{\max} estimée par Λ_1 , en excluant les sujets 7, 10 et 11.



6.5.2 Vérification de la relation entre $D_1 - D_2$ et la distance mesurée

La fig.6.24 illustre plus en détail la différence observée entre la distance physique mesurée par la tablette et la distance estimée par $D_1 - D_2$ (voir figure 6.15). Comme nous l'avons mentionné à la section 6.4.3, $D_1 - D_2$ surestime systématiquement la distance mesurée par la tablette, en partie dû au fait que dans certains mouvements le stylo quittait la surface de la tablette avant la fin du mouvement. Nous avons effectué un ajustement linéaire sans ordonnée à l'origine, pour évaluer la proportion de la variabilité de la distance mesurée qui pourrait être expliquée par la distance théorique. Bien que le résultat soit assez faible (41%), nous obtenons malgré tout une pente proche de 1, ce qui veut dire que la tendance mesurée concorde avec les prévisions théoriques malgré le problème de mesure qui est apparu au cours de cette expérience.

Figure 6.24 $D_1 - D_2$ vs la distance mesurée



6.5 Discussion

La première conclusion qui s'impose suite à cette analyse détaillée de nos résultats, est le fait que les mouvements aller-retour peuvent bel et bien être contrôlés par des mécanismes similaires à ceux des mouvements unidirectionnels, comme cela est prédit par le modèle $\Delta\Lambda$.

Les mouvements étudiés ici sont des primitives par définition (réponse impulsionnelle à une paire de commandes simplifiées), mais cette conclusion est renforcée par le fait qu'une interdépendance très forte et universelle existe entre le système agoniste et antagoniste. Si on ne l'avait pas découvert, on aurait toujours pu parler des primitives théoriques « par définition ». En pratique, le contrôle des systèmes agoniste et antagoniste aurait pu être séparé malgré la synchronisation des commandes D_1 et D_2 émises. Or, il apparaît que les deux systèmes agissent comme s'ils constituaient une unité et les paramètres qui se correspondent entre le système agoniste et antagoniste fonctionnent par paires. Ainsi, l'étude des primitives aller-retour dans le cadre du modèle $\Delta\Lambda$ semble indiquer que les stéréotypes du mouvement et ses propriétés universelles sont surtout dus aux relations organisées « en parallèle », i.e. entre les paramètres qui se trouvent au même niveau soit de l'exécution, soit du contrôle.

De plus, il ne s'agit pas d'une stratégie développée à posteriori, mais plutôt d'une propriété du modèle $\Delta\Lambda$ qui émerge dans les conditions de la tâche imposée, tel que nous l'avons démontré avec les simulations. Ces simulations illustrent aussi le fait qu'au moins une partie des caractéristiques de la primitive observée et de la synergie qui l'a produit dépend du contexte expérimental. En fait, les corrélations peuvent être interprétées en termes de stabilité de certaines propriétés du mouvement : stabilité du déplacement total, stabilité de la forme générale du profil, temps d'exécution limité – et

ne sont probablement que la « traduction » des contraintes de la tâche par le système neuromusculaire, en termes des variables qu'il peut contrôler dans le cadre du modèle $\Delta\Lambda$. On peut alors conclure que le comportement stéréotypé de l'organisme n'est pas un « choix » parmi d'innombrables possibilités, mais plutôt une conséquence des contraintes imposées à la fois par la tâche demandée et par les caractéristiques fondamentales du système neuromusculaire.

Ces caractéristiques fondamentales peuvent exister à plusieurs niveaux. Le modèle $\Delta\Lambda$ en distingue deux : le niveau de la commande et le niveau de l'exécution, tous les deux décrits par les paramètres appropriés. Cette séparation de base, qui peut sembler un peu simple à priori, permet déjà néanmoins d'étudier les propriétés des mouvements individuels et de voir comment le niveau de la commande peut interagir avec le niveau de l'exécution pour former des stratégies individuelles ou pour compenser certaines faiblesses, comme ce fût rapporté dans le cas des sujets 6 et 7.

L'existence d'une primitive qui semble universelle n'empêche pas de constater des différences de performance dues à l'âge et au genre. Les personnes âgées réussissent en général un nombre plus faible de primitives aller-retour que les personnes jeunes, et leurs mouvements tendent à être plus lents. Les comparaisons statistiques entre les paramètres et l'analyse de variance semblent indiquer que l'effet de l'âge est le facteur le plus marquant au niveau des délais associés à la réaction neuromusculaire (telle que représentée par les paramètres μ_i du modèle $\Delta\Lambda$), suite à l'émission des commandes qui initient le mouvement. Cette observation constitue un exemple des possibilités d'analyse non invasive que permet la théorie cinématique et son modèle delta-lognormal.

Un autre exemple intéressant est l'observation que le mouvement est dominé par le système agoniste jusqu'à ce que la vitesse maximale soit atteinte. Encore là, il s'agit d'une caractéristique du mouvement obtenue par un examen non invasif des données.

Pour illustrer davantage les possibilités d'une analyse delta-lognormale du mouvement, rappelons l'observation que les rapports moyens D_1/D_2 et σ_1/σ_2 sont tous

les deux égaux à 2.36 chez les jeunes. Il ne s'agit pas d'une corrélation entre les traits individuels, seulement d'une coïncidence de moyennes. Cependant, on peut s'interroger à quoi correspondrait un tel mouvement « moyen ». L'égalité entre D_1/D_2 et σ_1/σ_2 impliquerait, d'une part, que les rapports d'amplitude entre les actions agoniste et antagoniste ne dépendent pas des D_i (voir les équations 6.2 à 6.4) et d'autre part, que les moments où la vitesse passe par zéro ne dépendent pas non plus des D_i (voir l'éq. 4.10). Donc, nous aurions une classe de mouvements où :

- les amplitudes de commande D_1 et D_2 ne contrôlent que la distance parcourue
- les autres propriétés générales du profil de vitesse, telles sa forme et sa durée, ou encore les proportionnalités entre l'action agoniste et antagoniste, ne dépendent que des paires des paramètres périphériques

Plus particulièrement, les proportions agoniste – antagoniste telles que décrites par les équations 6.2 à 6.4 deviennent:

- le rapport entre les amplitudes maximales: $R = e^{\mu_2 - \mu_1 + (\sigma_1^2 - \sigma_2^2)/2} \approx e^{\mu_2 - \mu_1}$ si $\sigma_i^2 \ll 1$
- le rapport entre les amplitudes moyennes : $\frac{A_1}{A_2} \approx e^{\mu_2 - \mu_1}$
- le rapport entre les durées de l'activité: $T_1/T_2 \approx \sigma_1/\sigma_2 e^{\mu_1 - \mu_2}$

Et l'expression simplifiée des racines de l'éq. (4.10) qui donnent les zéros de la fonction devient :

$$x_- = \frac{\mu_1 + \mu_2 \sigma_1 / \sigma_2}{1 + \sigma_1 / \sigma_2} \quad \text{premier zéro}$$

$$x_+ = \frac{\mu_1 - \mu_2 \sigma_1 / \sigma_2}{1 - \sigma_1 / \sigma_2} \quad \text{deuxième zéro}$$

Or, le rapport entre la durée prise pour atteindre le deuxième zéro et la durée pour atteindre le premier, à partir de t_0 , est donné par (chapitre 4):

$$\frac{t_{z2} - t_0}{t_{z1} - t_0} = e^{x_+ - x_-} = \exp \left[\frac{2\sigma_1/\sigma_2}{1 - \sigma_1^2/\sigma_2^2} (\mu_1 - \mu_2) \right]$$

Si on veut trouver une approximation de ces rapports chez les jeunes, on peut se servir des moyennes obtenues pour évaluer:

$$R \approx \frac{A_1}{A_2} \approx e^{\mu_2 - \mu_1} \approx 1.41$$

$$T_1/T_2 \approx \sigma_1/\sigma_2 e^{\mu_1 - \mu_2} \approx 1.68$$

$$\frac{t_{z2} - t_0}{t_{z1} - t_0} = \exp \left[\frac{2\sigma_1/\sigma_2}{1 - \sigma_1^2/\sigma_2^2} (\mu_1 - \mu_2) \right] \approx 1.42$$

On trouve ainsi une correspondance surprenante entre les rapport des amplitudes et celui des délais reliés aux zéros de la fonction. Les deux possèdent une valeur proche de $\sqrt{2}$.

Tout ceci ne constitue évidemment qu'un cas idéal et approximé par les moyennes, mais ce genre d'analyse pourrait permettre de découvrir des aspects des synergies neuromusculaires responsables des primitives, dans un contexte particulier, qui seraient impossibles à découvrir sans avoir recours au modèle $\Delta\Lambda$.

CONCLUSION

Au cours de la recherche qui a mené à ce doctorat, nous avons pu développer un protocole expérimental qui permet d'étudier les propriétés des primitives et, par extension, du système neuromusculaire, dans le cadre du modèle $\Delta\Lambda$. Nous avons aussi pu développer plusieurs aspects théoriques du modèle delta-lognormal, que ce soit au niveau de l'interprétation de ses paramètres, de l'étude de ses propriétés mathématiques, ou de la reformulation de l'équation delta-lognormale sous de nouvelles formes. Entre autres, nous avons obtenu des équations descriptives des différents aspects de l'action agoniste et antagoniste, des liens qui les unissent et des différentes conditions qui pourraient amener des simplifications au contrôle moteur. Ces résultats seront très utiles lors d'expériences futures, avec de nouvelles tâches et en vue d'une recherche plus poussée sur la caractérisation du contrôle moteur à l'aide du modèle. Un autre exemple d'un aspect prometteur à développer est présenté dans l'annexe A. Il s'agit de la découverte que les délais associés aux différentes étapes du mouvement décrit par le modèle $\Delta\Lambda$ sont assujettis à des proportionnalités.

Nous avons pu voir aussi qu'un mouvement aller-retour peut constituer une primitive contrôlée de manière similaire qu'un mouvement unidirectionnel, tel que prédit par le modèle $\Delta\Lambda$. De plus, le modèle permet de caractériser la synergie agoniste-antagoniste responsable de cette primitive et examiner les différences neuromusculaires au niveau des groupes et des individus. Nous avons pu identifier des corrélations universelles qui régissent l'interaction entre le système agoniste et antagoniste lors de l'exécution des mouvements rapides aller-retour. Une avenue intéressante de la recherche serait d'identifier les mécanismes de cette coordination, ainsi que leurs caractéristiques, et leur dépendance du contexte de la tâche effectuée. Nous avons

démontré que l'apparition d'une telle synergie est due à la combinaison des contraintes dues à ce contexte et des contraintes imposées par la fonction delta-lognormale. Une autre recherche importante à effectuer serait de planifier plusieurs types de tâches, différentes de celle qui a été vue ici, pour établir quelles sont les corrélations qui ne dépendent pas des tâches, si elles existent. Les applications d'une telle recherche pourraient être nombreuses au niveau du sport, de l'écriture, et de l'investigation des pathologies neuromotrices.

L'analyse des groupes qui a été fait dans le contexte de cette thèse peut paraître de prime abord très spécifique, mais l'utilisation du modèle $\Delta\Lambda$ nous a permis de faire plusieurs observations intéressantes et statistiquement significatives. Par exemple, nous avons pu constater que le ralentissement des mouvements qui vient avec l'âge s'exprime surtout au niveau des délais de la réponse neuromusculaire aux commandes émises, et que ces délais n'affectent pas de manière importante la stabilité globale des primitives effectuées. Notons cependant que la capacité de l'organisme à effectuer les primitives semble affectée par l'âge, ce qui suggère que le ralentissement général des mouvements s'accompagne de difficultés de coordination des différents éléments qui les produisent.

Un aspect important de la synergie observée dans les mouvements aller-retour est le fait qu'elle s'exprime de manière universelle par des ajustements entre les paramètres qui se correspondent au niveau de contrôle ou de l'exécution du mouvement. Les corrélations entre les paramètres qui possèdent un rôle différent dans la hiérarchie organisationnelle des mouvements existent aussi, mais elles varient d'un individu à l'autre. Une avenue de recherche intéressante serait d'étudier plus en profondeur l'universalité potentielle des couplages en parallèle dans le contrôle moteur, versus l'individualité des relations hiérarchiques

Finalement, un aspect intéressant à étudier dans le futur serait l'interaction temporelle des primitives dans une séquence qui devient une primitive à son tour. Sosnik et al. (2004) suggèrent une méthodologie pour étudier l'apparition de nouvelles primitives. Ils posent l'hypothèse qu'une perte de rythme entre certains éléments du mouvement, dont l'exécution semble par ailleurs bien maîtrisée et lisse, peut indiquer que ces éléments forment une unité nouvelle du mouvement qui, elle, est assujettie à un nouveau rythme. Par analogie, des éléments du mouvement qui apparaissent avec une fréquence régulière pourraient indiquer la présence des unités indépendantes. Il serait intéressant de voir si une séquence de primitives delta-lognormales serait plus facilement analysable grâce à cette méthodologie. Par ailleurs, Flament et al. 1999 observent que lors de l'apprentissage d'un nouveau mouvement, l'organisation temporelle de celui-ci se fait avant l'optimisation de ses paramètres physiques. Ici aussi, le modèle $\Delta\Lambda$ pourrait être utile pour analyser plus précisément l'évolution des différents aspects du mouvement, grâce à sa description précise de ses caractéristiques, autant au niveau de l'exécution que de la commande.

Références

- Albani, G., König, G, Martin Soelch, C., Mauro, A., Priano, L., Martignoni, E. et Leenders, K. L.(2001) The role of language areas in motor control dysfunction in Parkinson's disease. *Neurological Sciences* 22(1): 43-44
- Abend, W., Bizzi, E. et Morasso, P. (1982) Human arm trajectory formation. *Brain* 105: 331-348
- Alimi, A. et Plamondon, R. (1994) Analysis of the Parameter Dependence of Handwriting Generation Models on Movements Characteristics. In *Advances in Handwriting and Drawing: A Multidisciplinary Approach*. C. Faure, G. Lorette, A. Vinter, P. Keuss (Eds.), Europia, Paris, pp. 363-378.
- Alimi, A. et Plamondon, R. (1993a) Performance analysis of handwritten stroke generation models. *Proceedings of the 3rd International Workshop on Frontiers in Handwriting Recognition*, Buffalo, NY
- Alimi, A. et Plamondon, R. (1993b) Parameter analysis of handwriting stroke generation models. *Proceedings of the 6th International Conference on Handwriting Drawing*, Paris, France
- D'Avella, A. et Bizzi, E. (2005) Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, vol. 102, no 8, 3076-3081
- D'Avella, A., Saltiel, P. et Bizzi, E. (2003) Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature Neuroscience* 6 (3), 300 - 308
- Atkeson, C.G. et Hollerbach, J.M. (1985) Kinematic features of unrestrained vertical arm movements. *Neuroscience* 5:2318-2330
- Barry, B.K., Riek, S. et Carson, R.C. (2005) Muscle coordination during rapid force production by young and older adults. *The Journals of Gerontology A: Biological Sciences and Medical Sciences* 60: 232-240

- Berardelli, A., Hallett, M., Rothwell, J.C., Agostino, R., Manfredi, M., Thompson, P.D. et Marsden, C.D. (1996) Single-joint rapid movements in normal subjects and in patients with motor disorders. *Brain* 119 (pt 2): 661-674
- Bernstein, N.A (1967) The coordination and and regulation of movements. *Pergamon Press*.
- Berkovitz, A. et Laurent, G. (1996) Central generation of grooming motor patterns and interlimb coordination in locusts. *Journal of Neuroscience*, 16: 8079-8091
- Berthouze, L. et Lungarella, M. (2004) Motor Skill Acquisition Under Environmental Perturbations: On the Necessity of Alternate Freezing and Freeing of Degrees of Freedom. *Adaptive Behavior* Vol 12(1):47 –64
- Bizzi, E., Hogan, N., Mussa-Ivaldi, F.A., et Giszter, S. (1992) Does the nervous system use the equilibrium-point control to guide single and multiple joint movements? *Behavioral and Brain Sciences* 15:603-613
- Bizzi, E., Tresch, M. C., Saltiel, P. et d'Avella, A. (2000) New perspectives on spinal motor systems. *Nature Reviews Neuroscience* vol.1, pp.101-108
- Blakemore, S.J., Goodbody, S.J. & Wolpert, D.M. (1998) Predicting the consequences of our action. The role of sensorimotor context estimation. *Journal of Neuroscience*., 18, 7511-7518
- Brown, T.G. (1911) The intrinsic factors in the act of progression in the mammal. *Proceedings of the Royal Society of London* B84: 308–319
- Burdet, E. et Milner, T.E. (1998) Quantization of human motions and learning of accurate movements. *Biological Cybernetics*, 78: 307-318
- Capaday, C. (2004) The integrated nature of motor cortical function. *The Neuroscientist* vol.10, nr 3, pp. 207-220
- Castellote, J.M., Valls-Solé, J. et Sanegre, M.T. (2004) Ballistic reactions under different motor sets. *Experimental Brain Research* 158 (1): 35-42
- Cheung, V. C. K., d'Avella, A., Tresch, M. C. et Bizzi, E. (2005) Central and sensory contributions to the activation and organization of muscle synergies during natural motor behaviors. *The Journal of Neuroscience* 25(27): 6419-6434

