HAL
open science

Perfectionnement des algorithmes de contrôle-commande des robots manipulateur électriques en interaction physique avec leur environnement par une approche bio-inspirée

Artem Melnyk

To cite this version:

Artem Melnyk. Perfectionnement des algorithmes de contrôle-commande des robots manipulateur électriques en interaction physique avec leur environnement par une approche bio-inspirée. Robotique [cs.RO]. Université de Cergy Pontoise; Donec kij nacíonal nij uníversitet (Ukraine), 2014. Français. NNT : 2014CERG0745 . tel-01212504

HAL Id: tel-01212504

https://theses.hal.science/tel-01212504

Submitted on 6 Oct 2015

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

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

Université de Cergy - Pontoise

Ecole doctorale

Thèse de Doctorat

Spécialité : Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication (STIC)

Pour l'obtention du grade de

Docteur de l'Université de Cergy-Pontoise

Sujet

Perfectionnement des algorithmes de contrôle-commande des robots manipulateurs électriques en interaction physique avec leur environnement par une approche bio-inspirée

Présenté par :

Artem MELNYK

A soutenir publiquement le 18 Décembre 2014

Devant le Jury composé de :

Co-Directeurs	Patrick HENAFF,	Professeur, Ecole des Mines de Nancy
	Volodymyr BORYSENKO,	Professeur, Université Nationale Technique de Donetsk, Ukraine
Rapporteurs	Stéphane REGNIER,	Professeur, Université Pierre et Marie Curie
	Eric MONACELLI,	Maître de Conférences, HDR, Université de Versailles
Examinateurs	Philippe GAUSSIER,	Professeur, Université de Cergy-Pontoise
	Yvonne DELEVOYE-TURRELL	Professeur, Université Lille Nord de France

Equipes Traitement de l'Information et Systèmes (ETIS) – CNRS, UMR 8051

REMERCIEMENTS

Je voudrais avant tout remercier Patrick Hénaff et Volodymyr Borysenko qui ont accepté de co-diriger ma thèse. Leur rigueur et leur approche complémentaire de la discipline ont façonné mon appréciation de la robotique bio inspirée. Leur confiance et leurs encouragements m'ont accompagné tout au long de cette thèse. Je leur suis profondément reconnaissant.

Je remercie encore une fois Patrick Hénaff d'avoir par ses nombreux commentaires et suggestions contribué à améliorer le texte et les figures de ce manuscrit, la conception principale d'organisation du manuscrit et la pression pour finir ce travail.

Je remercie une dernière fois à Patrick Hénaff pour la planification et pour organisation de tous mes 5 séjours en France durant cette thèse en cotutelle. Je voudrais également remarquer les capacités organisationnelles extraordinaires de Monsieur Hénaff, en ce qui concerne la collaboration avec l'Ukraine et notamment l'UNTD.

Je remercie chaleureusement les directeurs du laboratoire ETIS Pr. Inbar FIJALKOW et Pr. Matias QUOY, toute l'équipe Neurocybernétique du laboratoire ETIS, l'ingénieur Fréderic DE MELO pour tous les devis bien préparés et les secrétaires Astrid CEBRON et Nelly BONARD, qui, durant ces 5 années de thèse en cotutelle, m'ont accueilli dans des conditions de travail excellentes à Saint Martin. Je remercie le chef d'équipe Neurocybernétique Pr. Philippe GAUSSIER pour grand nombre de conversations et les conseils reflétés dans mon travail scientifique et le manuscrit. Mes collègues français Dr. Antoine DE RENGERVE avec qui j'ai partagé les robots KATANA durant mes séjours au labo et qui m'a appris à les programmer toujours avec un haut niveau de pédagogie et de patience, en expliquant les particularités du Broker et du Simulateur; au doctorant David BAILLY qui a pris également à sa charge de me fournir ses services durant problèmes de logiciel, le doctorant Souheil HANOUNE pour les discutions, le doctorant Raphael BRAUD pour les discussions philosophiques et à Dr. Syed Khursheed HASNAIN pour m'avoir fait connaitre le monde de la synchronie entre le robot et l'être humain et pour nos nombreuses discussions autour de nos religions différentes.

Thanks to Olga Kuksina for all linguistic support of my English editing works.

Je remercie mon ancien collègue à l'UNTD, mon ami, mon coauteur, Dr. Viacheslav KHOMENKO pour son soutien scientifique et amical durant mon travail. Je remercie les codeurs de comportement Roman KRESHCHAK et Olga MELNYK pour leur participation dans les journées de l'interaction enregistrée à l'UNTD et pour post traitement des données des poignées de main. Je remercie mon ami Yohan BAGA. Je remercie mon coauteur Ganna PUGACH. Je remercie Iryna ANDRIYANOVA pour son soutien et encouragement durant mon travail.

Je tiens à remercier Service des Relations Internationales de l'Université de Cergy-Pontoise, et notamment Madame Ratana POK et Monsieur Hung The DIEP. Je remercie au laboratoire LORIA à Nancy, à l'équipe CORTEX/Neurosys : à Tamara TOSIC pour m'avoir faire connaitre les techniques modernes du traitement du signal, Maxim CLEMENT, Guillaume SERRIERE, Francesco GIOVANNINI, Benoit et Mariia, Cecilia et Pedro.

A ma mère Irina, à ma femme Olga, à mon fils Makar.

Je vous remercie de votre patience énorme et extraordinaire durant la période de mon travail scientifique, pour votre encouragement, pour votre foi aveugle en moi, pour votre amour et votre chaleur, pour le soutien au quotidien.

Au nom de Grands Familles russes et ukrainienne de
BATICHTCHEV, ARSENIEV et MELNYK d'où je proviens.

Je remercie mon arrière-grand-père Semen qui malgré les circonstances difficiles de la deuxième guerre mondiale a créé une famille très solide avec les valeurs humaines. Je remercie chaleureusement mon arrière-grand-mère Katya pour sa contribution essentielle à mon enfance, adolescence, et le période des études universitaire. Je remercie mon grand-mère Chura.

Arrière-grand-mère Batichtcheva (Makhonina) Ekaterina Emelianovna (1914 - 2002).
Arrière-grand-père Batichtchev Semen Dmitrievitch (1913 - 1991).
Grand-mère Alexandra, Batichtcheva Alexandra Semenovna (1954 - 1992).

Et je remercie ma grand-mère Tamara Batichtcheva et mon grand-père Anatolii Arseniev; mon père Anatolii Melnyk, ma demi-sœur Tatiana, mon demi-frère Maksim, mon cousin Vladimir, mon oncle Vladimir, mon grand-père Vladimir Kravtchenko qui n'est pas avec nous, ma belle-mère Polina et mon beau-père Alexandre, mon beau-frère Sergey et cousin Fiodor de Mykolaiiv. Je remercie Alexandre Trunov pour le soutien de ma famille.

A Madame Julia CORBEAU et Monsieur René CORBEAU, Madame Sylvie QUERAT et Monsieur Alexandre QUERAT pour leur son talent artistique, pour le violon et le piano, pour la chorale. Je remercie à Madame Nicole PASCAUX.

A ma collègue Anna Georgievna Bugnar pour son effort de me convaincre à rentrer à l'Université. A l'Université Nationale Technique de Donetsk, (Ukraine) je tiens à remercier professeurs avec qui j'ai travaillé comme assistant au Département Electrotechnique à partir de 2003: Michail Zakharovitch Dudnik, Viktor Mikchailovitch Andrienko, Konstantin Pavlovitch Dontchenko, Alexander Sergeevitch Apoukhnine, Gennadiy Vladimirovitch Demtchenko, Eugenie Borisovitch Kovalev, Mark Vasilievitch Tchachko, Oleg Penkov, Anton Lugnev et Anatoliy Boev. Je tiens à remercier chef de chaire de l'Electromécanique et BTE Leonid Alexandrovitch Vasiliev, et chef de la chaire des CEAII Olga Ivanovna Tolochko pour leur patience durant mes séjours en France pour la thèse. A mes collègues Glib Chekavsk'y et Pavel Rozkaryaka pour la motivation et leur soutien. A mes coauteurs principaux Vitaly Petrovitch Kondrakhine et Volodymyr Philippovitch Borysenko qui ont stimulés ma composante scientifique via le travail dans leur équipe, les publications nombreuses dans l'espace scientifique ukrainien.