- Christou, E. A. et Carlton, L. G. (2001) Old adults exhibit greater motor output variability than young adults only during rapid discrete isometric contractions. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 56:B524-B532
- Cole, J., Gallagher, S. et McNeill, D. (2002) Gesture following deafferentation: A phenomenologically informed experimental study. *Phenomenology and Cognitive Sciences* 1: 49-67
- Conditt MA, Gandolpho F, Mussa-Ivaldi FA. (1997) The motor system does not learn dynamics of the arm by rote memorization of past experience. *Journal of Neurophysiology*;78:554–560
- Contreras-Vidal, J.L., Teulings, H.L. et Stelmach, G.E. (2005) Elderly subjects are impaired in spatial coordination in fine motor control. *Acta psychologica*, vol. 100, nr 1, pp. 25-35
- Cooke, J.D. et Brown, S.H. (1994) Movement-related phasic muscle activation. III. The duration of phasic agonist activity initiating movement. *Experimental Brain Research* 99(3): 473-482
- Corcos, D.M., Jaric, S., Agarval, G.C. et Gottlieb, G.L. (1993) Principles in learning single-joint movements. I. Enhanced performance by practice. *Experimental Brain Research* 94 (3): 499-513
- Davidson, P. R. et Wolpert, D. M. (2005) Widespread access to predictive models in the motor system: a short review. *Journal of Neural Engineering* 2: s313-s319
- Del Vecchio, D., Murray, R. M. et Perona, P. (2003) Decomposition of human motion into dynamics-based primitives with application to drawing tasks. *Automatica* vol. 39, nr 12, pp. 2085 - 2098
- Desmedt, J.E. et Godaux, E. (1979) Voluntary motor commands in human ballistic movements. *Annals of Neurology* 5: 415 – 421
- Desmurget M, Grafton ST (2000) Forward modeling allows feedback control for fast reaching movements. *Trends in Cognitive Science* 4:423–431.
- fMRI response to internal and external error signals. *Nat Neurosci*

- Dewald, J. P. A., Ellis, M., Dawson, M. et Beer, R.F. (2002) Disruption in shoulder and elbow muscle coordination following stroke: implications for therapeutic interventions. *Proceedings of the 4th Meeting of the International Shoulder Group*, Cleveland, OH
- Diedrichsen, J. R. et Shadmehr, R. (2005) The coordination of complex movements. *Proceedings of Advances in Computational Motor Control IV*. Symposium at the Society for Neuroscience Conference, Washington DC
- Djioua, M (2007) Contributions à la généralisation, à la compréhension et à l'utilisation de la théorie cinématique dans l'analyse et la synthèse du mouvement humain. Thèse de Doctorat, École Polytechnique de Montréal.
- Djioua, M. et Plamondon, R. (2007) Deterministic and evolutionary extraction of delta-lognormal parameters : performance comparison. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, vol. 21, no 1, pp.1-22
- Earles, D., Vardaxis, V. et Koceja, D. (2001) Regulation of motor output between young and elderly subjects. *Clinical Neurophysiology*, 112(7): 1273-1279
- Eder, C., Popović, M. B., Popović, D.B. et Sinkjær T. (2004) Relation between the EMG recordings from prime movers of the arm and the Drawing Test scores in post stroke hemiplegics. *Proceedings of the 9th Annual Conference of the International FES Society* Bournemouth, UK
- Engelbrecht, S. E. (2001) Minimum principles in motor control. *Journal of Mathematical Psychology* 45, 497-542
- Feldman A.G. et Levin M.F. (1995) The Origin and Use of Positional Frames of Reference in Motor Control. *Behavioral and Brain Sciences* 18: 723-744.
- Feldman, A.G. (1986) Once more on the equilibrium-point hypothesis (λ model) for motor control. *Journal of Motor Behavior* 18: 17-54.
- Feldman, A. G. (1966) Functional tuning of the nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture: controllable parameters of the muscle. *Biophysics*, 11: 565-578

- Feng, C., Woch, A., Plamondon, R. (2002) A Comparative Study of Two Modeling Velocity Profiles for Rapid Movements. *Proceedings of the 4th International Conference on Pattern Recognition (ICPR'2002)*, Québec, pp. 52-55.
- Flash, T. and Henis, E. (1991) Arm trajectory modification during reaching towards visual targets. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 3:220-230
- Flash, T. et Hochner, B. (2005) Motor primitives in vertebrates and invertebrates. *Current Opinion in Neurobiology*. Vol 15, nr 6, pp. 660-666
- Flash, T. and Hogan, N. (1985) The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *The Journal of Neuroscience*, 5, 1688-1607
- Fishbach A., Roy, S.A., Bastianen, C., Miller, L. E. et Houk, J.C. (2005) Kinematic properties of on-line error corrections in the monkey. *Experimental Brain Research* 164(4):442-57
- Gandolfo F, Mussa-Ivaldi FA, and Bizzi E. (1996) Motor learning by field approximation. *Proceedings of National Academy of Science USA* 93: 3843–3846,
- Georgopoulos, A.P., Kalaska, J.F., Caminiti, R. et Massey, J.T. (1982) On the relations between the direction of two-dimensional arm movements and cell discharge in primate motor cortex. *Journal of Neuroscience* 2: 1527-1537
- Georgopoulos, A.P., Kalaska, J.F. et Massey, J.T. (1981) Spatial trajectories and reaction time of aimed movements: effects of practice, uncertainty, and change of target location. *Journal of Neurophysiology* 46: 725-743
- Gielen, C.C.A.M. van den, Oosten, K. van den, Pull ter Gunne, F. (1985) Relation between EMG activation patterns and kinematic properties of aimed arm movements. *Journal of Motor Behavior* 17:421-442
- Gottlieb, G.L. (2000) Observations on antagonist muscle activity during single-joint elbow movements. *Proceedings of the Society for the Neural Control of Movement 10th Conference*
- Gottlieb, G. L. (1998) Muscle activation patterns during two types of voluntary single-joint movement. *The Journal of Neurophysiology* 80, nr 4, pp. 1860-1867

- Gottlieb, G. L., Song, Q., Almeida, G. L., Hong, D.-A. et Corcos, D. (1997) Directional Control of Planar Human Arm Movement . *The Journal of Neurophysiology* Vol. 78 No. 6 December 1997, pp. 2985-2998
- Gottlieb, G. L., Song, Q., Hong, D.-A. et Corcos, D. M. (1996) Coordinating two degrees of freedom during human arm movement: load and speed invariance of relative joint torques. *Journal of Neurophysiology* vol. 76, nr 5, pp. 3196 – 3206
- Gottlieb, G., Latash, M.L., Corcos, D.M., Liubiniskas, T. J. et Agarwal, G. C. (1992) Organizing principles for single joint movements: V. Agonist – antagonist interactions. *Journal of Neurophysiology* vol. 67, nr 6, pp. 1417 - 1427
- Graziano, M. S. A., Patel, K. T. et Taylor, C. S. R. (2004) Mapping From Motor Cortex to Biceps and Triceps Altered By Elbow Angle. *Journal of Neurophysiology* 92: 395–407, 2004.
- Graziano, M.S.A, Taylor, C.S.R., Morre, T. et Cooke, D.F (2002) The cortical control of movement revisited. *Neuron* 36, pp.349-362
- Gribble, P. L., Mullin, L. I., Cothros, N. et Mattar, A. (2003) Role of cocontraction in arm movement accuracy. *Journal of Neurophysiology* 89: 2396-2405
- Guerfali, W. et Plamondon, R. (1993) Techniques d'extraction de paramètres pour le modèle delta-lognormal. Rapport technique EPM-RT-93-27, Laboratoire Scribens, École Polytechnique de Montréal
- Guerfali, W. et Plamondon, R. (2000) Système de mesure et d'analyse des mouvements humains rapides en réaction à des stimuli visuels et auditifs. *Rapport technique EPM-TR-00-05 du Laboratoire Scribens*. École Polytechnique de Montréal.
- Gutfreund, Y., Flash, T., Fiorito, G. et Hochner, B. (1998) Patterns of arm muscle activation involved in octopus reaching movements. *The Journal of Neuroscience*, 18(15):5976-5987
- Hart, C. B., et Giszter, S.F. (2004) Modular premotor drives and unit bursts as primitives for frog motor behaviors. *The Journal of Neuroscience*, 24(22):5269 – 5282

- Henis, E. and Flash, T. (1995) Mechanisms underlying the generation of averaged modified trajectories. *Biological Cybernetics*, 72: 407- 419
- Heuninckx, S., Wenderoth, N., Debaere, F., Peeters, R. et Swinnen, S. P. (2005) Neural Basis of Aging: The Penetration of Cognition into Action Control *The Journal of Neuroscience* 25(29): 6787 - 6796.
- Inui, K., Okamoto, H., Miki, K., Gunji, A. et Kagiki, R. (2006) Serial and parallel processing in the human auditory cortex: a magnetoencephalographic study. *Cerebral Cortex* 16(1):18-30
- Jarić, S., Radovanović, S., Milanović, S., Ljubisavljević, M. et Anatasijević, R (1997) A comparison of the effects of agonist and antagonist muscle fatigue on performance of rapid movements. *European Journal of Applied Physiology* 76: 41-47
- Jarić, S., Corcos D.M., Agarwal, G.C. et Gottlieb, G.L. (1993) Principles for learning single-joint movements. II. Generalizing a learned behavior. *Experimental Brain Research* 94(3): 514-521
- Jing, J., Cropper, E. C., Hurwitz, I., et Weiss, K. R. (2004) The construction of movement with behavior-specific and behavior-independent modules. *The Journal of Neuroscience* 24(28): 6315-6325
- Jing, J. et Weiss, K.R. (2005) Generation of variants of a motor act in a modular and hierarchical motor network. *Current Biology* 15: 1712-1721
- Kagerer, F.A., Contreras-Vidal, J.L. and Stelmach G.E.. (1997) Adaptation to gradual as compared with sudden visuomotor distortions. *Experimental Brain Research* 115: 557-561
- Kaminski, T.R. et Gentile, A.M. (1989) A kinematic comparison of single and multi-joint pointing movements. *Experimental Brain Research* 78:547-556
- Kawato M. (1999) Internal models for motor control and trajectory planning. *Current Opinion in Neurobiology*;9:718–727
- Ketcham C.J., Stelmach, G.E. (2004) Movement control in the older adult (Ch. 3). In *Technology for Adaptive Aging*, Richard W. Pew and Susan B. Van Hemel (editors)

- King, B.R (2006) Sensory integration during de-adaptation to visuomotor distortions. Thèse de doctorat, Université de Maryland
- Konczak, J. (2005) On the notion of motor primitives in humans and robots. *Proceedings of the Fifth International Workshop on Epigenetic Robotics: Modeling Cognitive Development in Robotic Systems* Lund University Cognitive Studies, 123, pp. 47-54
- Köster, B., Deuschl, G., Lauk, M., Timmer, J., Guschlbauer, B. et Lücking, C. H. (2002) Essential tremor and cerebellar dysfunction: abnormal ballistic movements. *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry* 73:400-405
- Krakauer JW, Ghilardi MF, and Ghez C. (1999) Independent learning of internal models for kinematic and dynamic control of reaching, *Natural Neuroscience* 2: 1026–1031
- Krakauer JW and Shadmehr R (2006) Consolidation of motor memory. *Trends in Neurosciences* 29:58-64
- Krampe, R.T., Engbert, R., Kliegl, R. (2002) Representational Models and Nonlinear Dynamics: Irreconcilable Approaches to Human Movement Timing and Coordination or Two Sides of the Same Coin? Introduction to the Special Issue on Movement Timing and Coordination, *Brain and Cognition* 48, 1-6.
- Krebs, H.I., Aisen, M.L., Volpe, B.T., Hogan, N. (1999) Quantization of continuous arm movements in humans with brain injury. *Proceedings of the National Academy of Science, Neurobiology* 96: 4645-4649
- Latash, M.L., Anson, J.G. (1996). What are "normal movements" in atypical populations? *Behavioral and Brain Sciences* 19 (1): 55-106.
- Leonard, C.T., Matsumoto, T., Diedrich, P.M. et McMillian, J.A. (1997) Changes in neural modulation and motor control during voluntary movement of older individuals. *Journal of Gerontology* 52(5):M320-325
- Li, Weiwei (2006) Optimal control of biological movement systems. Thèse de doctorat, Université de Californie, Saint Diego
- Liegeois-Chauvel, C., Musolino, A. et Chauvel, P. (1991) Localization of the primary auditory area in man. *Brain* 114: 139-151

- Luce, R. D. (1986) Response times: Their Role in Inferring Elementary Mental Organisation. Oxford University Press
- Mankovsky, N.B., Mints, A.Y. et Lisenjuk, V.P. (1982) Age peculiarities of human motor control in aging. *Gerontology*, 28(5):314-322
- Mano, Y., Nakamuro, T., Ikoma, K., Sugata, T., Morimoto, S., Takayanagi, T. et Mayer, R.F. (1992) Central motor conductivity in aged people. *Internal Medicine* 31(9):1084-1087
- Meyer, D. E., Smith, K. J. E., Kornblum, S., Abrams, R. A., Wright, C. E. (1990) Speed-Accuracy Tradeoffs in Aimed Movements: Toward a Theory of Rapid Voluntary Action. *Attention and Performance 13*, Ed. M. Jeanerod, Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale, New Jersey: 173-226.
- Meyer D. E., Abrams, R. A., Kornblum, S., Wright, C. E., Smith, K. J. E. (1988) Optimality in human motor performance: Ideal control of rapid aimed movements. *Psychological Review* 95 :340-370
- Miall R. C et Wolpert. M. (1996) Forward models for physiological motor control. *Neural Network*, Vol.9, No.8, 1265-1279, 1996.
- Moran, D.W. et Schwartz, A. B. (1999) Motor cortical representation of speed and direction during reaching. *The Journal of Neurophysiology* Vol. 82 No. pp. 2676-2692
- Morasso P. et Sanguineti, V. (2003) Modelling motor control paradigms. *In: Computational Neuroscience*, pp. 535-564, J. Feng Editor, Chapman & Hall.
- Morasso, P. and Mussa-Ivaldi, F.A. (1982) Trajectory Formation and Handwriting: A Computational Model. *Biological Cybernetics*, 45: 131-142.
- Morasso, P. (1981) Spatial control of arm movements. *Experimental Brain Research* 42: 223-227
- Munhall, K.G., Ostry, D.J., Parush, A. (1985) Characteristics of velocity profiles of speech movements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception & Performance* 11: 457-474

- Mussa-Ivaldi, F.A. (2004) Neural and computational mechanisms of motor learning. *Neuroscience Seminar Series*. (abstract de presentation) Brown University. Providence.
- Mussa-Ivaldi, F. A. et Bizzi, E. (2000) Motor learning through the combination of primitives. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B* 355, pp. 1755 - 1769
- Mussa-Ivaldi, F. A. et Solla, S.A. (2004) Neural primitives for motion control. *IEEE Journal of Oceanic Engineering* 29: 640-650
- Mussa-Ivaldi, F.A (1997) Nonlinear Force Fields: A Distributed System of Control Primitives for Representing and Learning Movements. *Proceedings of the 1997 IEEE International Symposium on Computational Intelligence in Robotics and Automation*, pp. 84-90, 1997
- Mussa-Ivaldi, F.A , Giszter, S. F. et Bizzi, E. (1994) Linear combinations of primitives in vertebrate motor control. *Neural Physiology*, vol. 91 pp 7534-7538
- Nardone, A., Romano, C. et Schieppati, M. (1989) Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *The Journal of Physiology*, Vol 409, Issue 1, pp.451-471
- Nougier, V., Bard, C., Fleury, M., Teasdale, N., Cole, J., Forget, R., Paillard, J. et Lamarre Y. (1996) Control of single-joint movements in deafferented patients: evidence for amplitude coding rather than position control. *Experimental Brain Research* 109: 473–482
- Novak, K.E., Miller, L.E. et Houk, J.C. (2003) Features of motor performance that drive adaptation in rapid hand movements. *Experimental Brain Research* 148:388-400
- Novak, K. E., Miller, L.E. et Houk, J.C. (2002) The use of overlapping submovements in the control of rapid hand movements. *Experimental Brain Research* 144:351-364
- Paine, R. W. et Tani, J. (2005) How hierarchical control self-organizes in artificial adaptive systems. *Adaptive Behavior*, Vol. 13, No. 3, 211-225 (2005)
- Ostry, D.J., Cooke, J.D., Munhall, K.G. (1987) Velocity curves of human arm and speech movements. *Experimental Brain Research* 68:37-46

- Pfann, K.D., Robichaud, J.A., Gottlieb, G.L., Comella, C.L., Brandabur, M. et Corcos, D.M. (2004) Muscle activation patterns in point-to-point and reversal movements in healthy, older subjects and in subjects with Parkinson's disease. *Experimental Brain Research* 157(1), pp.67-78
- Pfann, K.D., Hoffman, D.S., Gottlieb, G.L., Strick, P.L. et Corcos, D.M. (1998) Common principles underlying the control of rapid, single degree-of-freedom movements at different joints. *Experimental Brain Research* 118(1), pp.35-51
- Plamondon, R. (1989) A handwriting model based on differential geometry. Dans: Plamondon R., Suen C.Y., Simner M. L. (éditeurs) *Computer recognition and human production of handwriting*. World Scientific, Singapore, pp. 179-192
- Plamondon, R. (1998). A kinematic theory of rapid human movements : Part III : kinetic outcomes. *Biological Cybernetics*, 78 : 133-145.
- Plamondon, R. (1995a). A kinematic theory of rapid human movements : Part I : movement representation and generation. *Biological Cybernetics*, 72(4) : 295-307.
- Plamondon, R. (1995b). A kinematic Tteory of rapid human movements : Part II : movement time and control. *Biological Cybernetics*, 72(4) : 309-320.
- Plamondon, R., Alimi, A., Yergeau, P., Leclerc, F. (1993) Modelling velocity profiles of rapid movements: a comparative study. *Biological Cybernetics*, 69 (2): 119-128.
- Plamondon, R., Feng, C., Woch, A. (2003) A kinematic theory of rapid human movement : Part IV : a formal mathematical proof and new insights. *Biological Cybernetics*, 89(2), p. 126-138
- Plamondon, R. et Guerfali, W. (1996) Why handwriting segmentation can be Mmsleading? *Proceedings of the 13th International Conference on Pattern Recognition*, volume D, Vienna, Austria, 396-400.
- Plamondon, R. et Srihari, S. N. (2000) On-line and off-line handwriting recognition: a comprehensive study. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 22, no 1, 63-84

- Plamondon, R., Li, X., Djioua, M. (2007) Extraction of delta-lognormal parameters from handwriting strokes, *Frontiers in Computer Science in China*, Vol 1, no 1, Sous Presse
- Poggio, T. et Bizzi, E. (2004) Generalization in vision and motor control. *Nature* 431, 768-774
- Prochazka, A., Clarac, F., Loeb, G.E., Rothwell, J.C., Wolpaw, J.R. (2000) What do *reflex* and *voluntary* mean? Modern views on an ancient debate. *Experimental Brain Research*, 130: 417-432.
- Robinovitch, S.N., Normandin, S.C., Stotz, P. et Maurer, J.D. (2005) Time requirement for young and elderly women to move into a position for breaking a fall with outstretched hands. *The Journals of Gerontology A: Biological Sciences and Medical Sciences* 60: 1553-1557
- Rohrer, B., Fasoli, S., Krebs, H.I., Volpe, B., Frontera, W.R., Stein, J., Hogan, N. (2004) Submovements grow larger, fewer and more blended during stroke recovery. *Motor Control* 8(4):472-483
- Rohrer, B., Fasoli, S., Krebs, H.I., Hughes, R., Volpe, B., Frontera, W.R., Stein, J., Hogan, N. (2002) Movement smoothness changes during stroke recovery. *The Journal of Neuroscience*, 22(18): 8297-8304
- Rothwell, J.C., MacKinnon, C.D. et Valls-Solé, J. (2002) Role of brainstem-spinal projections in voluntary movement. *Movement disorders* 17, suppl. 2, S27-S29
- Saunders, J. A. et Knill, D. C. (2005) Humans use continuous visual feedback from the hand to control both the direction and distance of pointing movements. *Experimental Brain Research* (2005)162:458 –473
- Schaal, S. (2002) Arm and Hand Movement Control. In: *The handbook of brain theory and neural networks*, 2ième edition, MIT Press, Cambridge, MA, pp. 110-113
- Shadmehr R, and Holcomb HH (1997) Neural correlates of motor memory consolidation. *Science*, 277:821-825
- Shadmehr R, and Brashers-Krug T (1997) Functional stages in the formation of human long-term motor memory. *Journal of Neuroscience*, 17:409-419

- Schieber, M.H. et Santello, M. (2004) Hand function: peripheral and central constraints on performance. *Journal of Applied Physiology* 96: 2293 - 2300
- Schwartz, A.B. et Moran, D.W. (1999) Motor cortical activity during drawing movements: population representation during lemniscate tracing. *The Journal of Neurophysiology* 82(5), 2705-2718
- Seki, K., Perlmutter, S.I. et Fetz, E. (2003) Sensory input to primate spinal cord is presynaptically inhibited during voluntary movement. *Nature Neurosciences* 6, pp.1309-1316
- Shadmehr R, Mussa-Ivaldi FA. (1994) Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *Journal of Neuroscience*;14:3208–3224.
- Shadmehr R and Wise SP.(2005) *The Computational Neurobiology of Reaching and Pointing: A Foundation for Motor Learning*. Cambridge, MA: MIT Press
- Shapiro, M.B., Gottlieb, G.L. et Corcos, D.M. (2004) EMG responses to an unexpected load in fast movements are delayed with an increase in the expected movement time. *Journal of Neurophysiology* 91: 2135-2147
- Shapiro, M.B., Gottlieb, G.L. Moore, C.G. et Corcos, D.M. (2002) Electromyographic responses to an unexpected load in fast voluntary movements: descending regulation of segmental reflexes. *Journal of Neurophysiology* 88(2): 1059-1063
- Soechting, J.F., Laquantini, F. (1981) Invariant characteristics of a pointing movement in man. *Journal of Neuroscience* 1: 710-720
- Sosnik, R., Hauptmann, B., Karni, A. et Flash, T. (2004) When practice leads to co-articulation: the evolution of geometrically defined movement primitives. *Experimental Brain Research* 156: 422-483
- Staudenmann, D., Kingma, I., Daffertshofer, A. et Stegeman, D. F. (2006) Improving EMG-based muscle force estimation by using a high-density EMG grid and principal component analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, nr 4, pp.712-719
- Tresch, M.C., Saltiel, P., d'Avella, A. et Bizzi, E. (2002) Coordination et localization in spinal motor systems. *Brain Research Reviews*, vol.40, pp. 66-79

- Todorov, E. (2003) On the role of primary motor cortex in arm movement control. *In: Progress in Motor Control III*, chap 6, pp 125-166, Latash and Levin (eds), Human Kinetics
- Todorov, E. et Jordan, M. (2002) Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience* 5, 1226 - 1235
- Todorov, E. et Jordan, M (2003) A minimal intervention principle for coordinated movement. *Advances in Neural Information Processing Systems*, 15: 27-34, Becker, Thrun, Obermayer (eds), MIT Press
- Tyc, F., Boyadjian, A. et Devanne, H. (2005) Motor cortex plasticity induced by extensive training revealed by transcranial magnetic stimulation in human. *European Journal of Neuroscience* 21(1): 259-266
- Uno, Y., Kawato, M., et Suzuki, R. (1989) Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biological Cybernetics*, 61:89-101
- Valls-Solé, J., Rothwell, J.C., Goulart, F., Cossu, G., et Munoz, E. (1999) Patterned ballistic movements triggered by a startle in healthy humans. *The Journal of Physiology*, 516, pp. 931-938
- Witney, A.G., Goodbody, S.J. & Wolpert, D.M. (1999) Predictive motor learning of temporal delays. *The Journal of Neurophysiology* 84,334-343.
- Witney, A.G., Goodbody, S.J. & Wolpert, D.M. (2000) Predictive motor learning of object manipulation. *The Journal of Neurophysiology* 82, 2039-204
- Woch, A. et Plamondon, R. (2004) Using the framework of the kinematic theory for the definition of a movement primitive. *Motor Control*. 8(4):547-57.
- Woch, A. et Plamondon, R. (2001a) New experimental confirmation of the delta-lognormal model of rapid human movements. *3rd International Symposium Progress in Motor Control: From Basic Science to Application*
- Woch, A., Plamondon, R. (2001b) Rapid movement analysis with the delta-lognormal model: towards a better understanding of movement generation. *Proceedings of the 10th Biennial Conference of the International Graphonomics Society*, p. 165-196

- Wolpert DM, Miall RC (1996) Forward models for physiological motor control. *Neural Networks* 9:1265–1279
- Woodworth, R.S. (1899) The accuracy of voluntary movement. *Psychological Review* 3 (le nr 13): 1-114
- Zaal, F. T.J.M., Daigle, K., Gottlieb, G. L. et Thelen, E. (1999) An unlearned principle for controlling natural movements. *The Journal of Neurophysiology* 82: 255–259

ANNEXE A : Les proportionnalités de la réponse impulsionnelle lognormale

Le fait de décrire le profil de la vitesse d'un mouvement par une fonction $\Delta\Lambda$ impose à celui-ci certaines contraintes mathématiques. Nous allons décrire à présent une de ces contraintes, qui se trouve au niveau du déroulement temporel de la réponse neuromusculaire de chacun de systèmes agoniste et antagoniste. Comme nous allons le voir, les durées des différentes étapes de la réponse de chacun de ces systèmes sont proportionnelles entre elles. Cette propriété peut être utilisée pour caractériser simplement la coordination des synergies neuromusculaires au niveau du profil de vitesse résultant.

Commençons par définir les proportionnalités temporelles qui se trouvent au niveau de chacune des deux composantes de la vitesse (agoniste et antagoniste), et donc représentée par une seule équation lognormale Λ_i , multipliée par son amplitude D_i . En reprenant l'équation (2.10b), on peut décrire la composante par:

$$D_i \Lambda_i \left(t; t_o, \mu_i, \sigma_i^2 \right) = \frac{D_i}{\sigma_i \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(\ln(t-t_o) - \mu_i)^2}{2\sigma_i^2}} \quad (7.1)$$

où :

D_i représente l'amplitude de la commande agoniste (1) ou antagoniste (2)

t_0 représente le moment de l'envoi des commandes

- σ_i est un paramètre de forme, qui représente la variabilité combinée des délais associés aux composantes du système “ i ” (temps de réponse logarithmique)
- μ_i est un paramètre d'échelle, qui représente le délai moyen combiné des délais associés aux composantes du système “ i ” (délai de réponse logarithmique)

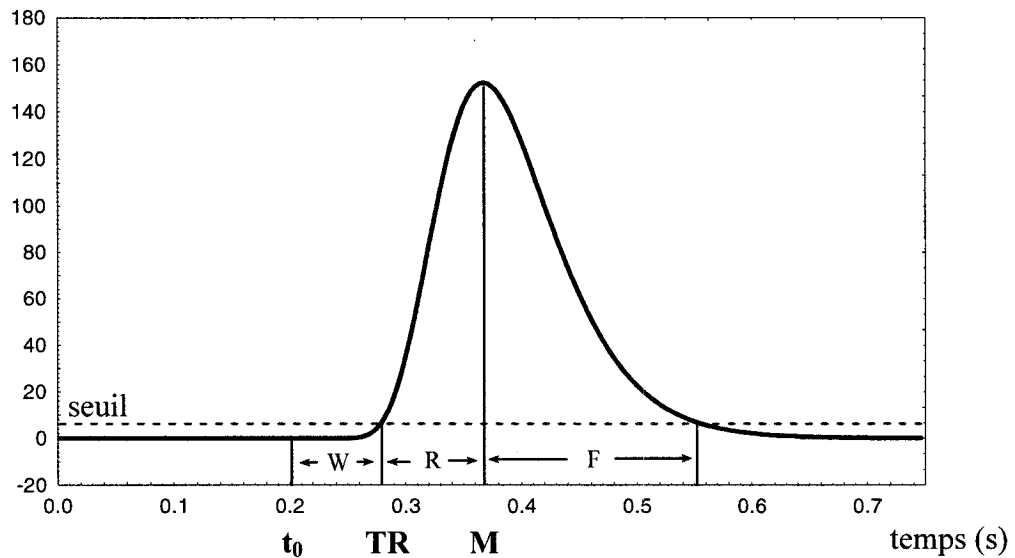
Chacune des composantes de la vitesse peut être associée à la réponse neuromusculaire des systèmes agoniste ou antagoniste (mise à échelle par D_i). Cette réponse peut être séparée en trois différentes étapes, illustrées par la figure 7.4:

- W** → la propagation de la commande dans le système. Cette étape se déroule entre le moment de l'émission de la commande t_0 et le moment où la réponse neuromusculaire est détectable physiquement. Le moment de la détection de la réponse dépend du contexte expérimental et correspond au concept de “temps de réaction” **TR** dans la littérature (voir Luce 1986), défini comme étant le moment où la mesure physique de la réaction (la vitesse, la force, etc.) atteint un seuil minimal arbitraire.
- R** → l'augmentation effective de la composante de la vitesse du système. Cette étape commence dès que le temps de réaction est atteint, et se poursuit jusqu'à ce que la réponse parvienne à son maximum (autrement dit, jusqu'au mode **M** de la fonction Λ_i)
- F** → la diminution effective de la composante de la vitesse du système. Cette étape correspond à la partie de la réponse qui suit l'atteinte du maximum et qui s'achève quand la mesure physique de la réponse atteint de nouveau le seuil minimal défini pour le temps de réaction.

Fig. 7.4 Trois étapes d'une réponse neuromusculaire définie par une fonction lognormale. Les paramètres utilisés pour la simulation de la lognormale sont:

$$D_i = 20, \mu_i = -1.7 \text{ et } \sigma_i = 0.3$$

amplitude (cm/s)



Il existe une manière de définir le temps de réaction en accord avec un contexte expérimental particulier, tout en tenant compte de l'aspect arbitraire du choix d'une certaine valeur plutôt qu'une autre. Il s'agit de considérer que la réponse du système neuromusculaire débute quand la quantité mesurée atteint une certaine proportion de sa valeur maximale (par opposition avec une valeur absolue). Ainsi, dans notre cas, il s'agirait de définir un certain seuil qui correspond à un pourcentage prédéterminé de l'amplitude maximale de la composante de la vitesse associée au système. Or, comme nous avons vu au chapitre 3 (équation 3.18), l'équation lognormale qui décrit la réponse neuromusculaire du système est équivalente à l'expression suivante:

$$\ln(t - t_0) = (\mu_i - \sigma_i^2) \pm \sigma_i \sqrt{2 \ln k_i(t)} \quad (7.2)$$

où

$$k_i(t) = \frac{\Lambda_{\max i}}{\Lambda(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2)}$$

et $\Lambda_{\max i}$ représente l'amplitude maximale de la réponse neuromusculaire du système.