Je tiens à remercier à l'Ambassade de France en Ukraine : Mme Oksana LANDO, M. Daniil ANDREIKO, Mme Vera BESSEDINA, aux Attachés de coopération universitaire et scientifique M. Guillaume COLIN et M. Gilles MAMETZ.

Abstract: Automated production lines integrate robots which are isolated from workers, so there is no physical interaction between humans and robots. In the near future, a humanoid robot will become a part of the human environment as a companion to help or work with humans. The aspects of coexistence always presuppose physical and social interactions between the robot and the human. In humanoid robotics, further progress depends on knowledge of cognitive mechanisms of interpersonal interaction aiming as robots physically and socially interact with humans. An example of physical interpersonal interaction that plays an important social role in the act of handshake because it is based on physical and social couplings which lead to synchronization of motion. Studying handshake for robots is interesting as it can expand their behavioral properties for interaction with a human being in more natural way. The first chapter of this thesis presents the state of the art in the fields of social sciences, medicine and humanoid robotics that study the phenomenon of a handshake. The second chapter is dedicated to the physical nature of the phenomenon between humans via quantitative measurements. A wearable system to measure handshakes was built in Donetsk National Technical University (Ukraine). It consists of a set of several sensors attached to a glove for recording angular velocities and gravitational acceleration of the hand and forces in certain points of hand contact during interaction. Experiments have shown that there is a phenomenon of mutual synchrony preceded by the phase of physical contact which initiates this synchrony. Considering the rhythmic nature of this phenomenon, the controller based on the models of rhythmic neuron of Rowat-Selverston, with learning the frequency during interaction was proposed and studied in the third chapter. Chapter four deals with the experiences of physical human-robot interaction. Experiments with a robot arm Katana show that it is possible for a robot to learn, with the proposed model of a bio-inspired controller, to synchronize its rhythm with the human rhythms imposed during handshake. A general conclusion and perspectives summarize and finish this work.

Résumé : Les robots intégrés aux chaînes de production sont généralement isolés des ouvriers et ne prévoient pas d'interaction physique avec les humains. Dans le futur, le robot humanoïde deviendra un partenaire pour vivre ou travailler avec les êtres humains. Cette coexistence prévoit l'interaction physique et sociale entre le robot et l'être humain. En robotique humanoïde les futurs progrès dépendront donc des connaissances dans les mécanismes cognitifs présents dans les interactions interpersonnelles afin que les robots interagissent avec les humains physiquement et socialement. Un bon exemple d'interaction interpersonnelle est l'acte de la poignée de la main qui possède un rôle social très important. La particularité de cette interaction est aussi qu'elle est basée sur un couplage physique et social qui induit une synchronisation des mouvements et des forces physiques. L'intérêt d'étudier la poignée de main pour les robots consiste donc à élargir leurs propriétés comportementales pour qu'ils interagissent avec les humains de manière plus habituelle. Cette thèse présente dans un premier chapitre un état de l'art sur les travaux dans les domaines des sciences humaines, de la médecine et de la robotique humanoïde qui sont liés au phénomène de la poignée de main. Le second chapitre, est consacré à la nature physique du phénomène de poignée de main chez l'être humain par des mesures quantitatives des mouvements. Pour cela un système de mesures a été construit à l'Université Nationale Technique de Donetsk (Ukraine). Il est composé d'un gant instrumenté par un réseau de capteurs portés qui permet l'enregistrement des vitesses et accélérations du poignet et les forces aux points de contact des paumes, lors de l'interaction. Des campagnes de mesures ont permis de montrer la présence d'un phénomène de synchronie mutuelle précédé d'une phase de contact physique qui initie cette synchronie. En tenant compte de cette nature rythmique, un contrôleur à base de neurones rythmiques de Rowat - Selvertson, intégrant un mécanisme d'apprentissage de la fréquence d'interaction, est proposé et etudié dans le troisième chapitre pour commander un bras robotique. Le chapitre quatre est consacré aux expériences d'interaction physique homme/robot. Des expériences avec un bras robotique Katana montrent qu'il est possible d'apprendre à synchroniser la rythmicité du robot avec celle imposée par une personne lors d'une poignée de main grâce à ce modèle de contrôleur bio-inspiré. Une conclusion générale dresse le bilan des travaux menés et propose des perspectives.

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS **3**
TABLE DES MATIERES **6**
TABLE DES FIGURES **8**
INTRODUCTION **13**
POIGNE DE MAIN A TRAVERS LES AGES ET LES SOCIETES 14
POIGNEE DE MAIN COMME UN MOYEN DE COMMUNICATION NON VERBAL 15
I.1 - STRUCTURE DU DOCUMENT 17
I - POIGNEE DE MAIN CHEZ L'ETRE HUMAIN : ÉTAT DE L'ART **19**
I.1 - POIGNEE DE MAIN HOMME-HOMME 20
I.2 - POIGNEE DE MAIN HOMME-ROBOT 27
I.2.1 - Poignée de main par le téléphone et internet *27*
I.2.2 - Travaux de Jindai *28*
I.2.3 - Approche haptique *30*
I.2.4 - Approche EMG et EEG *34*
I.2.5 - Approche par oscillateur neuronale *34*
I.2.6 - Approche par couplage dynamique *36*
I.3 - CONCLUSION. 36
II - CARACTERISTIQUES QUANTITATIVES DE LA POIGNEE DE MAIN ENTRE LES HUMAINS 37
II.1 - INTRODUCTION 38
II.2 - SYSTEME D'INSTRUMENTATION PROPOSE 38
II.2.1 - Protocole expérimental de calibrage *40*
II.2.2 - Expérimentations préliminaires de la poignée de main *43*
II.3 - RESULTATS EXPERIMENTAUX DE POIGNEE DE MAIN ET LEUR TRAITEMENT 45
II.3.1 - Contexte social et durée d'interaction *45*
II.3.2 - Campagne de mesures et corpus de données. *46*
II.3.3 - Mesures de synchronie *46*
II.3.4 - Poignées de main de courte durée *47*
II.3.5 - Poignées de main de longue durée *50*
II.3.6 - Analyse statistique de la synchronie de la poignée de main *53*
II.4 - CONCLUSION 54
III - CONTROLEUR BIO INSPIRE DES MOUVEMENTS RYTHMIQUES **55**
III.1 - PRINCIPES GENERAUX DE LA NEUROPHYSIOLOGIE DE L'ACTIVITE MOTRICE 56
III.1.1 - Structure et complexité du système nerveux d'humain *56*
III.1.2 - Structure du Système Nerveux Moteur *57*
III.1.3 - Genèse du mouvement rythmique des membres supérieurs *59*
III.1.4 - Conclusion *60*
III.2 - CELLULE NERVEUSE ET MODELE MATHEMATIQUE 61
III.2.1 - Mise en évidence de l'approche neurobiologiste *61*
III.2.2 - Base de la modélisation cellulaire neuronale *62*
III.2.2.1 - Schéma électrique équivalent de la conductance membranaire 63
III.2.2.2 - Capacité de la membrane et bilan des courants 63
III.2.2.3 - Modèle de Hodgkin-Huxley 64
III.3 - CELLULES COUPLEES POUR LA PRODUCTION D'OSCILLATIONS VIA L'INHIBITION RECIPROQUE 67
III.3.1 - Modèle cellulaire de Morris-Lecar et couplage *67*
III.3.2 - Modèle cellulaire de Rowat-Selverston *68*
III.3.2.1 - Propriétés générales du modèle 68
III.3.2.2 - Comportement intrinsèque de la cellule 71
III.3.2.3 - Origines des oscillations et contrôle de leur fréquence 72
III.3.2.4 - Adaptation et règle d'apprentissage de la fréquence d'oscillation 72
III.3.2.5 - Modèle d'une paire de cellules avec inhibition réciproque 75