On peut alors définir un le seuil K_i comme étant un certain pourcentage de la valeur maximale de la composante de la vitesse associée au système et poser que

$$k_i(TR) = 100 / K_i \quad (7.3)$$

Ensuite, si on tient compte du fait que la composante de la vitesse correspond à la réponse neuromusculaire multipliée par D_i (voir 7.1), on peut définir le temps de réaction TR, à l'aide de (7.2), par :

$$\ln(TR - t_0) = \left(\mu_i - \sigma_i^2 \right) - \sigma_i \sqrt{-2 \ln(100/K_i)} \quad (7.4)$$

De plus, en revenant à la formule (3.8) qui décrit le mode de la fonction lognormale, on peut écrire

$$\ln(M_i - t_0) = \mu_i - \sigma_i^2 \quad (7.5)$$

ce qui permet de re-écrire (7.4) avec :

$$\ln(TR - t_0) = \ln(M_i - t_0) - \sigma_i \sqrt{-2 \ln(100/K_i)} \quad (7.6)$$

Notons ici que la définition de TR implique le choix du « - » dans (5.4), qui à l'origine possède un signe « \pm » relatif à deux moments quelconques où la fonction lognormale

atteint une valeur équivalente. Par analogie, on peut définir un temps « final » **TF** qui va correspondre à la fin de la composante de la vitesse telle que mesurée avec le seuil K_i :

$$\ln(TF - t_0) = \ln(M_i - t_0) + \sigma_i \sqrt{-2\ln(100/K_i)} \quad (7.7)$$

Les formules ci-dessus permettent d'exprimer mathématiquement les étapes **W**, **R** et **F** définies précédemment. Ainsi :

$$\mathbf{W} = TR - t_0 = (M_i - t_0) e^{-\sigma_i \sqrt{-2\ln(100/K_i)}} \quad (7.8)$$

$$\mathbf{R} = M - TR = (M_i - t_0) \left(1 - e^{-\sigma_i \sqrt{-2\ln(100/K_i)}} \right) \quad (7.9)$$

$$\mathbf{F} = TF - M = (M_i - t_0) \left(e^{\sigma_i \sqrt{-2\ln(100/K_i)}} - 1 \right) \quad (7.10)$$

Pour simplifier ces formules et mieux voir leur structure, définissons la quantité L_i :

$$L_i = \exp\left(\sigma_i \sqrt{-2\ln(100/K_i)}\right) \quad (7.11)$$

qui ne dépend que d'un seul paramètre de la lognormale Λ_i , σ_i , ainsi que du seuil K_i arbitrairement choisi. Ainsi, pour un seuil $K_i = 1\%$, on pourrait dire que $L_i \approx \exp(3\sigma_i)$.

Les expressions (5.8) – (5.10) deviennent :

$$\mathbf{W} = TR - t_0 = (M_i - t_0) / L_i \quad (7.12)$$

$$\mathbf{R} = M - TR = (M_i - t_0) (1 - 1/L_i) \quad (7.13)$$

$$\mathbf{F} = \mathbf{TF} - \mathbf{M} = (\mathbf{M}_i - t_0)(\mathbf{L}_i - 1) \quad (7.14)$$

Cette formulation permet d'établir clairement les proportionnalités entre les durées des différentes étapes de la composante de la vitesse associée à chaque système :

$$\mathbf{R} = (\mathbf{L}_i - 1) \times \mathbf{W} \quad (7.15)$$

$$\mathbf{F} = \mathbf{L}_i \times \mathbf{R} = \mathbf{L}_i \times (\mathbf{L}_i - 1) \times \mathbf{W} \quad (7.16)$$

De plus, si on considère la durée totale \mathbf{T} associée à une composante de la vitesse, définie par :

$$\mathbf{T} = \mathbf{W} + \mathbf{R} + \mathbf{F} \quad (7.17)$$

ainsi que la durée effective \mathbf{T}_e de la composante (sa partie mesurable), définie par:

$$\mathbf{T}_e = \mathbf{R} + \mathbf{F} \quad (7.18)$$

on peut démontrer à l'aide de (7.15) et (7.16) que

$$\mathbf{T} = \mathbf{L}_i^2 \times \mathbf{W} \quad (7.19)$$

$$\mathbf{T}_e = (\mathbf{L}_i^2 - 1) \times \mathbf{W} \quad (7.20)$$

Toutes ces proportionnalités pourraient être synthétisées dans l'observation suivante: la valeur du paramètre σ_i , le temps de réponse logarithmique du système « i », détermine les rapports entre les durées de toutes les étapes de la réponse neuromusculaire et de la composante de la vitesse associés à ce système.

Une autre observation générale put être faite au sujet de la quantité \mathbf{L}_i . La formule (7.16) permet d'écrire $\mathbf{L}_i = \mathbf{F}/\mathbf{R}$, ce qui permet de dire que \mathbf{L}_i , équivalente à la

durée de la descente de la composante de la vitesse du système « i », divisée par la durée de la montée, est en fait une mesure de l'asymétrie cette composante de la vitesse (voir la figure 5.4).

Quant au profil de vitesse lui-même, donné par la fonction $\Delta\Lambda$ (voir 3.1a):

$$v(t) = D_1\Lambda_1(t; t_0, \mu_1, \sigma_1^2) - D_2\Lambda_2(t; t_0, \mu_2, \sigma_2^2) \quad (7.21)$$

on peut trouver des propriétés intéressantes au niveau de la coordination de la synergie agoniste-antagoniste. Ainsi, on se basant sur (5.11) et en assumant que le seuil K_i est identique pour les deux lognormales Λ_i , on peut relier les quantités L_i dont dépendent les proportionnalités de chacun des deux systèmes par la simple équation :

$$\ln(L_1)/\ln(L_2) = \sigma_1/\sigma_2 \quad (7.22)$$

Ensuite, les formules (5.15) et (5.16) permettent de déduire la relation suivante:

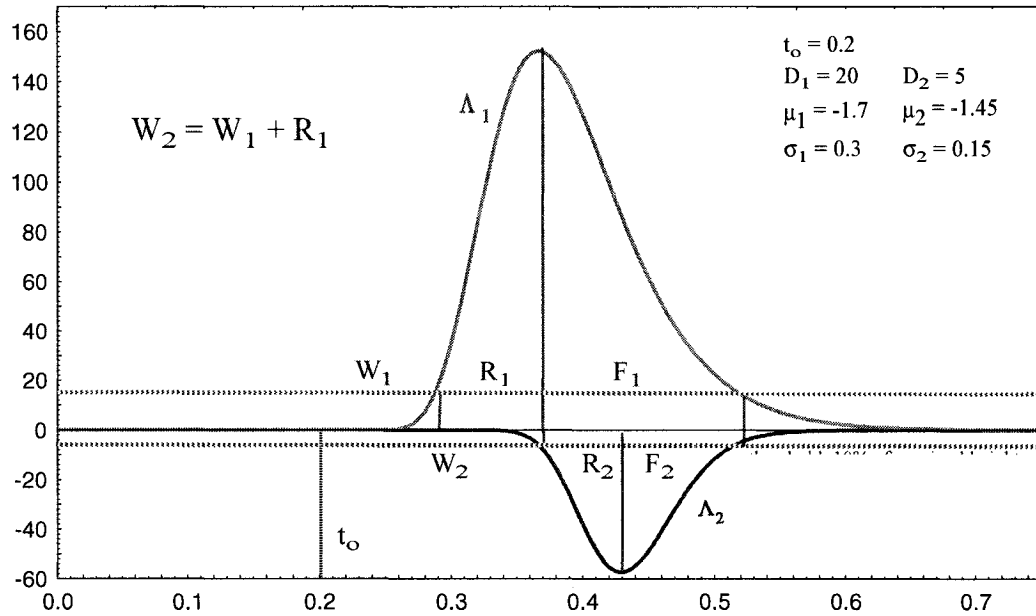
$$\left(\frac{F_2}{R_2} \right)^{\sigma_1/\sigma_2} = \frac{F_1}{R_1} \quad (7.23)$$

qui relie les asymétries des deux composantes de la vitesse par le rapport entre leurs temps de réponse logarithmiques.

Les équations ci haut peuvent être aussi utilisées pour quantifier certaines caractéristiques des mouvements rapides qui jusque là n'ont été que des descriptions qualitatives. Par exemple, plusieurs études permettent suggèrent que, dans les mouvements rapides typiques, à un degré de liberté, la contribution majeure de l'activité antagoniste au mouvement débute tout juste au moment où la vitesse maximale est atteinte (entre autres, voir les profils de vitesse et les EMG de Gottlieb 2000 et de Pfann

et al. 1998). Au niveau du modèle $\Delta\Lambda$, cela voudrait dire que $W_1 + R_1 = W_2$, comme c'est illustré à la Figure 7.5 ci-dessous.

Fig. 7.5 Un cas particulier de profil de vitesse simulé : $W_1 + R_1 = W_2$



Pour les profils de vitesse obéissant à cette règle d'activation de la synergie agoniste-anatgoniste, on peut utiliser (5.16) pour déduire que la règle équivaut à dire que:

$$L_1 = \frac{W_1}{W_2} \quad (7.24)$$

Cette équation relie le temps de réponse logarithmique σ_1 au niveau agoniste, ou encore l'asymétrie de la réponse agoniste, au rapport entre les temps de propagation de la commande des deux systèmes. Si, en plus, on imagine un cas idéal, mais probable, où les deux systèmes contribuent au mouvement jusqu'à la fin, i.e. que $T_1 \sim T_2$, le résultat ci haut et les équations (7.19) et (7.22) permettent d'obtenir la relation suivante :

$$\ln(L_1)/\ln(L_2) = \sigma_1/\sigma_2 = 2 \quad (7.25)$$

Ainsi, le modèle $\Delta\Lambda$ permet de quantifier de manière très précise les différentes possibilités de coordination de la synergie agoniste-antagoniste. L'exemple qu'on vient de donner, basé sur des caractéristiques très plausibles du profil de vitesse, permet de considérer comme très probable l'apparition fréquente de la relation (7.25), qui fixe le rapport entre σ_1 et σ_2 à 2 (Woch et Plamondon 2001a).

ANNEXE B : Évaluation préliminaire des incertitudes sur les paramètres $\Delta\Lambda$ obtenus avec Extracteur X0, version 02

Étape 1 : simulation de la tâche

- a) 2 types de profils « avec retour » : 1 ou 2 zéros en aval
- b) plages des paramètres basées sur les valeurs obtenues expérimentalement :

$$t_0 \quad 0.01 \quad \text{à} \quad 0.5$$

$$D_1 \quad 5 \quad \text{à} \quad 60$$

$$\mu_1 \quad -2.8 \quad \text{à} \quad -0.4$$

$$\sigma_1 \quad 0.04 \quad \text{à} \quad 1$$

$$D_2 \quad 0 \quad \text{à} \quad 52$$

$$\mu_2 \quad -2.4 \quad \text{à} \quad 0$$

$$\sigma_2 \quad 0.04 \quad \text{à} \quad 1$$

- c) contraintes supplémentaires sur l'action agoniste vs antagoniste

$$D_1 > D_2 \quad \mu_1 < \mu_2 \quad \sigma_1 > \sigma_2$$

- d) contrainte reliée à la géométrie de la tâche (limites de la tablette)

$$(D_1 - D_2) \in [4, 14]$$

- e) Bruit gaussien ajouté aux profils de vitesse : 2 valeurs possibles du rapport signal/bruit (RSB) : 15dB ou 20dB

La simulation contient 200 traits de chaque type (un ou deux zéros) et de chaque niveau du bruit, donc on a $2 \times 2 \times 200 = 800$ traits, séparés en 4 groupes de 200 traits chacun.

Étape 2 : extraction

On extrait ensuite les paramètres $\Delta\Lambda$ des profils bruités, en éliminant les cas où le RSB ainsi obtenu est inférieur à 10. On élimine aussi les cas où l'algorithme diverge. L'extraction se fait de manière automatique, sans aucune intervention manuelle.

Étape 3 : évaluation des erreurs

- Les erreurs entre les valeurs des paramètres de départ et les paramètres extraits sont calculées
- Les moyennes et les bornes de confiance de ces erreurs ($\pm 95\%$) sont calculées, ainsi que la variance et l'écart-type correspondants
- Les centiles (10% et 90%) relatifs des erreurs, i.e. le pourcentage des valeurs des paramètres que ces erreurs représentent, sont calculés.

RÉSUMÉ DES RÉSULTATS

À la page suivante on peut voir les résultats individuels a) et b) pour chacun des 4 groupes, et le tableau ci-bas présente les valeurs des centiles obtenus.

Centiles pour...	15 dB, 1 zéro		15 dB, 2 zéros		20 dB, 1 zéro		20 dB, 2 zéros	
erreur sur t_0	-19	17	-12	9	-19	7	-4	11
erreur sur D_1	-22	11	-10	17	-4	6	-3	7
erreur sur μ_1	-18	13	-8	5	-18	6	-7	4
erreur sur σ_1	-32	19	-15	13	-19	7	-5	14
erreur sur D_2	-36	23	-10	23	-7	11	-4	11
erreur sur μ_2	-35	29	-7	5	-19	15	-3	6
erreur sur σ_2	-18	20	-10	12	-16	7	-4	9

En se basant sur ce résultat, on peut estimer que, pour au moins 80% de nos données, les incertitudes relatives associées aux paramètres extraits ne dépasseront pas les limites suivantes: 19% pour t_0 , 22% pour D_1 , 18% pour μ_1 , 32% pour σ_1 , 36% pour D_2 , 35% pour μ_2 et 20% pour σ_2 .

Une autre observation: l'algorithme ne semble pas créer de biais sur les paramètres, seulement des cas aberrants (valeurs très différentes des valeurs originales) de temps en temps, surtout pour le profil à deux zéros. Ce résultat confirme les observations de Djioa 2007.

15 dB - 1 zéro

163 courbes avec un ajustement réussi

Statistiques Descriptives (résultats_15dB_1zéro_)					
	Moyenne	Confiance	Confiance	Variance	Ecart-type
erreur sur t_0	0.00	-0.01	0.01	0.01	0.08
erreur sur D_1	-0.54	-1.63	0.55	49.80	7.06
erreur sur μ_1	0.01	-0.04	0.06	0.09	0.29
erreur sur σ_1	-0.01	-0.03	-0.00	0.01	0.07
erreur sur D_2	-0.65	-1.74	0.44	49.59	7.04
erreur sur μ_2	0.01	-0.03	0.05	0.08	0.27
erreur sur σ_2	0.00	-0.01	0.01	0.00	0.07

15 dB - 2 zéros

99 courbes avec un ajustement réussi

Statistiques Descriptives (résultats_15dB_2zéros_)					
	Moyenne	Confiance	Confiance	Variance	Ecart-type
erreur sur t_0	0.00	0.00	0.01	0.00	0.03
erreur sur D_1	1.78	0.16	3.40	65.97	8.12
erreur sur μ_1	0.02	-0.02	0.05	0.03	0.17
erreur sur σ_1	0.01	-0.01	0.03	0.01	0.10
erreur sur D_2	1.70	0.21	3.19	56.01	7.48
erreur sur μ_2	0.00	-0.02	0.02	0.01	0.10
erreur sur σ_2	0.01	-0.00	0.02	0.00	0.04

20 dB - 1 zéro

180 courbes avec un ajustement réussi

Statistiques Descriptives (résultats_20dB_1zéro_)					
	Moyenne	Confiance	Confiance	Variance	Ecart-type
erreur sur t_0	-0.01	-0.02	0.00	0.00	0.05
erreur sur D_1	0.00	-0.89	0.90	36.97	6.08
erreur sur μ_1	0.03	0.00	0.06	0.05	0.21
erreur sur σ_1	-0.00	-0.01	0.00	0.00	0.05
erreur sur D_2	-0.00	-0.90	0.89	36.82	6.07
erreur sur μ_2	0.02	-0.01	0.04	0.03	0.18
erreur sur σ_2	-0.00	-0.00	0.00	0.00	0.03

20 dB - 2 zéros

117 courbes avec un ajustement réussi

Statistiques Descriptives (résultats_20dB_2zéros_)					
	Moyenne	Confiance	Confiance	Variance	Ecart-type
erreur sur t_0	0.01	0.00	0.01	0.00	0.02
erreur sur D_1	1.56	0.19	2.93	55.98	7.48
erreur sur μ_1	0.01	-0.01	0.04	0.02	0.15
erreur sur σ_1	0.01	0.00	0.02	0.00	0.05
erreur sur D_2	1.53	0.18	2.88	54.40	7.38
erreur sur μ_2	-0.01	-0.03	0.00	0.01	0.09
erreur sur σ_2	0.01	0.00	0.02	0.00	0.04

ANNEXE C : Statistiques élémentaires - moyennes par sujet

Cet annexe présente les statistiques individuelles obtenues pour les primitives réussies chez chaque sujet, tant du point de vue des variables physiques, que des paramètres delta-lognormaux extraits.

Légende – variables :

- MT.....durée du mouvement (s)
- V_{\max}vitesse maximale atteinte (cm/s)
- distance.....distance entre le point d'arrivée et le point de départ (cm)
- TR.....temps de réaction (s)
- t_0 t_0 , le moment d'émission des commandes (s)
- D1..... D_1 , l'amplitude de la commande agoniste (cm)
- u_1 μ_1 , log temps du délai agoniste (sans unités)
- s_1 σ_1 , log temps de réponse agoniste (sans unités)
- D2..... D_2 , l'amplitude de la commande agoniste (cm)
- u_2 μ_2 , log temps du délai antagoniste (sans unités)
- s_2 σ_2 , log temps de réponse antagoniste (sans unités)
- RSB rapport signal/bruit

Statistiques observées :

NR TRAITS = nombre des traits analysables
 moy = moyenne
 c+ = borne de confiance supérieure sur la moyenne (95%)
 c- = borne de confiance inférieure sur la moyenne (95%)
 min = minimum
 max = maximum
 C+ = borne du premier centile (10%)
 C- = borne du dernier centile (90%)
 e-c = écart-type
 CV = coefficient de variation : (ecart-type/moyenne)x100

	sujet 5: FEMME JEUNE 28 ans NR TRAITS = 64								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.27	0.25	0.29	0.17	0.46	0.20	0.38	0.07	27
mode (s)	0.35	0.33	0.37	0.25	0.56	0.28	0.46	0.08	22
MT (s)	0.11	0.11	0.11	0.07	0.15	0.08	0.13	0.02	17
Vmax (cm/s)	172.49	162.36	182.63	108.91	293.48	126.99	231.66	40.57	24
distance (cm)	7.86	7.66	8.06	6.29	9.49	6.65	8.88	0.79	10
t0	0.20	0.18	0.22	0.06	0.40	0.08	0.32	0.09	44
D1	20.58	18.81	22.36	12.66	48.12	14.09	25.94	7.12	35
u1	-1.78	-1.84	-1.71	-2.41	-1.23	-2.08	-1.42	0.27	15
s1	0.31	0.28	0.35	0.07	0.73	0.16	0.52	0.14	44
D2	11.14	9.49	12.80	3.80	40.07	5.39	16.67	6.63	59
u2	-1.41	-1.46	-1.36	-1.92	-1.00	-1.69	-1.16	0.20	14
s2	0.15	0.14	0.16	0.06	0.36	0.10	0.20	0.05	32
D1-D2	9.44	9.13	9.75	6.87	12.45	8.05	11.16	1.25	13
D1/D2	2.06	1.94	2.17	1.20	3.45	1.57	2.70	0.46	22
u1-u2	-0.37	-0.40	-0.34	-0.75	-0.09	-0.49	-0.22	0.13	34
s1/s2	2.08	1.94	2.21	1.07	4.02	1.47	2.78	0.55	27
RSB	21.10	20.10	22.11	15.04	30.08	16.29	27.00	4.01	19

	sujet 6: HOMME JEUNE 27 ans NR TRAITS = 75								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.27	0.26	0.28	0.19	0.51	0.21	0.31	0.05	20
mode (s)	0.39	0.38	0.40	0.30	0.63	0.34	0.44	0.05	14
MT (s)	0.15	0.15	0.16	0.12	0.19	0.13	0.17	0.02	10
Vmax (cm/s)	133.01	129.05	136.98	101.02	175.46	109.09	153.57	17.23	13
distance (cm)	9.49	9.06	9.92	7.12	14.43	7.67	12.73	1.87	20
t0	0.18	0.16	0.19	0.07	0.43	0.11	0.24	0.06	34
D1	28.74	27.81	29.68	19.53	39.37	23.73	34.39	4.05	14
u1	-1.36	-1.39	-1.33	-1.68	-1.10	-1.52	-1.16	0.14	10
s1	0.37	0.35	0.38	0.21	0.50	0.28	0.45	0.07	18
D2	17.19	16.18	18.20	7.97	27.81	11.38	22.71	4.40	26
u2	-1.11	-1.14	-1.08	-1.35	-0.88	-1.27	-0.97	0.11	10
s2	0.15	0.15	0.16	0.10	0.22	0.12	0.18	0.02	16
D1-D2	11.55	11.19	11.92	8.48	16.10	9.83	14.14	1.58	14
D1/D2	1.74	1.67	1.81	1.39	2.86	1.46	2.17	0.31	18
u1-u2	-0.25	-0.26	-0.24	-0.36	-0.13	-0.33	-0.17	0.06	22
s1/s2	2.44	2.36	2.52	1.70	3.33	1.98	2.86	0.36	15
RSB	21.25	20.80	21.69	15.13	25.88	19.50	23.35	1.93	9

	sujet 7: FEMME JEUNE 29 ans NR TRAITS = 27								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.32	0.30	0.35	0.20	0.43	0.25	0.41	0.06	18
mode (s)	0.40	0.37	0.43	0.29	0.53	0.31	0.50	0.07	17
MT (s)	0.22	0.20	0.25	0.10	0.51	0.18	0.27	0.07	32
Vmax (cm/s)	186.19	158.39	213.99	106.00	356.83	125.82	317.44	70.27	38
distance (cm)	7.23	6.77	7.68	4.67	9.02	5.32	8.49	1.15	16
t0	0.25	0.22	0.29	0.06	0.42	0.14	0.37	0.09	35
D1	10.99	9.47	12.51	4.90	19.31	6.08	16.43	3.84	35
u1	-1.85	-2.02	-1.68	-2.63	-1.07	-2.49	-1.20	0.44	24
s1	0.37	0.28	0.45	0.10	0.98	0.16	0.73	0.21	57
D2	5.63	4.71	6.54	2.59	12.24	2.82	8.87	2.31	41
u2	-1.42	-1.54	-1.31	-2.31	-0.79	-1.71	-1.09	0.30	21
s2	0.13	0.11	0.15	0.07	0.23	0.07	0.21	0.05	36
D1-D2	5.37	4.43	6.30	2.31	10.72	2.70	9.27	2.36	44
D1/D2	2.02	1.86	2.18	1.34	2.92	1.57	2.71	0.40	20
u1-u2	-0.42	-0.52	-0.33	-0.85	0.08	-0.81	-0.11	0.24	57
s1/s2	2.73	2.43	3.03	1.03	4.26	1.86	3.74	0.76	28
RSB	21.53	20.38	22.67	16.22	27.61	17.19	25.73	2.89	13

	sujet 8: FEMME AGE 65 ans NR TRAITS = 73								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.29	0.27	0.30	0.10	0.43	0.21	0.37	0.06	23
mode (s)	0.41	0.40	0.43	0.25	0.56	0.35	0.50	0.06	16
MT (s)	0.36	0.34	0.38	0.25	0.60	0.27	0.46	0.08	22
Vmax (cm/s)	92.59	88.73	96.45	62.89	131.54	70.95	116.56	16.53	18
distance (cm)	9.90	9.58	10.21	6.60	13.82	8.31	11.74	1.36	14
t0	0.20	0.18	0.22	0.05	0.36	0.08	0.31	0.08	39
D1	21.12	19.66	22.58	10.85	42.68	13.50	29.76	6.25	30
u1	-1.37	-1.44	-1.30	-2.10	-0.65	-1.80	-1.02	0.30	22
s1	0.43	0.40	0.47	0.14	0.80	0.25	0.63	0.15	35
D2	8.80	7.79	9.81	1.82	21.98	2.78	14.62	4.34	49
u2	-1.03	-1.09	-0.98	-1.59	-0.50	-1.33	-0.77	0.23	22
s2	0.15	0.14	0.16	0.06	0.27	0.09	0.21	0.05	31
D1-D2	12.32	11.74	12.91	8.35	23.74	9.76	15.35	2.51	20
D1/D2	2.79	2.54	3.03	1.58	7.53	2.03	4.59	1.05	38
u1-u2	-0.34	-0.36	-0.31	-0.65	-0.09	-0.50	-0.19	0.12	35
s1/s2	2.85	2.71	3.00	1.56	4.64	2.10	3.53	0.62	22
RSB	20.53	20.04	21.01	15.23	24.62	18.02	22.82	2.08	10

	sujet 9: HOMME JEUNE 27 ans NR TRAITS = 48								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.20	0.19	0.22	0.12	0.38	0.14	0.27	0.06	28
mode (s)	0.27	0.25	0.28	0.18	0.42	0.20	0.35	0.06	21
MT (s)	0.29	0.28	0.30	0.19	0.36	0.23	0.34	0.04	14
Vmax (cm/s)	203.70	183.35	224.05	122.64	452.06	138.39	334.45	70.09	34
distance (cm)	8.84	8.60	9.09	6.31	10.37	7.83	9.93	0.84	10
t0	0.16	0.14	0.18	0.05	0.35	0.07	0.24	0.06	37
D1	24.42	22.23	26.61	14.27	50.91	15.55	32.03	7.54	31
u1	-2.03	-2.13	-1.94	-2.47	-1.04	-2.38	-1.61	0.32	16
s1	0.53	0.46	0.60	0.05	0.90	0.11	0.77	0.25	48
D2	12.68	10.64	14.72	2.64	38.48	4.95	20.26	7.02	55
u2	-1.65	-1.74	-1.57	-2.02	-0.84	-1.97	-1.18	0.29	17
s2	0.19	0.17	0.21	0.05	0.28	0.08	0.27	0.07	36
D1-D2	11.74	11.33	12.14	8.22	15.44	9.55	13.25	1.40	12
D1/D2	2.30	2.03	2.56	1.32	5.42	1.58	3.43	0.92	40
u1-u2	-0.38	-0.42	-0.34	-0.74	-0.09	-0.55	-0.22	0.13	34
s1/s2	2.69	2.42	2.96	1.07	4.51	1.40	3.98	0.93	34
RSB	20.67	19.53	21.81	15.17	31.04	15.86	24.43	3.93	19

	sujet 10: FEMME JEUNE 29 ans NR TRAITS = 106								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.20	0.20	0.21	0.13	0.39	0.15	0.25	0.04	22
mode (s)	0.29	0.28	0.30	0.21	0.48	0.24	0.35	0.05	17
MT (s)	0.15	0.14	0.16	0.09	0.47	0.11	0.18	0.06	39
Vmax (cm/s)	156.06	150.05	162.08	80.87	281.47	126.41	195.14	31.24	20
distance (cm)	10.62	10.39	10.84	8.39	13.57	9.10	12.15	1.15	11
t0	0.12	0.11	0.13	0.02	0.23	0.06	0.20	0.05	39
D1	24.68	22.77	26.58	11.88	62.72	15.95	36.19	9.89	40
u1	-1.66	-1.72	-1.60	-2.37	-1.00	-2.10	-1.31	0.30	18
s1	0.33	0.31	0.36	0.13	0.68	0.21	0.50	0.12	36
D2	12.52	10.65	14.38	1.01	51.27	4.55	24.55	9.69	77
u2	-1.36	-1.40	-1.31	-1.84	-0.90	-1.67	-1.08	0.22	16
s2	0.16	0.15	0.17	0.05	0.32	0.11	0.21	0.04	27
D1-D2	12.16	11.90	12.42	5.72	14.82	10.76	13.66	1.34	11
D1/D2	2.54	2.26	2.81	1.22	14.11	1.50	3.48	1.43	56
u1-u2	-0.30	-0.33	-0.28	-0.72	-0.06	-0.48	-0.13	0.13	45
s1/s2	2.11	2.01	2.22	1.14	3.72	1.47	2.92	0.55	26
RSB	21.44	20.74	22.14	15.13	31.21	16.87	26.17	3.64	17

	sujet 11: FEMME JEUNE 26 ans NR TRAITS = 61								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.16	0.15	0.17	0.08	0.27	0.12	0.20	0.03	21
mode (s)	0.24	0.24	0.25	0.16	0.34	0.20	0.29	0.04	15
MT (s)	0.15	0.14	0.16	0.09	0.27	0.11	0.22	0.04	28
Vmax (cm/s)	126.74	121.29	132.19	84.43	174.23	99.63	157.57	21.29	17
distance (cm)	7.31	7.08	7.53	5.25	9.23	5.94	8.41	0.89	12
t0	0.10	0.09	0.11	0.01	0.23	0.05	0.16	0.05	46
D1	16.44	14.62	18.26	5.55	38.42	7.79	25.65	7.10	43
u1	-1.79	-1.85	-1.73	-2.32	-1.27	-2.08	-1.52	0.24	14
s1	0.40	0.35	0.44	0.15	0.87	0.25	0.60	0.16	40
D2	8.51	7.10	9.91	1.89	29.71	3.21	14.92	5.49	64
u2	-1.43	-1.48	-1.38	-1.82	-0.99	-1.75	-1.23	0.18	13
s2	0.16	0.15	0.17	0.07	0.27	0.10	0.22	0.05	29
D1-D2	7.93	7.31	8.54	3.56	11.42	4.20	10.70	2.40	30
D1/D2	2.18	2.03	2.32	1.29	4.16	1.60	2.74	0.57	26
u1-u2	-0.36	-0.39	-0.33	-0.74	-0.00	-0.52	-0.20	0.12	35
s1/s2	2.50	2.33	2.66	1.51	4.60	1.92	3.23	0.63	25
RSB	22.80	21.85	23.75	16.58	32.64	17.14	26.78	3.71	16

	sujet 12: FEMME AGÉE 69 ans NR TRAITS = 47								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.28	0.25	0.31	0.16	0.57	0.20	0.45	0.10	35
mode (s)	0.44	0.40	0.47	0.31	0.75	0.33	0.61	0.11	25
MT (s)	0.42	0.39	0.44	0.25	0.56	0.29	0.53	0.08	20
Vmax (cm/s)	73.16	70.41	75.91	46.35	97.55	59.89	84.11	9.37	13
distance (cm)	8.05	7.81	8.29	5.79	9.89	6.96	9.12	0.82	10
t0	0.15	0.12	0.18	0.05	0.46	0.07	0.31	0.10	66
D1	19.24	18.08	20.40	8.46	26.73	13.22	23.67	3.94	20
u1	-1.12	-1.19	-1.05	-1.73	-0.67	-1.42	-0.81	0.24	22
s1	0.38	0.34	0.41	0.19	0.66	0.25	0.52	0.11	28
D2	9.69	8.83	10.56	4.34	15.60	5.08	14.02	2.94	30
u2	-0.90	-0.97	-0.83	-1.43	-0.53	-1.22	-0.61	0.23	26
s2	0.13	0.12	0.14	0.08	0.29	0.11	0.16	0.03	25
D1-D2	9.55	9.08	10.01	3.39	12.11	7.82	11.24	1.58	17
D1/D2	2.06	1.97	2.16	1.55	2.80	1.69	2.60	0.32	16
u1-u2	-0.22	-0.24	-0.20	-0.44	-0.09	-0.30	-0.14	0.06	30
s1/s2	2.87	2.64	3.09	1.61	5.39	1.92	4.09	0.77	27
RSB	19.34	18.75	19.94	15.16	22.76	16.22	21.80	2.03	10

sujet 13: HOMME JEUNE 27 ans NR TRAITS = 63									
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.17	0.16	0.18	0.12	0.27	0.13	0.20	0.03	19
mode (s)	0.24	0.23	0.25	0.17	0.35	0.18	0.29	0.04	16
MT (s)	0.19	0.18	0.20	0.11	0.30	0.14	0.25	0.04	21
Vmax (cm/s)	212.76	197.83	227.69	124.22	412.03	161.79	302.30	59.28	28
distance (cm)	9.84	9.35	10.33	5.65	13.48	6.82	12.58	1.96	20
t0	0.12	0.11	0.13	0.05	0.25	0.08	0.17	0.04	31
D1	17.98	16.41	19.54	6.26	38.03	10.61	26.28	6.21	35
u1	-2.08	-2.15	-2.00	-2.71	-1.39	-2.45	-1.68	0.31	15
s1	0.32	0.29	0.36	0.14	0.67	0.18	0.50	0.13	40
D2	7.08	5.92	8.24	0.66	22.88	2.23	13.42	4.59	65
u2	-1.69	-1.75	-1.63	-2.36	-1.14	-2.01	-1.40	0.24	14
s2	0.14	0.12	0.15	0.05	0.31	0.07	0.23	0.06	41
D1-D2	10.90	10.15	11.65	3.37	15.51	6.74	14.59	2.98	27
D1/D2	3.50	2.79	4.22	1.45	21.31	1.86	5.71	2.83	81
u1-u2	-0.38	-0.42	-0.35	-0.66	-0.11	-0.54	-0.22	0.13	35
s1/s2	2.46	2.27	2.65	1.10	5.00	1.72	3.30	0.75	31
RSB	21.39	20.22	22.55	14.44	34.46	15.73	27.81	4.63	22