III.4 - MODELE DE GENERATEUR CENTRAL DE PATRONS RYTHMIQUES 75
III.4.1 - Modèle de neurones de formation de patrons rythmique 77
III.4.2 - Modèle de neurone sensoriel 77
III.4.3 - Modèle de motoneurone 77
III.5 - CONCLUSION 78
IV - INTERACTION PHYSIQUE AVEC LE BRAS ROBOTIQUE 79
IV.1 - MODELISATION DE L'INTERACTION PHYSIQUE 81
IV.1.1 - Caractéristiques du bras Katana 81
IV.1.2 - Modèle mathématique d'une articulation du robot Katana 82
IV.1.3 - Simulation de l'interaction physique 83
IV.1.4 - Expériences préliminaires d'interaction entre un bras robotique et le bras de l'homme 84
IV.1.4.1 - Effets d'une interaction physique 84
IV.1.5 - Interaction rythmique passive Homme-Robot 86
IV.1.5.1 - Montage expérimental 86
IV.1.5.2 - Aspect dynamique de l'interaction physique rythmique 87
IV.1.6 - Exemple de compliance articulaire contrôlée 88
IV.1.7 - Algorithme d'adaptation de la consigne « pas-à-pas » 88
IV.1.8 - Algorithme d'adaptation de la consigne « pas-à-pas » proportionnellement au mouvement. ... 90
IV.2 - INTERACTION HOMME ROBOT PAR CONTROLEUR D'ADMITTANCE 91
IV.2.1 - Admittance articulaire contrôlée 91
IV.2.1.1 - Généralités 91
IV.2.1 - Caractéristiques du bras MICO 92
IV.2.2 - Contrôle d'admittance dans le bras robotique MICO 92
IV.2.3 - Poignée de main avec impédance articulaire contrôlée 93
IV.3 - IMPLEMENTATION DU CPG POUR LE BRAS ROBOTIQUE 96
IV.3.1 - Contrôle d'une articulation du bras manipulateur 96
IV.3.2 - Contrôle de deux articulations du bras manipulateur 98
IV.4 - INTERACTION PHYSIQUE RYTHMIQUE AVEC LE BRAS ROBOTIQUE KATANA 100
IV.4.1 - Analyse de la poignée de main entre le robot et l'humain 100
IV.4.1.1 - Position articulaire comme retour proprioceptif 100
IV.4.1.2 - Accélération articulaire comme retour proprioceptive 102
IV.5 - CONCLUSION 103
CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES 104
BIBLIOGRAPHIE 106
ANNEXES 113
ANNEXE.1 - LISTE DE PUBLICATIONS DE L'AUTEUR 113
ANNEXE.2 - CORPUS DES DONNEES DE LA POIGNEE DE MAIN 114
ANNEXE.3 - DONNEES TECHNIQUES DE L'ACCELEROMETRE 117
ANNEXE.4 - EXPERIENCES EN MESURE DE MOUVEMENTS RYTHMIQUES DE L'HUMAIN 118
ANNEXE.5 - INSTRUMENTATION DE L'AVANT-BRAS 119

TABLE DES FIGURES

Figure 1. Professeur Jan Peters décrit la diversité des tâches pour la robotique humanoïde s'inspirant de la vie au quotidien et la vision de Hollywood (IEEE AIM 2014, Besançon, juillet 2014). 14
Figure 2. Poignées de main représentées sur des bas-reliefs ou sculptures historiques. 14
Figure 3. Poignées de main dans le monde politique. 15
Figure 4. Le résultat de l'évaluation des traits centraux de la personnalité d'après le Big Five (OCEAN). 20
Figure 5. Expérimentation d'Astrom pour l'étude de la poignée de main entre les sujets (a) et les 12 points du corps enregistrés sur le côté droit d'une personne (b) (extrait de (Astrom, 1994)). 21
Figure 6. Modèle de dépendances entre un ensemble de variables (extrait de (Stewart, et al., 2008)). 25
Figure 7. Premières études de la poignée de main avec participants non humains. 27
Figure 8. Résultats de la poignée de main télétransmise entre deux personnes (extrait de (Hashimoto & Manorotkul, 1996)). 27
Figure 9. Etude du mouvement d'approche (extrait de (Jindai, et al., 2006) (Jindai & Watanabe, 2007)). 28
Figure 10. Etude du mouvement rythmique : a) mesures dans l'articulation du robot ; b) mesures réciproques des positions (extrait de (Yamato, et al., 2008) et (Jindai & Watanabe, 2008)). 29
Figure 11. Torse du robot à taille petite avec le système de vision binoculaire a) ; l'algorithme de détection de bras de l'humain et poignée de main avec le robot à taille petite c). (extrait de (Jindai & Watanabe, 2010)) 29
Figure 12. Interaction avec prise en compte de regard a) et mise au point du système binoculaire du robot b) (extrait de (Jindai & Watanabe, 2011)). 30
Figure 13. Robots à taille petite durant la poignée de main a) et la condition de limitation du jerk b) (extrait de (Jindai & Watanabe, 2011)). 30
Figure 14. Analyse de la perception par les sujets des « paramètres humaines » du robot (extrait de (Jindai & Watanabe, 2011)). 30
Figure 15. Techniques haptiques de l'organisation de l'interaction physique (extrait de (Alhalabi & Horiguchi, 2001)). 31
Figure 16. Evaluation subjective de la poigné de main avec un bras haptique : a) questionnaire ; b) résultats des mesures (extrait de (Alhalabi & Horiguchi, 2001)). 31
Figure 17. Approche haptique pour l'interaction avec le robot : a) contrôleur à deux niveaux ; b) bras haptique à 10 ddl (extrait de (Wang, et al., 2009)). 32
Figure 18. Interaction dans le monde réel via les contrôleur haptique avec le robot a) et l'humain b) et avec un personnage dans le monde virtuel c) et d) (extrait de (Wang, et al., 2011)). 33
Figure 19. Poignée de main via des appareils haptiques (extrait de (Avraham, et al., 2012)) 33
Figure 20. Calcul de l'intention humaine via des mesures électromyographiques (extrait de (Kwon & Kim, 2011)). 34
Figure 21. Robot humanoïde Cog avec les deux bras à six degrés de liberté et schéma de l'oscillateur neuronal (extrait de (Williamson, 1998)). 35
Figure 22. Expérience de la poignée de main entre le robot et l'humain a) architecture du contrôleur et résultats expérimentaux c) (extrait de (Kasuga & Hashimoto, 2005)). 35
Figure 23. La conception du contrôleur de l'interaction physique et le modèle de la simulation de poignée de main (extrait de (Sato, et al., 2007)). 36
Figure 24 Gants de données pour l'étude de l'interaction homme/homme ou homme/robot (extrait de (Augimeri, et al., 2010; Vanello, et al., 2008; Kim, et al., 2013)) 38
Figure 25. Gants de données (sujets I et II) avec le système des coordonnées locales (SC) des accéléromètres a) et des gyroscopes b). 39

Figure 26. Topologie d'emplacement des résistances sensibles à la force sur les différentes parties de la main droite. 39
Figure 27. Architecture du système proposé pour la mesure des paramètres du mouvement durant la poignée de main. 40
Figure 28. Les six mouvements élémentaires du poignet (extrait de [Karime et al, 2011]).....41
Figure 29. Accélérations des mouvements d'étalonnage pour deux personnes mesurés dans le système de coordonnées du capteur (sujet I en rouge et sujet II en bleu). 42
Figure 30. Vitesses angulaires lors des mouvements d'étalonnage de deux personnes mesurése dans le système de coordonnées du capteur (sujet I en rouge et sujet II en bleu). 42
Figure 31. Valeurs des forces durant la procédure d'étalonnage par une personne.....42
Figure 32. Deux sujets portant le prototype du système de mesure durant l'interaction. 43
Figure 33. Accélérations et vitesses angulaires mesurées dans le système de coordonnées du capteur durant la poignée de main (sujet I en rouge et sujet II en bleu). 43
Figure 34. Valeurs de la force durant la poignée de la main. 44
Figure 35. Effet principal du contexte social sur la durée de poignée de main (figure extraite de (Huwer, 2003)). 45
Figure 36. Accélérations et forces mesurées pendant cinq poignées de main (les axes z des deux sujets sont opposés (voir fig. 19)). 47
Figure 37. Extraction des phases d'interaction physique entre deux humains. 48
Figure 38. Spectrogramme de la poignée de main de court durée sans phase MS.....48
Figure 39. Extraction des phases d'interaction physique entre deux humains. 49
Figure 40. Spectrogramme de la poignée de main de court durée avec phase MS 49
Figure 41. Durée des phases PhC et MS durant la poignée de main courte pour les six couples humains. 50
Figure 42. Accélérations et forces mesurées pendant une poignée de main. 50
Figure 43. Mesure des paramètres du mouvement de poignées durant l'interaction: a) accélérations mesurées, force des six capteurs moyennées pour chaque gant et PLV calculé à partir des accélérations correspondantes ; b) vitesses angulaires mesurées et la valeur du PLV calculé à partir des vitesses correspondantes. 51
Figure 44. Vues superposées de 5 poignées de main d'une paire de sujets (phase PhC en bleu, la phase MS rouge). La fréquence égale à zéro correspond à des valeurs constantes dans les signaux, au début et à la fin de la poignée de main. 52
Figure 45. Moyenne des spectres (FFT) pour la phase PhC (ligne bleu) et la phase MS (ligne rouge) obtenues pour 24 poignées de main. 53
Figure 46. Analyse de durée de phase PhC et de phase MS durant la poignée de main longue pour les six couples humains. 52
Figure 47 Grandes divisions du Système Nerveux (extrait de (Purves, et al., 2011)).....56
Figure 48 Synthèse de l'architecture du Système Nerveux Moteur 58
Figure 49 Système nerveux moteur (à gauche) et fuseau neuromusculaire (à droite) (extrait cours du collège de France, L. Damn). 58
Figure 50 Fonctionnement de la jonction neuro-musculaire. A gauche l'unité motrice, à droite un zoom de la jonction neuromusculaire sur la fibre musculaire. 59
Figure 51. Organisation possible de mécanismes neuronaux qui régissent les mouvements rythmiques des bras selon (Zehr, et al., 2004): CPG : générateur central de patrons; SMA, l'aire motrice supplémentaire; MLR région locomotrice mésencéphalique; CBM cervelet. 60
Figure 52 Neurone pyramidal : a) illustration schématique ; b) schéma principal électrique de cellule (extrait de Gabbiani et Fox, (2010)) 62
Figure 53. Circuit électrique équivalent de la membrane polarisée (la flèche indique le sens du courant positif lorsque $V > VCl$ (extrait de (Gabbiani & Cox, 2010)). 63

Figure 54. Modèle de circuit électrique équivalent avec la capacité de la membrane partiel et le diélectrique de la cellule. Les deux courants IC et ICl équilibrent le courant injecté Istim..... 63
Figure 55 Modèle du potentiel de la membrane : a) et les courants membranaires associés ; b) pour une cellule de rayon 10 µm, avec Cm = 1 µF/cm2 et gCl = 0.3 mS/cm2, pour une injection de courant de 10 pA durant 10 ms (extrait de (Gabbiani & Cox, 2010), bepswI.m) 64
Figure 56 Réponse de la tension d'axone à une stimulation de courant : a) «modérée» ; b) "grand" ; enregistré par Hodgkin et Huxley ((Hodgkin & Huxley, 1952), fig. 23 et 13). 65
Figure 57. Modèle de circuit équivalent de la membrane active de la cellule (extrait de (Hodgkin & Huxley, 1952))..... 65
Figure 58. Simulation des équations de Hodgkin et Huxley : a) potentiel d'action; b) variables de déclenchement; c) les courants membranaires associés (extrait de (Gabbiani & Cox, 2010))..... 66
Figure 59. Utilisation de l'inhibition réciproque graduelle pour construire un oscillateur. 67
Figure 60. Modélisation des équations de Morris-Lecar : a)les valeurs des tensions membranaires ; b) portrait de phase (extrait de (Gabbiani & Cox, 2010); ml2.m)..... 67
Figure 61. Caractéristiques de la courbe $i = fastV, \sigma f$: a) gain du courant $\sigma f = var,\ Af = cst = 1$; b) coefficient $Af = var$, $\sigma f = cst = 3$ 69
Figure 62 Intensité de la force du champ "vecteur" à chaque point est désigné par l'épaisseur et la direction des flèches : le champ de composante horizontal dVdt ; le champ de vertical dqdt ; superposition des components dVdt, dqdt 69
Figure 63 Nullclines dynamiques pour plusieurs valeurs de coefficient σs. 70
Figure 64 Modélisation des équations de Rowat-Selverston : a) portrait de phase pour le modèle de la cellule en régime oscillant ; b) tension correspondant à la trajectoire..... 70
Figure 65. Six comportements intrinsèques du modèle cellulaire de Rowat-Selverston: Q, A, E, D, H, P. Chaque boîte montre le portrait de phase sur le phase plane(V, q), le courbe de potentiel membranaire correspondante à ce plane et le courbe de Iinj. Les V et Q nullclines sont étiquetés avec vn (trait plein) et qn (tirets longs). (extrait de (Rowat & Selverston, 1997)) 71
Figure 66. Propriétés intrinsèques des neurones dans les invertébrés et les vertébrés (extrait de (Marder & Bucher, 2001))..... 71
Figure 67 Graph de fréquence ω versus gain de courant lent σs (extrait de (Rowat & Selverston, 1993)) 72
Figure 68. Apprentissage d'une fréquence d'une fonction sinusoïdale Iinj : a) variation du σs ; b) tension de la membrane V avant l'apprentissage courant injecté Iinj = 0 ; c) tension de la membrane V durant l'apprentissage du signal d'entré ; d) tension de la membrane V avec de la fréquence apprise. 74
Figure 69 Apprentissage d'une fréquence d'une fonction sinusoïdale a) variation du σs ;b) trajectoires dans l'espace de phase..... 74
Figure 70. Modèle du CPG de Rybak-McCrea (McCrea & Rybak, 2008)..... 76
Figure 71. Modèle du contrôleur CPG pour une articulation du robot : SMA l'aire motrice supplémentaire ; MLR région locomotrice mésencéphalique et CBM cervelet. 76
Figure 72. Bras robotique Katana 6M180 [extrait de documentation de société « Neuronics »]. 81
Figure 73. Schéma structurel montrant le principe de régulation en cascade de chaque articulation (extrait de Katata User Manual)..... 81
Figure 74 Force exercée sur l'articulation 83
Figure 75. Modèle dynamique d'une articulation robot dans logiciel MATLAB/SimMecanics 83
Figure 76 Modèle des boucles de commande du bloc « Electric Drive » de la Figure 75 dans logiciel MATLAB/Simulink..... 83
Figure 77 Simulation de l'influence du coefficient KP du contrôleur P de la position sur les caractéristiques du mouvement de l'articulation (position articulaire et le courant du moteur). 84

Figure 78 Expérimentation avec le robot Katana : application d'une force externe inconnue 84
Figure 79. Variations de l'angle articulaire ΔΘ(t) et le courant du moteur I(t) en cas de perturbation.....85
Figure 80. Dépendances expérimentales du coefficient d'influence de gain KP du contrôleur proportionnel de position : a) la position articulaire ; b) le courant du moteur. 86
Figure 81. Interaction rythmique passive d'une personne avec le bras manipulateur Katana. 86
Figure 82. Dispositif expérimental : bras manipulateur Katana, la position du gyroscope G et des accéléromètres A1 et A2. 87
Figure 83 Analyse de l'interaction rythmique avec le bras manipulateur passif rapide (rouge) et lent (bleu) : signaux et portrait de phase, analyse spectrale (FFT).....87
Figure 84. Expériences d'adaptation d'une articulation du robot manipulateur Katana aux forces appliquées par un humain.....88
Figure 85. Dépendances de variation d'angle Θ(t) et du courant du moteur avec l'algorithme d'adaptation de la consigne pas à pas.....89
Figure 86. Dépendances de variation d'angle Θ(t) et du courant avec l'algorithme d'adaptation de la consigne proportionnellement aux variations angulaires. 90
Figure 87. Bras robotique MICO Kinova [extrait de documentation de société « Kinova].....92
Figure 88 Contrôle d'admittance (extrait de (Ott, et al., 2010)).....93
Figure 89. Montage expérimental pour la poignée de main entre l'humain et le robot MICO.....93
Figure 90. Positions et forces articulaires enregistrées via fonctions API du robot durant la poignée de main avec l'humain. 94
Figure 91. Forces cartésiennes durant la poignée de main entre robot et l'humain. 95
Figure 92. Modèle complet du contrôleur CPG pour une articulation du robot.....96
Figure 93 Activation des neurones d'un CPG pendant les mouvements rythmiques 97
Figure 94. Apprentissage des paramètres du mouvement durant l'interaction avec 1 articulation.....97
Figure 95. Trajectoire du mouvement durant l'interaction avec 1 articulation. 98
Figure 96. Deux articulations du robot manipulateur contrôlées 98
Figure 97. Apprentissage des paramètres du mouvement durant l'interaction avec deux articulations.....99
Figure 98. Trajectoire du mouvement durant l'interaction avec deux articulations.....99
Figure 99 Montage expérimental pour la poignée de main entre l'humain et le robot (Pour améliorer le côté esthétique de cette expérience on a mis une image de l'être humain dans l'écran équipé d'un manteau et d'une écharpe). 100
Figure 100 Résultats expérimentaux de la poignée de main entre l'homme et le robot Katana avec apprentissage de la position articulaire et l'analyse de la synchronie 101
Figure 101 Parametres des neurones du fléchisseur du CPG 102
Figure 102. Résultats expérimentaux de la poignée de main entre l'homme et robot Katana avec un retour sensoriel de l'accélération. 103

INTRODUCTION

Les bras robotiques sont capables de résoudre une grande variété de tâches techniques prévues par les contraintes de l'industrie moderne. Cela est devenu possible grâce aux avancées importantes dans le domaine de la théorie des systèmes de contrôle et de l'informatique. Jusqu'à aujourd'hui les robots intégrés aux chaînes de production sont généralement isolés des ouvriers. Dans l'industrie, il existe de nombreuses tâches pour lesquelles le bras robotique interagit avec une force externe dont les couples produits peuvent être considérés comme des perturbations. La particularité de l'interaction physique entre humains et robots provient des grandes variations des paramètres d'interaction: amplitudes, vitesses et valeurs des forces appliquées par le partenaire humain. De plus, ces paramètres ne sont pas connus et ne peuvent pas toujours être mesurés.