sujet 14: HOMME AGÉ 69 ans NR TRAITS = 28									
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.26	0.22	0.31	0.15	0.73	0.19	0.34	0.11	42
mode (s)	0.40	0.35	0.44	0.29	0.90	0.30	0.48	0.12	30
MT (s)	0.39	0.34	0.43	0.23	0.63	0.27	0.61	0.11	29
Vmax (cm/s)	83.66	75.65	91.66	52.67	133.96	60.78	112.21	20.64	25
distance (cm)	8.49	7.62	9.36	4.78	11.20	5.72	11.13	2.24	26
t0	0.17	0.13	0.21	0.06	0.53	0.07	0.22	0.10	57
D1	18.92	16.69	21.16	10.77	29.76	12.26	28.10	5.76	30
u1	-1.35	-1.45	-1.25	-1.84	-0.91	-1.71	-0.99	0.26	19
s1	0.40	0.34	0.45	0.22	0.71	0.25	0.61	0.14	35
D2	9.28	7.18	11.37	1.96	18.32	2.75	17.52	5.40	58
u2	-0.97	-1.07	-0.87	-1.43	-0.47	-1.30	-0.63	0.25	26
s2	0.17	0.15	0.19	0.09	0.27	0.11	0.24	0.05	28
D1-D2	9.65	8.83	10.47	5.96	12.79	6.03	11.71	2.11	22
D1/D2	2.60	2.10	3.11	1.42	6.26	1.56	5.21	1.30	50
u1-u2	-0.38	-0.45	-0.31	-0.83	-0.17	-0.57	-0.19	0.17	44
s1/s2	2.35	2.11	2.59	1.60	4.46	1.69	3.13	0.62	26
RSB	19.52	18.49	20.55	15.01	23.25	15.48	22.92	2.65	14

	sujet 15: HOMME AGÉ 70 ans NR TRAITS = 44								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.48	0.44	0.53	0.15	0.82	0.30	0.65	0.14	29
mode (s)	0.60	0.56	0.65	0.24	0.96	0.42	0.83	0.15	25
MT (s)	0.41	0.37	0.46	0.21	0.78	0.25	0.67	0.15	37
Vmax (cm/s)	99.93	95.93	103.92	77.24	137.21	83.51	117.08	13.15	13
distance (cm)	12.06	11.41	12.71	6.46	14.71	8.26	13.71	2.14	18
t0	0.37	0.32	0.41	0.07	0.59	0.17	0.56	0.14	39
D1	18.16	15.89	20.44	7.26	57.94	13.58	24.08	7.49	41
u1	-1.40	-1.52	-1.29	-2.02	-0.37	-1.88	-0.91	0.38	27
s1	0.36	0.31	0.42	0.09	0.80	0.19	0.65	0.18	49
D2	5.71	3.73	7.69	0.70	43.30	1.05	9.84	6.53	114
u2	-0.93	-1.06	-0.81	-1.91	-0.00	-1.36	-0.33	0.41	44
s2	0.13	0.11	0.16	0.04	0.48	0.05	0.26	0.09	66
D1-D2	12.45	11.53	13.37	4.98	18.24	7.82	15.15	3.02	24
D1/D2	5.44	4.03	6.85	1.34	22.45	2.19	13.96	4.63	85
u1-u2	-0.47	-0.58	-0.36	-1.40	0.15	-0.90	-0.08	0.36	76
s1/s2	3.20	2.76	3.63	1.31	7.13	1.69	5.29	1.43	45
RSB	19.12	18.12	20.12	15.20	26.84	15.44	24.17	3.29	17

ANNEXE D : Analyse avec deux groupes A et B

Cet annexe présente les résultats de l'analyse de variance et de l'étude des corrélations, effectuées à partir de deux groupes de sujets. Les tendances générales s'avèrent similaires aux résultats obtenus avec le groupe dans son ensemble, surtout au niveau des corrélations obtenues. Comme c'est mentionné au ch.6, l'analyse de variance démontre que les deux groupes ne sont pas statistiquement équivalents, donc nous avons choisi de ne pas utiliser ces résultats. Toutefois, la consistance des corrélations renforce les conclusions obtenues avec le groupe entier (au chapitre 6).

Groupe A : sujets 5, 6, 11, 12, 13 et 14

Groupe B : sujets 7, 8, 9, 10 et 15

Légende – variables :

- MT.....durée du mouvement (s)
- V_{max}vitesse maximale atteinte (cm/s)
- distance.....distance entre le point d'arrivée et le point de départ (cm)
- TR.....temps de réaction (s)
- t_0 t_0 , le moment d'émission des commandes (s)
- D1..... D_1 , l'amplitude de la commande agoniste (cm)
- μ_1 μ_1 , log temps du délai agoniste (sans unités)
- s_1 σ_1 , log temps de réponse agoniste (sans unités)
- D2..... D_2 , l'amplitude de la commande agoniste (cm)
- μ_2 μ_2 , log temps du délai antagoniste (sans unités)
- s_2 σ_2 , log temps de réponse antagoniste (sans unités)
- RSBrapport signal/bruit

Statistiques observées :

NR TRAITS = nombre des traits analysables

moy = moyenne

c+ = borne de confiance supérieure sur la moyenne (95%)

c - = borne de confiance inférieure sur la moyenne (95%)

min = minimum

max = maximum

C + = borne du premier centile (10%)

C - = borne du dernier centile (90%)

e-c = écart-type

CV = coefficient de variation : (ecart-type/moyenne)x100

STATISTIQUES ÉLEMENTAIRES : Moyennes par groupe

	GROUPE A NR TRAITS = 338								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.23	0.22	0.24	0.08	0.73	0.14	0.32	0.08	36
mode (s)	0.34	0.32	0.35	0.16	0.90	0.22	0.45	0.10	31
MT (s)	0.21	0.19	0.22	0.07	0.63	0.11	0.41	0.12	58
Vmax (cm/s)	141.81	135.70	147.92	46.35	412.03	72.42	222.05	57.12	40
distance (cm)	8.57	8.38	8.76	4.78	14.43	6.64	11.12	1.77	21
t0	0.15	0.15	0.16	0.01	0.53	0.07	0.25	0.08	51
D1	20.84	20.05	21.62	5.55	48.12	12.26	30.86	7.32	35
u1	-1.62	-1.66	-1.57	-2.71	-0.67	-2.14	-1.12	0.40	25
s1	0.36	0.34	0.37	0.07	0.87	0.23	0.52	0.13	36
D2	10.90	10.23	11.56	0.66	40.07	3.72	19.52	6.18	57
u2	-1.29	-1.33	-1.26	-2.36	-0.47	-1.75	-0.87	0.34	26
s2	0.15	0.14	0.15	0.05	0.36	0.10	0.21	0.04	30
D1-D2	9.94	9.68	10.20	3.37	16.10	6.90	12.79	2.40	24
D1/D2	2.32	2.17	2.48	1.20	21.31	1.56	3.24	1.45	63
u1-u2	-0.32	-0.34	-0.31	-0.83	-0.00	-0.51	-0.17	0.13	40
s1/s2	2.44	2.37	2.51	1.07	5.39	1.73	3.23	0.65	27
RSB	21.12	20.74	21.50	14.44	34.46	16.43	25.85	3.54	17

	GROUPE B NR TRAITS = 298								
	moy	c+	c-	min	max	C+	C-	e-c	CV
TR (s)	0.28	0.26	0.29	0.10	0.82	0.16	0.42	0.12	44
mode (s)	0.37	0.36	0.39	0.18	0.96	0.24	0.55	0.14	36
MT (s)	0.27	0.25	0.28	0.09	0.78	0.12	0.43	0.13	49
Vmax (cm/s)	142.63	136.01	149.25	62.89	452.06	82.53	211.73	58.06	41
distance (cm)	10.06	9.85	10.27	4.67	14.71	7.84	12.90	1.87	19
t0	0.20	0.18	0.21	0.02	0.59	0.07	0.35	0.12	59
D1	21.56	20.55	22.58	4.90	62.72	13.12	31.18	8.90	41
u1	-1.63	-1.67	-1.58	-2.63	-0.37	-2.14	-1.12	0.40	25
s1	0.40	0.38	0.42	0.05	0.98	0.19	0.67	0.18	47
D2	10.00	9.12	10.89	0.70	51.27	2.92	18.84	7.77	78
u2	-1.27	-1.31	-1.23	-2.31	-0.00	-1.75	-0.82	0.37	29
s2	0.16	0.15	0.16	0.04	0.48	0.08	0.23	0.06	38
D1-D2	11.56	11.23	11.89	2.31	23.74	8.25	14.47	2.86	25
D1/D2	2.94	2.68	3.21	1.22	22.45	1.63	4.78	2.32	79
u1-u2	-0.36	-0.38	-0.34	-1.40	0.15	-0.58	-0.16	0.20	56
s1/s2	2.60	2.50	2.71	1.03	7.13	1.57	3.66	0.91	35
RSB	20.76	20.38	21.14	15.13	31.21	16.37	25.08	3.33	16

ANOVA avec groupes

Effet âge, sexe et groupe sur toutes les variables dont on a calculé les moyennes

Effet	Tests Multivariés de Significativité (TOTAL_analyse) Paramétrisation sigma-restreinte Décomposition efficace de l'hypothèse					
	Test	Valeur	F	Effet dl	Erreur dl	p
ord. origine	Wilk	0.001956	20888.82	15	614	0.00
age	Wilk	0.250576	122.42	15	614	0.00
sexe	Wilk	0.630091	24.03	15	614	0.00
groupe	Wilk	0.550784	33.38	15	614	0.00
age*sexe	Wilk	0.653709	21.68	15	614	0.00
age*groupe	Wilk	0.687734	18.59	15	614	0.00
sexe*groupe	Wilk	0.772137	12.08	15	614	0.00
age*sexe*groupe	Wilk	0.662286	20.87	15	614	0.00

Variables dépendantes:

- MT.....durée du mouvement (s)
- V_{\max}vitesse maximale atteinte (cm/s)
- distance.....distance entre le point d'arrivée et le point de départ (cm)
- TR.....temps de réaction (s)
- t_0 t_0 , le moment d'émission des commandes (s)
- D1..... D_1 , l'amplitude de la commande agoniste (cm)
- μ_1 μ_1 , log temps du délai agoniste (sans unités)
- σ_1 σ_1 , log temps de réponse agoniste (sans unités)
- D2..... D_2 , l'amplitude de la commande agoniste (cm)
- μ_2 μ_2 , log temps du délai antagoniste (sans unités)
- σ_2 σ_2 , log temps de réponse antagoniste (sans unités)
- RSB rapport signal/bruit
- variables combinées (D_1-D_2), (D_1/D_2), ($\mu_1 - \mu_2$) et (σ_1/σ_2)

Résultat : Même si l'âge présente le séparateur le plus la significatif, les groupes A et B présentent aussi une différence significative et ne peuvent pas être considérés équivalents...

Effet combiné des facteurs sur les variables temporelles

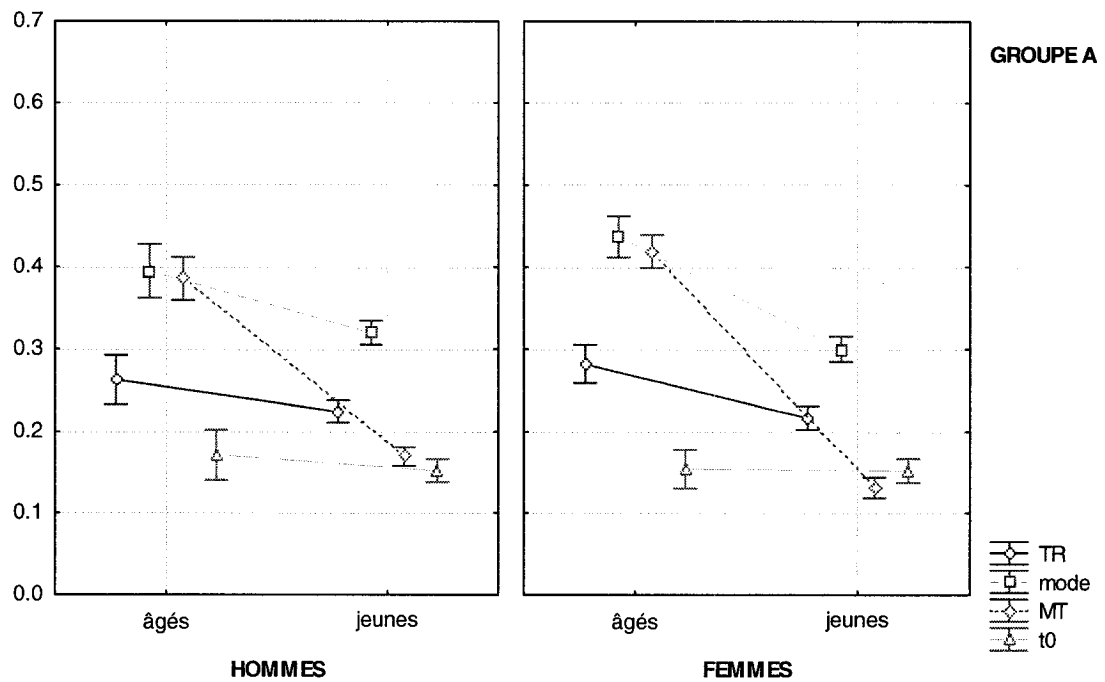
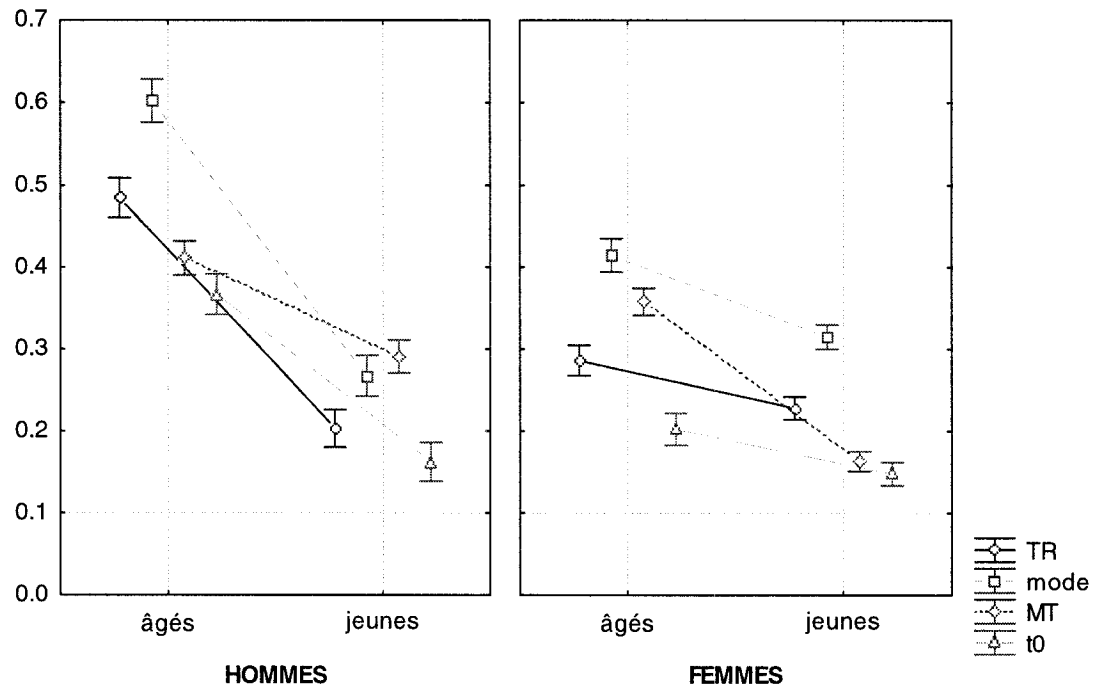
age*sexe*groupe; Moy. Moindres Carrés

Lambda de Wilk = .66229, $F(15, 614) = 20.873$, $p = 0.0000$

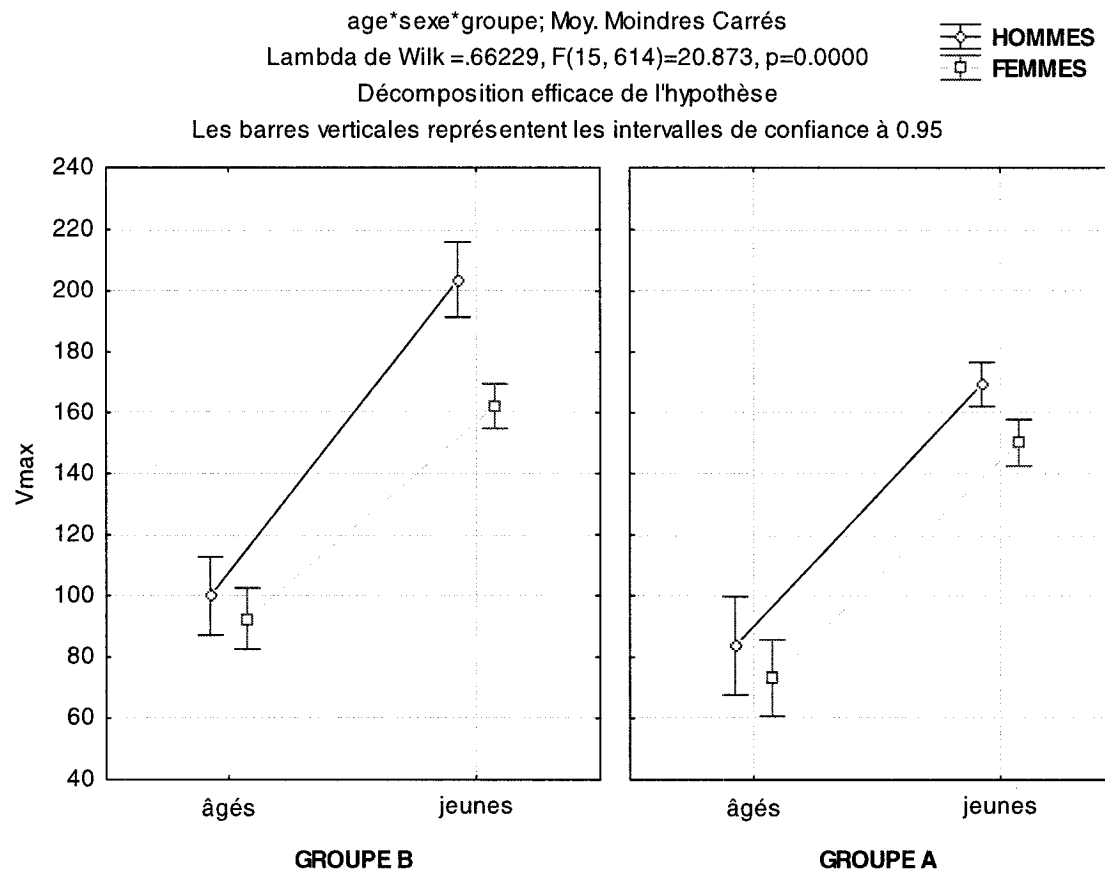
Décomposition efficace de l'hypothèse

Les barres verticales représentent les intervalles de confiance à 0.95

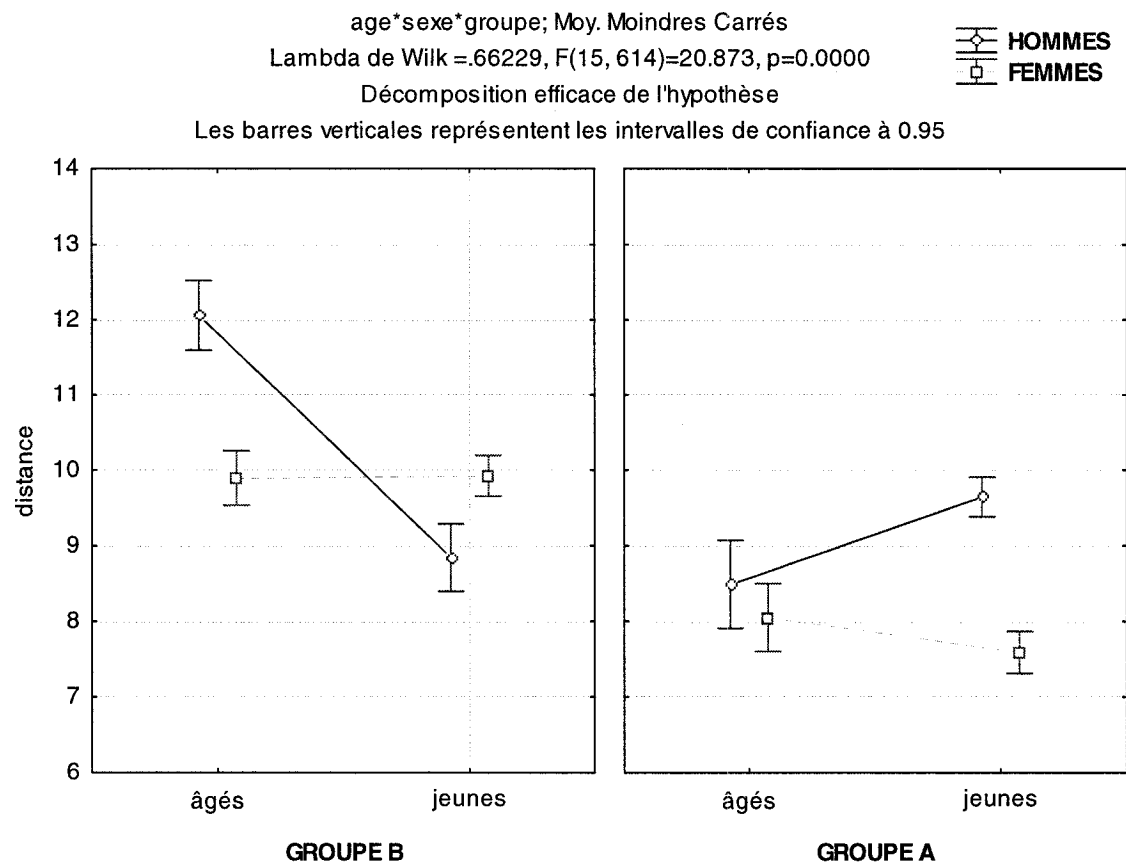
GROUPE B



Effet combiné des facteurs sur la vitesse maximale



Effet combiné des facteurs sur la distance



Effet combiné des facteurs sur les paramètres $\Delta\Delta$

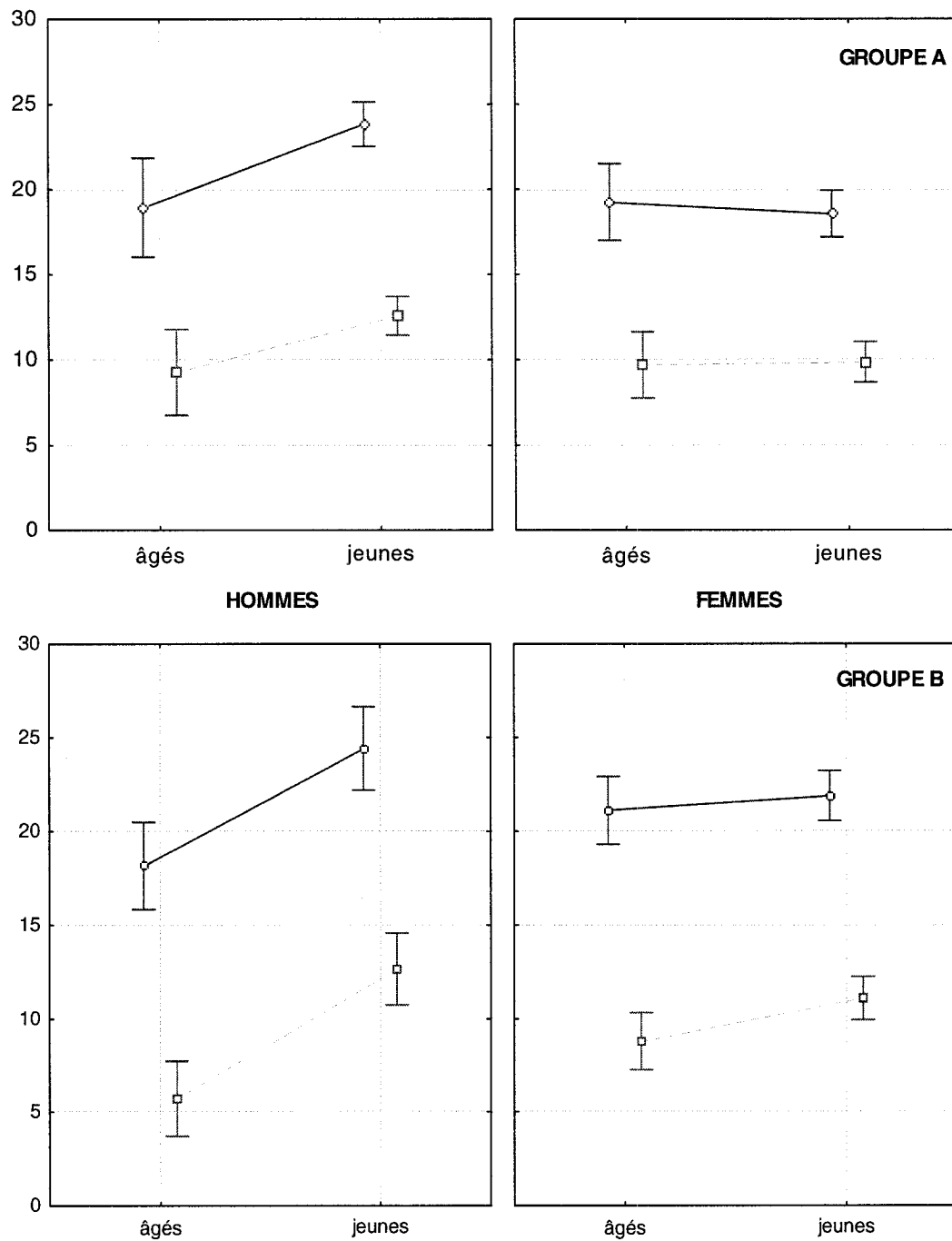
age*sexe*groupe; Moy. Moindres Carrés

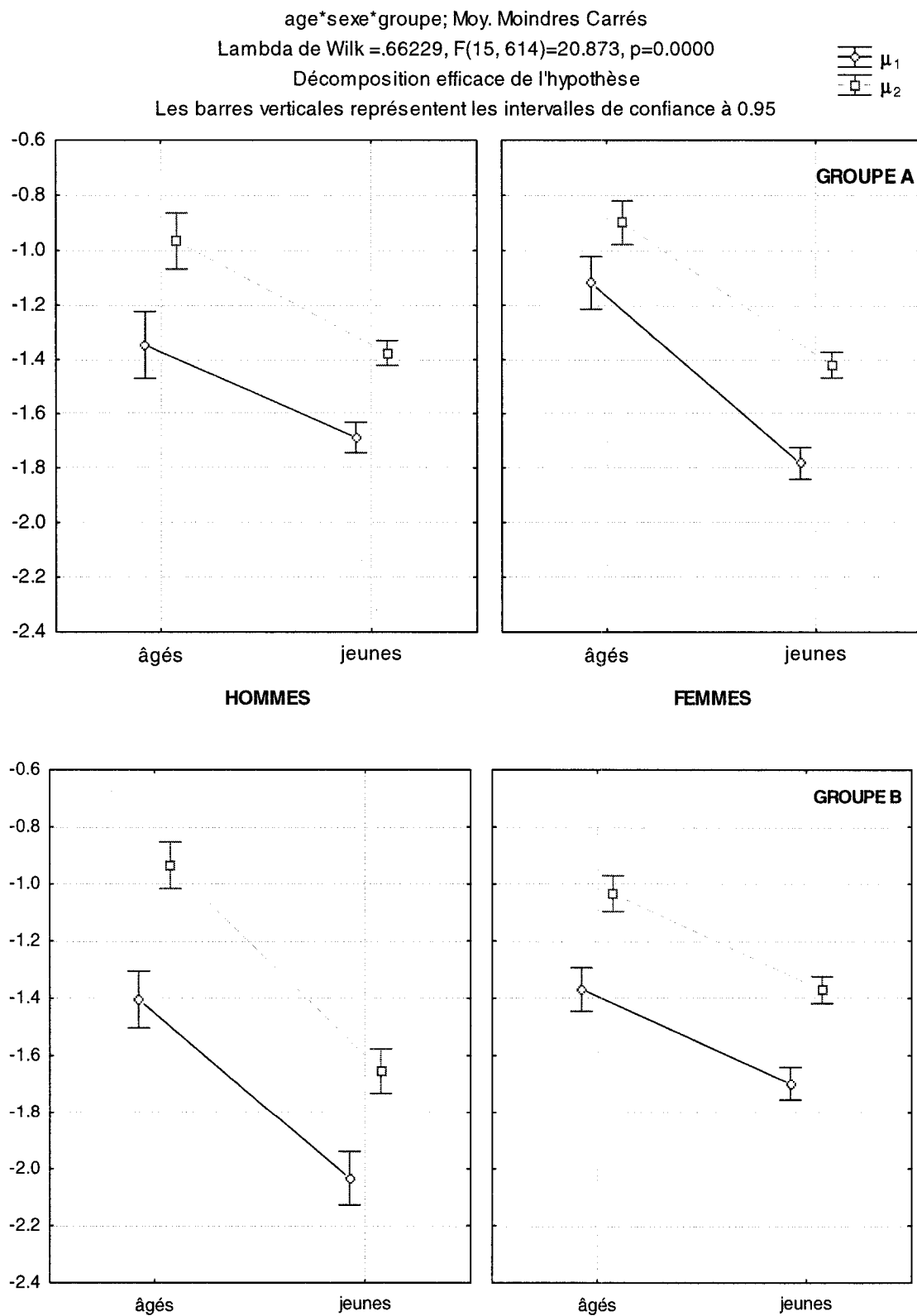
Lambda de Wilk = .66229, $F(15, 614)=20.873$, $p=0.0000$

Décomposition efficace de l'hypothèse

Les barres verticales représentent les intervalles de confiance à 0.95

\diamond D₁
 \square D₂



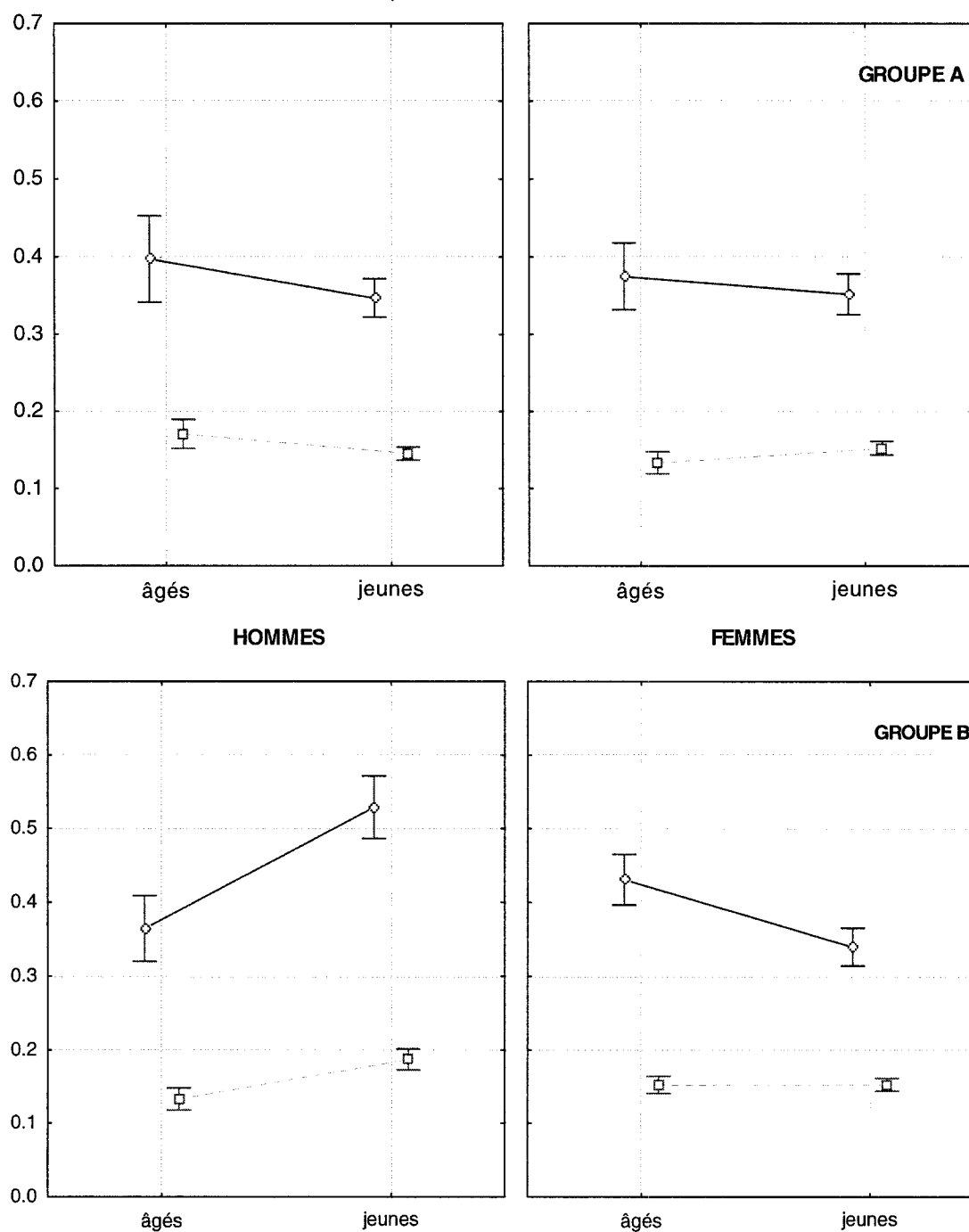


age*sexe*groupe; Moy. Moindres Carrés
 Lambda de Wilk =.66229, $F(15, 614)=20.873$, $p=0.0000$