En robotique humanoïde les futurs progrès dépendront du succès dans la résolution de problèmes plus fondamentaux comme la modélisation du phénomène d'apprentissage et des mécanismes cognitifs des êtres vivants afin qu'ils interagissent avec les humains physiquement et socialement. Le contrôle des interactions physiques entre les humains et les robots est donc un des problèmes fondamentaux pour les robots humanoïdes du futur. Les robots biomimétiques sont toujours un modèle intéressant, d'autant que, pour certains d'entre nous, nos cerveaux sont prédisposés à interagir socialement avec ce type de machine, entre autres parce qu'ils nous donnent des repères sociaux et affectifs. Depuis quelques années, il y a donc des débats sur la sécurité, les problèmes esthétiques, sur l'éthique et le rôle réel du robot dans société humaine (Dautenhahn et al, (2006); Walters et al (2006), Alami et al, (2008)).

La société scientifique mondiale parle de la variété des tâches pour les robots humanoïdes dans l'environnement de l'humain, comme l'a montré Jan Peters dans son exposé lors de la conférence IEEE AIM 2014, Besançon, juillet 2014 (Figure 1). Dans le futur proche, le robot deviendra comme un serviteur ou un partenaire pour vivre ou travailler avec des êtres humains, et cela pose la question pertinente de l'interaction entre l'humain et le robot. Cette coexistence prévoit l'interaction physique et sociale entre le robot et l'être humain.

Comme un rituel de salutation et une activité habituelle, le premier geste de mouvoir sa main vers l'autre peut produire une réaction inconsciente, bien que le mouvement réel de la main de l'un anticipe le mouvement de la main de l'autre. L'acte « poignée de main », est cependant affecté, et pas seulement régi, par des normes de contact, mais aussi par les normes d'un groupe donné appropriées aux différentes situations contextuelles. Comme un acte social, le phénomène de poignée de main nécessite que les participants « fusionnent » leurs lignes d'action physiques et sociales, s'engagent dans une réflexion de comportement, et tirent un sens et des interprétations de soi et des autres.

Figure 1. Professeur Jan Peters décrit la diversité des tâches pour la robotique humanoïde s'inspirant de la vie au quotidien et la vision de Hollywood (IEEE AIM 2014, Besançon, juillet 2014).

POIGNE DE MAIN A TRAVERS LES AGES ET LES SOCIETES

La poignée de main est aussi mystérieuse qu'habituelle. Ses origines ont été étudiées et discutées avec peu d'entente globale. L'origine des compétences communicatives non verbales de l'être humain comme la poignée de main vient de l'antiquité lointaine, comme le montre un certain nombre d'études archéologiques et le décryptage des textes anciens. Ceux attestent que la poignée de main a été pratiquée dans la Grèce antique dès le Ve siècle avant J.-C. Une représentation de la poignée de main entre des soldats se trouve sur un bas-relief du VIIème siècle avant J.-C. (Figure 2a) au musée de Pergame à Berlin (Chris, 2009). On explique la nature de cette acte par la nécessité de rassurer les autres que l'arme ne sera pas tirée. D'autres sculptures comme celle de IVe siècle avant J.-C. (Figure 2b) représentent Thraséas et son épouse Euandria qui se serrent la main (Busterson, 2000). Selon des artéfacts de la fin du Vème siècle avant J.-C. au musée de l'Acropole, à Athènes, la poignée de main est possible aussi entre les Dieux Héra et Athéna de la Grèce antique (Figure 2c).

a) b) c)

Figure 2. Poignées de main représentées sur des bas-reliefs ou sculptures historiques.

La poignée de main peut être vue à ce jour comme un phénomène social et sert habituellement comme un symbole d'harmonie, de prise de disposition, de réconciliation et de soumission. Ainsi, la reine d'Angleterre Elizabeth II a serré la main à l'ancien commandant de l'IRA Martin McGuinness à Belfast, en Juin

2012. C'est un geste historique marquant un grand pas en avant dans le processus de paix relatif à la domination britannique en Irlande du Nord (Figure 3a.). Bien qu'une poignée de main photographiée peut sembler bénigne, la série d'événements déclenchée par la réunion du président John Kennedy et du dirigeant soviétique Nikita Khrouchtchev (Figure 3b.), lors du Sommet de Vienne en 1961, était presque catastrophique : la construction du mur de Berlin a commencée, dans l'année qui a suivie, les relations entre les Etats-Unis et l'URSS sont devenues plus tendues, et cela a abouti à la crise des missiles cubains en Octobre 1962.

La poignée de main entre le président Ronald Reagan et le dirigeant soviétique Mikhaïl Gorbatchev en Novembre 1985 (Figure 3c.), a signifié la première rencontre entre les chefs d'état des États-Unis et l'URSS en six ans. Bien que le sommet se soit terminé par la signature d'un accord stipulant que chaque partie devrait réduire son arsenal nucléaire de cinquante pour cent, les deux parties ont continué à être en désaccord sur l'initiative de défense stratégique des États-Unis, "Star Wars".

a) b) c)

Figure 3. Poignées de main dans le monde politique.

De l'antiquité à aujourd'hui, ce rituel est entré progressivement dans la vie humaine et la science étudie beaucoup les phénomènes sociaux qui lui sont liés. Actuellement, dans la plupart des pays, la poignée de main est une forme universelle de salutation qui exprime un lien social entre les personnes via l'interaction physique. Aux États-Unis, une poignée de main est typique pour la plupart des occasions formelles. Dans la culture traditionnelle asiatique japonaise et chinoise, la poignée de main n'était pas présente et est maintenant utilisée principalement pour la communication avec les étrangers. La tradition russe conceptualise la poignée de main de manière spécifique: elle a été perçue comme un geste qui a le caractère d'un acte juridique et le pouvoir de légitimer une transaction ou un accord commercial conclu.

POIGNEE DE MAIN COMME UN MOYEN DE COMMUNICATION NON VERBAL

La poignée de main a été étudiée à la fin du siècle dernier comme on le verra plus en détail au premier chapitre, par les chercheurs en sciences sociales comme une forme de communication non verbale et a été classée suivant différents codes. Dans leurs travaux (Goffman, 1971; Scheflen & Ashcraft, 1976; Morris, 1977) les auteurs mettent en parallèle la poignée de main et le code vestimentaire des cravates. Dans (Harrison, 1974) l'auteur présente la poignée comme un emblème. Dans (Schiffrin, 1974) l'auteur distingue trois types de poignée de main ayant différentes intensités d'interaction en fonction du contexte. Scheflen dans (Scheflen, 1972) affecte à la poignée de main une valeur de «metasignal» et parle d'un comportement de salutation pour la poignée de main. Plus tard, dans un autre travail (Scheflen & Ashcraft, 1976), la poignée de main est définie comme le geste du touché. Deux auteurs (Goffman, 1971) et (Schiffrin, 1974) considèrent la poignée de main comme un des rituels d'accès à un rapport d'égalité.