Décomposition efficace de l'hypothèse

Les barres verticales représentent les intervalles de confiance à 0.95

σ_1
 σ_2



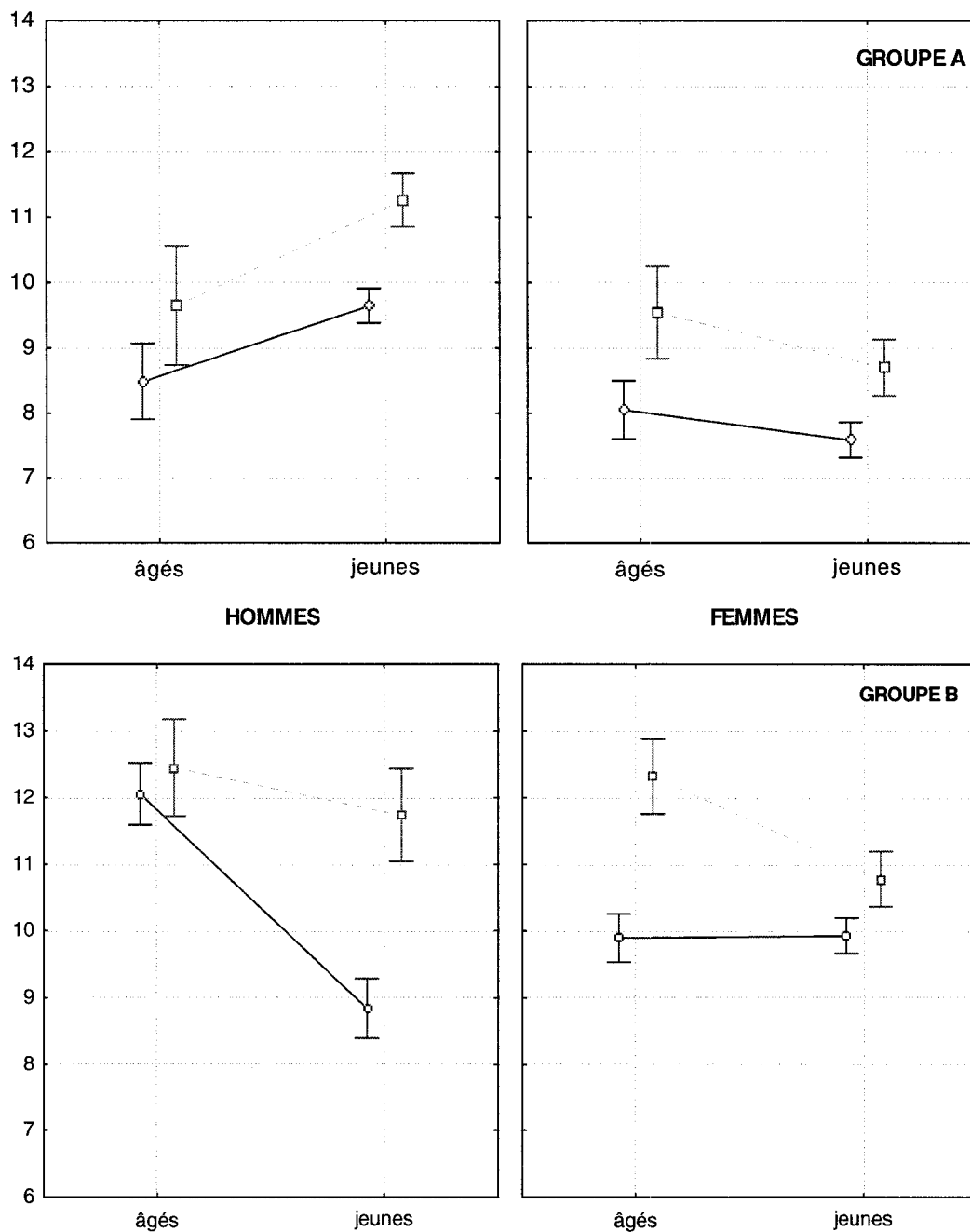
Effet combiné des facteurs sur les combinaisons des paramètres $\Delta\Delta$

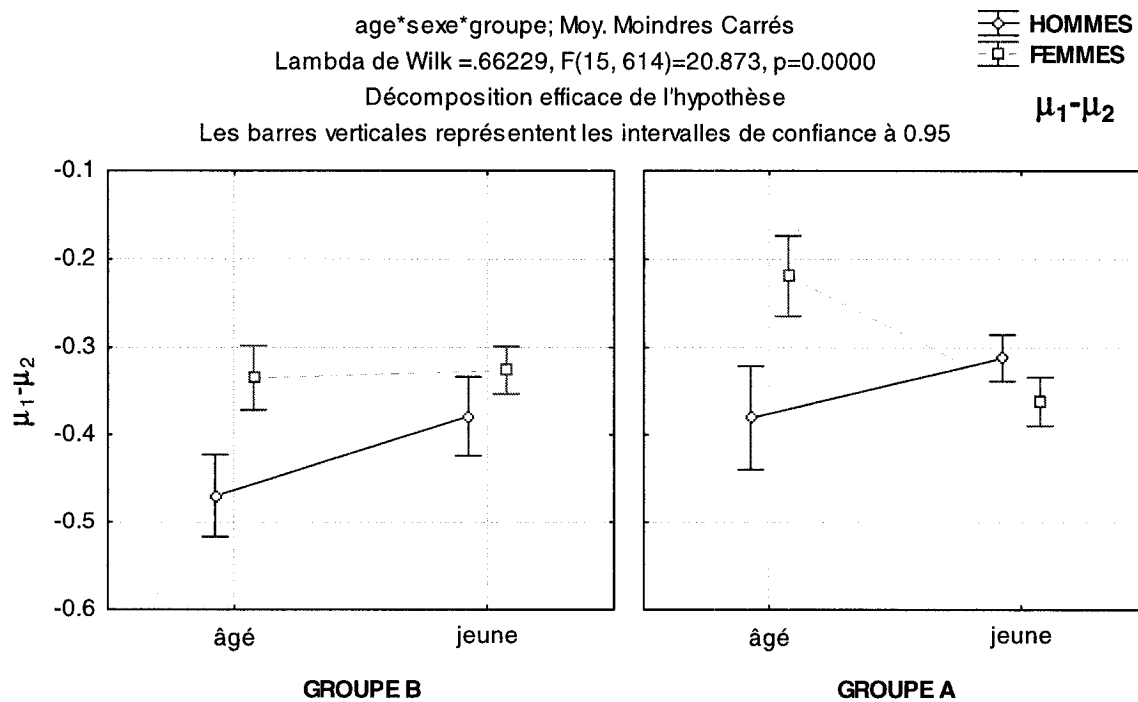
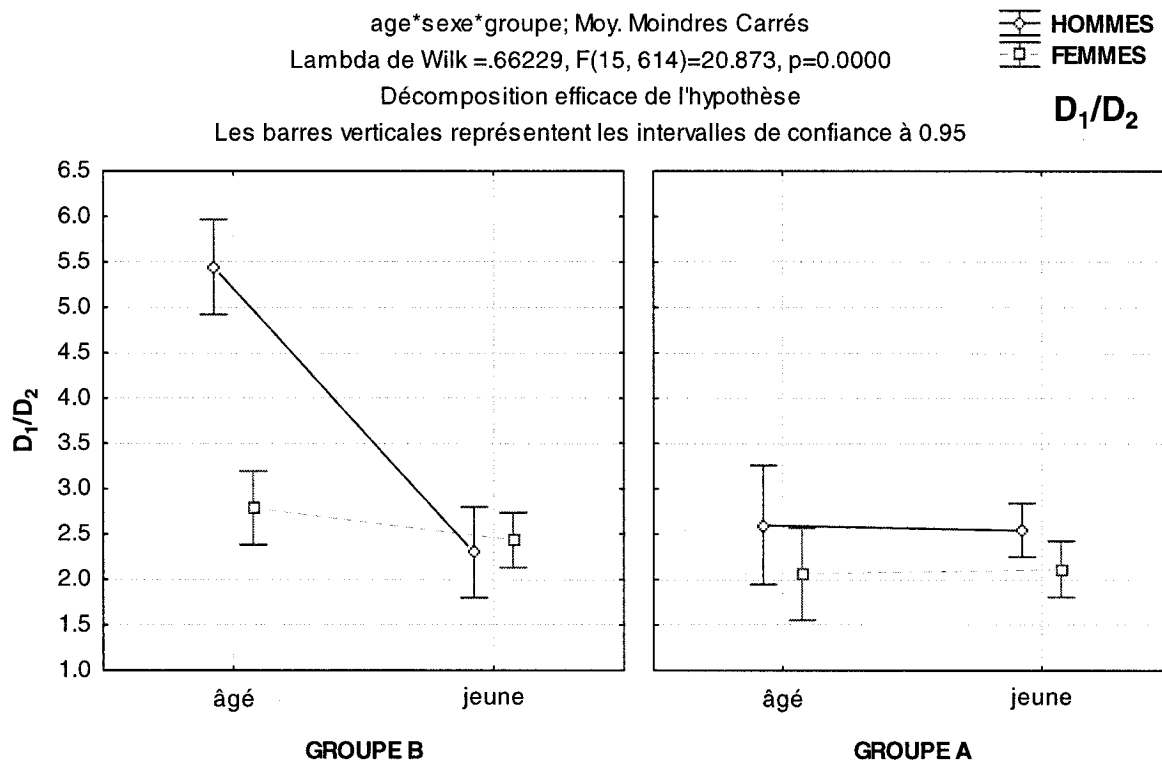
age*sexe*groupe; Moy. Moindres Carrés
 Lambda de Wilk =.66229, $F(15, 614)=20.873$, $p=0.0000$

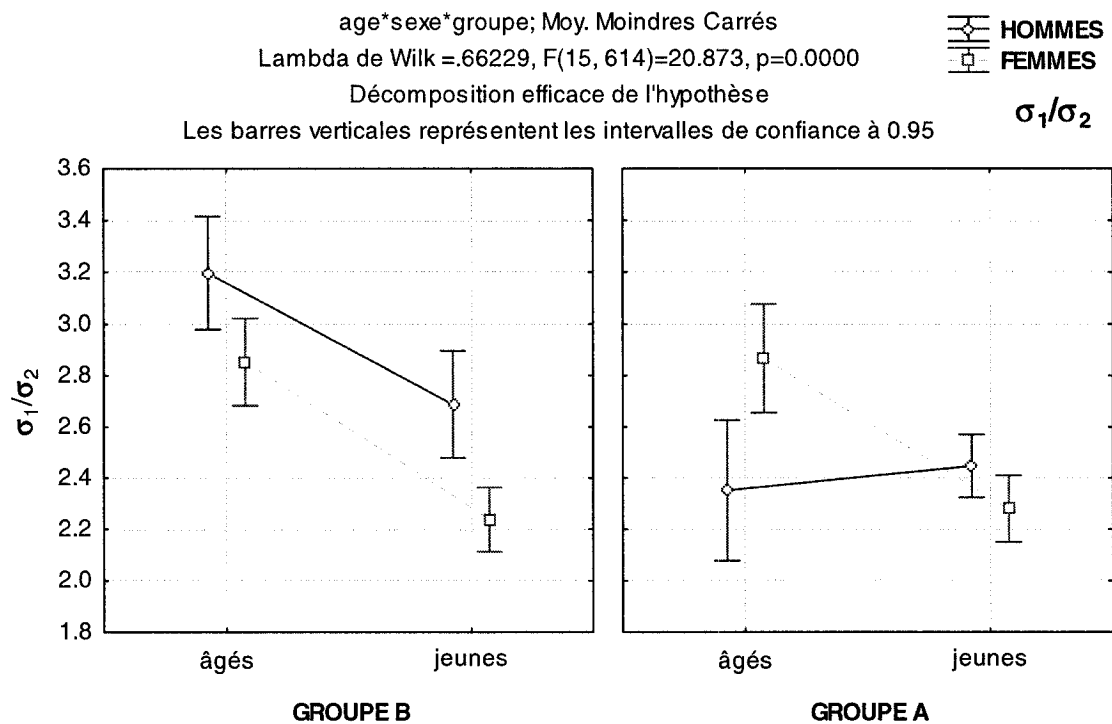
Décomposition efficace de l'hypothèse

Les barres verticales représentent les intervalles de confiance à 0.95

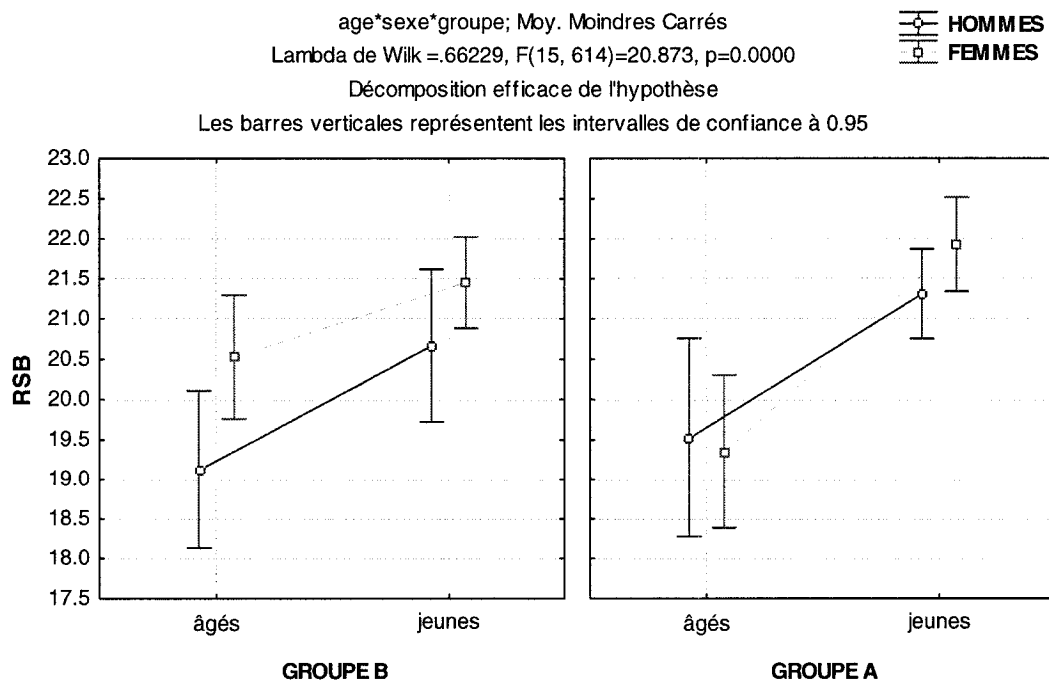
—◇— distance
 —□— $D_1 - D_2$







Effet combiné des facteurs sur le rapport signal/bruit (RSB)



Corrélations par groupe

Corrélations du groupe A Corrélations significatives marquées à $p < .01000$ N=338 (Observations à VM ignorées)							
Variable	t0	D1	mu1	s1	D2	mu2	s2
t0	1.00	0.25	-0.01	0.32	0.22	-0.01	0.20
D1	0.25	1.00	0.36	0.31	0.95	0.18	0.45
mu1	-0.01	0.36	1.00	-0.11	0.38	0.96	-0.14
s1	0.32	0.31	-0.11	1.00	0.29	-0.19	0.67
D2	0.22	0.95	0.38	0.29	1.00	0.21	0.47
mu2	-0.01	0.18	0.96	-0.19	0.21	1.00	-0.26
s2	0.20	0.45	-0.14	0.67	0.47	-0.26	1.00

Corrélations du groupe B Corrélations significatives marquées à $p < .01000$ N=298 (Observations à VM ignorées)							
Variable	t0	D1	mu1	s1	D2	mu2	s2
t0	1.00	-0.17	-0.09	0.30	-0.19	0.07	0.07
D1	-0.17	1.00	0.08	0.25	0.95	-0.18	0.60
mu1	-0.09	0.08	1.00	-0.45	0.04	0.87	-0.33
s1	0.30	0.25	-0.45	1.00	0.19	-0.46	0.71
D2	-0.19	0.95	0.04	0.19	1.00	-0.20	0.55
mu2	0.07	-0.18	0.87	-0.46	-0.20	1.00	-0.49
s2	0.07	0.60	-0.33	0.71	0.55	-0.49	1.00