Certains chercheurs en sciences sociales manifestent beaucoup d'intérêt pour la poignée de main. Cependant pour la plupart, ce geste n'est pas considéré comme un problème à étudier et est tenu pour un comportement acquis. Par exemple, (Stryker, 1973), en étudiant l'interaction entre un recruteur et un futur employé, mentionne qu'ils se serrent la main mais ne s'intéresse uniquement qu'aux déclarations verbales pour l'évaluer les sujets. Il semble possible que l'intervieweur mesure les caractéristiques de la personne interrogée sur un certain nombre de paramètres verbaux et non-verbaux composant de la poignée de main. Plus tard, ces études seront confirmées par des méthodes plus approfondies mais toujours qualitatives sur un groupe de sujets lors d'entretiens d'embauche simulés (Stewart, et al., 2008).

Dans son travail Schiffrin, (Schiffrin, 1974) décrit la poignée de main, comme le résultat de deux personnes respectant un rituel dans un contexte social. L'auteur souligne que « Quand l'information sociale doit être transportée en un seul geste, il n'est pas surprenant de constater que ce geste, loin d'être simple, est vraiment très complexe et est composé de beaucoup de petits détails ». L'auteur a proposé une sémiotique de la poignée de main et a suggéré les fonctions de la poignée de main en tant que manifestation de l'accès à l'autre et de la solidarité normalement requise pour les occasions et les relations sociales quotidiennes.

Dans les sociétés occidentales, la poignée de main est un comportement quasi universel qui initie et constitue l'interaction sociale (Hall & Hall, 1983). La poignée de main initiale comme un acte social établit une relation possible. Elle exprime à la fois une extension de soi et une demande d'accès. Son sens se trouve dans l'acceptation de la coordination et de la réalisation du geste.

Dans les années 70-80 les sociologues ont posé les bases pour l'étude du phénomène social de la poignée de main. Dans les années 90 les psychologues et psychiatres ont attiré l'attention sur la relation entre les paramètres de la poignée de main et les paramètres qui caractérisent la personnalité. Ainsi, deux recherches concernant des traits de la personnalité en psychiatrie (Astrom, et al., 1993) et en psychologie (Astrom, 1994) ont montré qu'il existe des relations entre les paramètres du contact physique de la main (cohérence, température, sécheresse, force de serrage) durant la poignée de main et certains traits de la personnalité. Chez les patients psychiatriques les mêmes auteurs ont utilisé le questionnaire « Minnesota Multiphasic Personality Inventory » (MMPI) et notamment sa version Faschingbauer Abbreviared. Les traits de caractère suivant : introversion sociale, dépression et tendance à l'amélioration des symptômes sont souvent associés à une paume de main froide et moite. Par contre, chez les sujets sains, les auteurs (Astrom, 1994) ont utilisé les tests de personnalité incluant un questionnaire et un test sur les traits de personnalité (Cecarec & Marke, 1968), ont montrés, qu'une poignée de main ferme est liée à l'agressivité, la domination, et l'exhibition tandis que les poignées de main lâches sont liées à l'introversion et à la névrose. Dans leurs travaux (Astrom & Thorell, 1996) ont étudié la relation entre 22 comportements de salutation et 12 comportements tirés de la classification de la personnalité proposée dans (Cecarec & Marke, 1968). L'analyse a montré que pour la plupart des sujets, les caractéristiques de la personnalité concernant le comportement de salutation, en particulier les dimensions d'introversion et d'extraversion sont fortement liées. Les résultats confirment ceux d'études antérieures (Astrom, et al., 1993; Astrom, 1994) c'est-à-dire que certains comportements de salutation sont potentiellement valable dans l'évaluation de la personnalité.

D'autres études ont été menées sur les relations entre la poignée de main, la personnalité, le genre et la première impression chez (Chaplin, et al., 2000). Une poignée de main ferme est liée à l'extraversion et à l'expression des émotions. A l'opposé une poignée de main « molle » est liée à la timidité et à la névrose.

Dans leur travail (Stewart, et al., 2008) ont examiné l'influence du serrage de la main d'un candidat à l'emploi lors de l'entretien d'embauche. Les travaux ont montré que la poignée de main est un médiateur de l'effet de l'extraversion du candidat sur le recruteur, indépendamment des différences dans apparence physique et vestimentaire du candidat.

Dans l'interaction sociale entre les personnes l'acte de la poignée de la main ('handshake') a un rôle social très important. La particularité de cette interaction est aussi qu'elle est basée sur une interaction physique très importante en termes de mouvements. Le 'couplage social' qui se produit lors de cet acte entre deux personnes est donc aussi lié à un couplage physique pour lequel une synchronisation des mouvements apparait. L'intérêt d'étudier la poignée de main pour les robots consiste à l'élargir leur propriétés comportementales pour qu'ils interagissent dans le future avec les humains de manière plus habituelle.

I.1 - STRUCTURE DU DOCUMENT

Apres cette **Introduction**, qui présente le contexte du travail à travers une brève analyse du rôle de la poignée de main, nous présentons **dans le première Chapitre** un état de l'art sur le rôle de la poignée de main dans la vie sociale étudié par les chercheurs en sociologie, psychologie et médecine. Nous présentons ensuite les diverses systèmes robotiques utilisés pour reproduire l'interaction physique tel que la poignée de main avec l'humain.

En remarquant les inconvénients des systèmes de mesures de paramètres de la poignée de main habituellement réalisées nous proposons **dans le deuxième chapitre** un système de mesure que nous avons réalisé pour nos expériences sur la poignée de main entre humains. Les données expérimentales issues des mesures sur les mouvements de la poignée de main sont analysées. La synchronie du mouvement est montrée par la mesure de l'accélération des mains dans le plan sagittal. **Le troisième chapitre est** consacré à la description de l'architecture du contrôleur neuronal pour piloter des articulations du robot durant l'interaction physique avec l'humain. Le modèle neuronale à compartiment cellulaire de Rowat-Selverston est présenté et une règle d'apprentissage de la fréquence d'interaction est proposée pour doter le bras manipulateur de la capacité de synchroniser son mouvement rythmique avec celui de l'être humain interagissant. **Au quatrième chapitre**, nous exploitons ce modèle dans l'apprentissage du rythme d'interaction pour montrer l'acte de poignée de main entre bras manipulateur électromécaniques et l'être humain. Le document se termine par une conclusion et des perspectives, puis quelques annexes.

« Oh combien de découvertes miraculeuses
Nous réservent l'Esprit des Lumières
Et l'Expérience, fille des Erreurs graves,
Et le Génie, ami des Paradoxes,
Et le Hasard, dieu des Inventions»

Alexander POUCHKINE

I - POIGNEE DE MAIN CHEZ L'ETRE HUMAIN : ÉTAT DE L'ART

I.1 - POIGNEE DE MAIN HOMME-HOMME 20
I.2 - POIGNEE DE MAIN HOMME-ROBOT 27
I.2.1 - Poignée de main par le téléphone et internet 27
I.2.2 - Travaux de Jindai 28
I.2.3 - Approche haptique 30
I.2.4 - Approche EMG et EEG 34
I.2.5 - Approche par oscillateur neuronale 34
I.2.6 - Approche par couplage dynamique 36
I.3 - CONCLUSION. 36

Dans ce chapitre nous montrons les travaux non seulement dans le domaine des sciences humaines mais aussi dans la médecine et dans la robotique humanoïde qui sont liés au phénomène de poignée de main.

On cherche à comprendre l'être humain à travers ce rituel pratiquement utilisé dans plusieurs contextes durant l'interaction au quotidien. Les paramètres de la poignée de main, sont liés avec les traits de caractères, avec l'âge et le sexe, avec les besoins et avec la première impression et l'état de la santé psychique. Il est donc important que la motricité des humanoïdes puisse reproduire cette forme d'interaction interhumaine.

I.1 - POIGNEE DE MAIN HOMME-HOMME

Comme nous l'avons montré en Introduction, la poignée de la main a attiré l'attention des chercheurs en sciences sociales qui ont été réalisé de nombreuses études qualitatives à base de questionnaires, et très rarement avec l'utilisation de techniques d'instrumentation permettant des études quantitatives.

Une métrique pour les traits de caractère de la personne la plus généralement utilisée en psychologie est le Big Five proposée par (Goldberg, 1990). Il comprend les catégories suivantes : l'ouverture à l'expérience, la conscienciosité, l'extraversion, l'agréabilité et le névrosisme. Toutes ces catégories sont évaluées différemment et regroupés sous l'abréviation OCEAN qui est utilisée par le monde francophone.

Le modèle «OCEAN » suit les différentes dimensions :

(O) ouverture à l'expérience : appréciation de l'art, de l'émotion, de l'aventure, des idées peu communes, curiosité et imagination ;

(C) conscienciosité : autodiscipline, respect des obligations, organisation plutôt que spontanéité ; orienté vers des buts ;

(E) extraversion : énergie, émotions positives, tendance à chercher la stimulation et la compagnie des autres, fonceur ;

(A) agréabilité : une tendance à être compatissant et coopératif plutôt que soupçonneux et antagonique envers les autres ;

(N) névrosisme ou neuroticisme : contraire de stabilité émotionnelle : tendance à éprouver facilement des émotions désagréables comme la colère, l'inquiétude ou la dépression, vulnérabilité.

Certains résultats peuvent être utilisés pour prévoir comment une personne se comporte en interaction avec le monde extérieur et avec les autres personnes (Paunonen, 2003). Ces traits sont empiriques et chacun des cinq est noté dans une gamme de 1 (faible) à 5 (forte). Le résultat du test d'une personne est présenté sur la Figure 4.

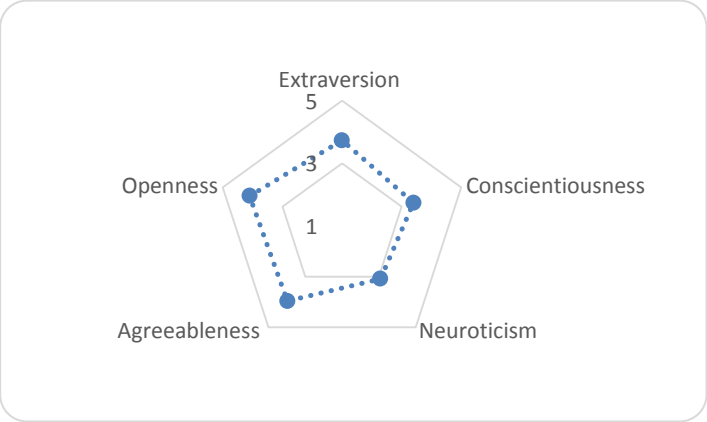


Figure 4. Le résultat de l'évaluation des traits centraux de la personnalité d'après le Big Five (OCEAN).

Dans son article (Astrom, 1994) a présenté des travaux pour établir la relation fondamentale entre les paramètres de comportement non verbal, les paramètres de poignée de main et les traits de la personnalité. Sur la Figure 5a est présentée son expérience et la mise en scène de la salle de manipulation pour les deux sujets. L'un des sujets entre dans la pièce par une porte, marche vers l'autre sujet environ 3 m et lui serre la main. Un système de capture du mouvement enregistre la scène.

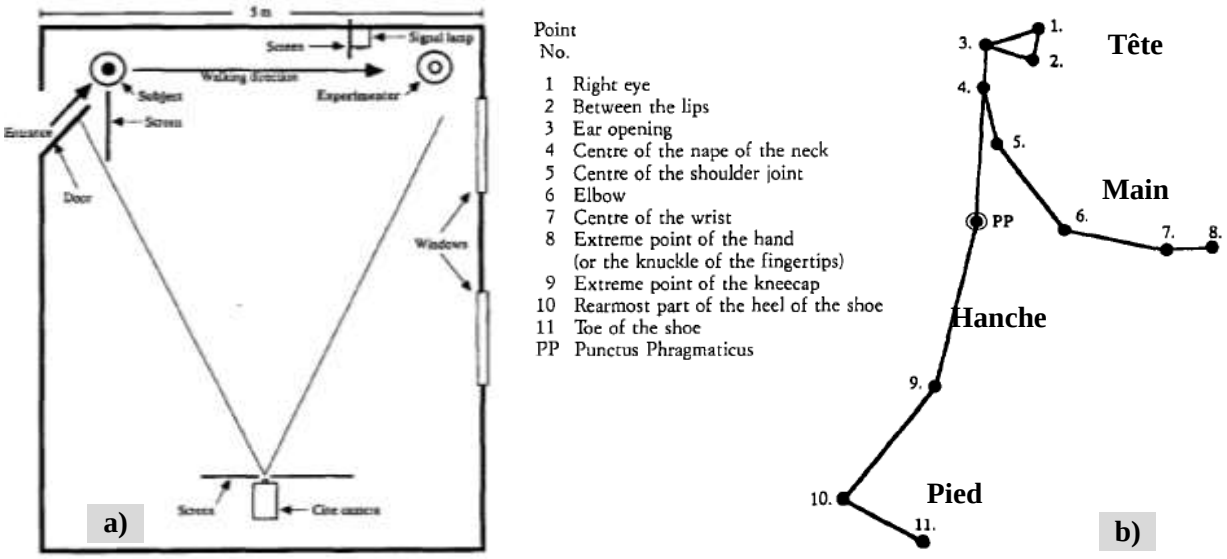


Figure 5. Expérimentation d'Astrom pour l'étude de la poignée de main entre les sujets (a) et les 12 points du corps enregistrés sur le côté droit d'une personne (b) (extrait de (Astrom, 1994)).

Des mesures ont été effectuées durant deux phases de salutation qui sont la phase de l'approche et la phase proche. Il y un grand nombre des paramètres qui ont été pris en considération.

- La vitesse de marche a été calculée en divisant la distance sur la durée. La distance est mesurée entre les positions du point PP (Figure 5b) du corps dans la première trame et dans la dernière trame du système de capture du mouvement.
- Le temps a été mesuré de la première à la dernière trame. Cette variable est considérée pour mesurer un niveau général de l'activité psychomotrice.
- Le style de marche a été jugé à partir de l'image enregistrée.
- Le pourcentage de la durée totale de la phase au cours de laquelle le sujet rentrant regarde l'expérimentateur. L'enregistrement a été réalisé par l'exploitation d'un petit interrupteur caché tenu par le chercheur dans sa main gauche. Le commutateur a été relié à une petite lampe de signalisation rouge qui ne peut être vu par la camera.
- La présence de sourire (binaire « oui »/« non ») a été mémorisée par l'expérimentateur.
- L'angle d'ouverture du pied (petit / grand), à savoir l'angle formé par les axes du pied gauche et du pied droit lorsque le sujet s'est arrêté devant l'examinateur.
- La distance entre les pieds du sujet de ceux de la celle d'expérimentateur.

Les mesures concernant le contact physique perçus par la peau de l'expérimentateur sont les suivantes :

- La surface de contact entre deux mains.
- La température perçue de la main.
- La sécheresse (siccité) de la peau de la main.
- La force de serrage (résistance) du poignet.

Ces 4 paramètres fondamentaux ont été mesurés en se basant sur la perception par l'expérimentateur, qui a rempli un formulaire a postériori en évaluant ces critères sur une échelle de 1 à 5 selon le Tableau 1.

Tableau 1. Echelle de notation pour la poignée de main (extrait de (Astrom, 1994))

RATING SCALE FOR HANDSHAKING

Variables	Sex: Male/Female _____ Age: _____ Date: ___/___ 19____				
	Rating Scores				
	1	2	3	4	5
Consistency of the hand	Limp and loose with a sensation of lack of bone tissue and muscles.	Soft and with sensation of great plasticity but with a certain firmness.	Plastic but still with a certain softness and a sensation of bone tissue and muscles.	Hard with a certain plasticity but with a sensation in the main of bone tissue and muscles.	Rigid and almost not able to be formed and with an experience of only bones and with muscles knit in the hand.
Temperature of the hand	Cold	Tepid	Ordinary warmth	Warm	Very warm
Dryness of the hand	Wetness perceptible	Clammy perspiration but obviously perceptible	Perspiration hardly perceptible	No perspiration "soft skin"	Dry
Strength of the grip	No pressure only touch	Light pressure	Ordinary pressure	Strong pressure	Very strong pressure almost disagreeable

La vigueur de serrage entre la main droite et la gauche a été mesurée avec un dynamomètre spécial (Lindegard, 1953). L'objectif de ces recherches était d'établir un lien statistique à travers les corrélations entre les mesures du comportement non verbal et les indices de personnalité de Cecarec-Marke (Cecarec & Marke, 1968). Des corrélations significatives (Tableau 2) ont été trouvées parmi les variables de poignée de main et les indices de la personnalité Cecarec-Marke. Pour les hommes, un indice élevé de la sécheresse de la main corrèle avec des indices élevés de la sociabilité. Une grande force perçue lors de la poignée de main est en corrélation positive avec une certaine agressivité et en corrélation négative avec la sociabilité. Pour les femmes, une température de la main plus élevée et une force de serrage assez importante sont corrélées de façon significative avec une tendance à la domination (Tableau 2 et Tableau 3).

On voit par exemple au Tableau 2 que chez les femmes il y a un lien entre l'angle des pieds et sociabilité (corrélation positive = 0,42) et au contraire, une tendance négative (corrélation = -0,45), entre l'ouverture des pieds et la dominance. Sur le Tableau 3, on constate que la force de la poignée de main semble très liée chez l'homme et la femme à la domination et agression (corrélation conformément 0,46 et 0,21). Par contre elle va contre la sociabilité (corrélation = -0,51) et montre une tendance avec la névrose (Astrom, 1994).

Tableau 2. Coefficients de corrélations et de la cohérence entre le comportement immédiat non verbal et les indice de CMPS pour les hommes et les femmes (extrait de (Astrom, 1994))

CORRELATIONS (*rho*) AND CONTINGENCY COEFFICIENTS (*Cc*) BETWEEN NONVERBAL IMMEDIACY BEHAVIOUR AND CMPS INDICES FOR MEN ($n = 25$) AND WOMEN ($n = 25$)

CMPS Indices	Nonverbal Immediacy Behaviours		Mutual Look	Smile	Foot Angle	Foot Distance
	Walking Speed rho_{23}	Walking Style Cc_1	rho_{23}	Cc_1	Cc_1	rho_{23}
1. Neurotic Self-assertiveness						
Men	-.01	.12	.10	.21	-.22	-.20
Women	.31	-.21	-.37	-.17	.22	-.08
2. Rational Dominance						
Men	-.06	.08	-.05	.21	.05	-.01
Women	-.01	.02	-.21	-.10	-.45*	.14
3. Aggressive Nonconformance						
Men	.11	-.41	-.02	.22	.32	-.16
Women	-.02	.08	-.53†	.26	-.03	.22
4. Passive Dependency						
Men	-.19	.41	-.09	-.18	-.17	-.05
Women	.21	.08	-.18	.21	.09	-.21
5. Sociability						
Men	-.23	-.20	.03	-.24	-.07	.16
Women	-.04	.25	.03	-.26	.42*	-.18

*$p < .05$. †$p < .01$.

Tableau 3. Coefficients de corrélation de Spearman entre variables de la poignée de la main et les indices de personnalité de Cecarec-Marke pour les hommes et les femmes (extrait de (Astrom, 1994))

SPEARMAN RANK CORRELATION COEFFICIENTS AMONG HANDSHAKING VARIABLES AND INDICES OF CECAREC MARKE PERSONALITY SCHEDULE FOR MEN ($n = 25$) AND WOMEN ($n = 25$)

Cecarec Marke Personality Schedule Indices	Handshaking Variables			
	Consistency	Temperature	Dryness	Strength
1. Neurotic Self-assertiveness				
Men	.20	-.10	.08	.06
Women	-.15	-.02	-.26	-.16
2. Rational Dominance				
Men	.10	-.18	-.29	.33
Women	.28	.51*	.15	.44*
3. Aggressive Nonconformance				
Men	.16	-.12	-.27	.46*
Women	-.14	.05	-.12	.21
4. Passive Dependency				
Men	.18	-.04	.15	-.05
Women	-.08	-.28	.13	-.32
5. Sociability				
Men	-.04	.06	.41*	-.51†
Women	-.24	-.19	.25	.04

*$p < .05$. †$p < .01$, $df = 23$.

Dans leur travail Chaplin et al. (Chaplin, et al., 2000), ont montré que les caractéristiques de serrage de la main, comme l'intégralité de la poignée, la force, la durée, la vigueur et d'autres paramètres sont liés à certains facteurs orthogonaux de la personnalité (Benet-Martínez & Oliver , 1998), à sentiment actuel ou la prédisposition selon mesures de l'affect ou de mesures d'émotion (Watson, et al., 1988) , à évaluation de la timidité (Cheek & Buss, 1981) et à l'expression des émotions non verbale (Friedman, et al., 1980). Ils ont défini et ont évalué les caractéristiques de la poignée de main sur des échelles de notation à 5 points comme suit: intégralité de la poignée (l - très incomplète, 5 - automne), la température (1 - froid, 5 - chaud), la sécheresse (1 - humide, 5 - sec), la force (1 - faible, 5 - forte), la durée (1 - bref, 5 - long), la vigueur (1 - faible, 5 - élevé), texture (1 – doux, 5 - rugueux), le contact, des yeux (1 = non, 5 = direct). L'état complet de la poigné de main, composée de l'ensemble de ces paramètres a été qualitativement mesuré pour calculer la corrélation entre ces paramètres appelées par les auteurs « dimensions » de la poignée et des traits de personnalité, le genre et la première impression. Le Tableau 4 montre les corrélations entre la moyenne des huit évaluations pour les huit dimensions de la poignée de main. Comme on peut le voir, il existe des corrélations significatives entre les dimensions de la poignée de main, et notamment la durée et la prise (corrélation = 0,60) entre le durée et la force (corrélation = 0,84), entre la durée et la vigueur (corrélation = -0,79). Les paramètres de la force sont toujours liés entre eux comme la vigueur et la prise (corrélation = 0,8) et la force et la vigueur (corrélation = 0,76).

Tableau 4. Corrélation entre les taux total de la poignée de main (extrait de (Chaplin, et al., 2000))

Correlations Among the Aggregate Handshake Ratings

Dimension	1	2	3	4	5	6	7	8
1. Duration	—							
2. Eye contact	.39	—						
3. Grip	.60	.57	—					
4. Strength	.84	.48	.80	—				
5. Vigor	.79	.32	.51	.76	—			
6. Texture	.35	.06	.32	.39	.22	—		
7. Temperature	.24	.26	.33	.37	.27	.22	—	
8. Dryness	−.18	.10	−.03	−.18	−.18	.32	.01	—

Note. $N = 112$. Correlations larger than .19 are significant at the .05 level, two-tailed test.

Les auteurs proposent de regrouper l'ensemble de ses huit dimensions en un seul appelé « Composite de la poignée de main ». Le Tableau 5 présente les corrélations simples entre les échelles de personnalité et ce paramètre composite. Ces corrélations suggèrent que les individus dont les poignées de main sont plus ferme (c'est à dire, ont une prise plus complète, plus vigoureuse, plus longue, et associée à plus de contacts visuels) sont plus extravertis (corrélation = 0,19) et ouvert à l'expérience (corrélation = 0,2) et sont moins névrotique et timide (corrélation conformément 0,24 et 0,29).

Tableau 5. Corrélation entre poignée de main ferme et les traits de caractère (extrait de (Chaplin, et al., 2000))

Correlations Between the Firm Handshake Composite and the Personality Scales

Personality scale	Firm Handshake Composite
Shyness	−.29
Neuroticism	−.24
Openness	.20
Extraversion	.19
Emotional Expression	.16
Positive Affect	.14
Negative Affect	−.09
Conscientiousness	−.08
Agreeableness	−.06

Note. $N = 112$. Correlations larger than .19 are significant at the .05 level, two-tailed test. Dimensions are ordered by the magnitude of their correlation with the Firm Handshake Composite.

Dans leur travail (Stewart, et al., 2008) ont examiné l'influence du serrage de la main d'un candidat à l'emploi lors de l'entretien d'embauche. Une population de 98 étudiants de premier cycle a subi des mesures de la personnalité et a participé à des simulations d'entretiens au cours de desquels les étudiants ont reçu une évaluation d'aptitude à l'emploi. Cinq recruteurs-évaluateurs ont été formés pour évaluer indépendamment la qualité de la poignée de main pour chaque participant en utilisant l'échelle d'évaluation introduite précédemment (Chaplin, et al., 2000). On observe une intercorrélation forte entre les caractéristiques de poignée de main. Les auteurs ont également créé un score global de poignée de main représenté par la moyenne des cinq éléments appelé « l'ensemble poignée de main » ('Overall handshake').

Une analyse causale a montré que la poignée de main est un médiateur de l'effet de l'extraversion du candidat sur le recruteur, indépendamment des différences dans d'apparence physique et vestimentaires du candidat.

La personnalité des participants a été évaluée en utilisant des caractéristiques personnelles (Barrick, et al., 2001) et ne sont pas directement liées à la simulation de l'entrevue. L'inventaire de la personnalité comprend 150 points qui mesurent la conscience, l'extraversion, l'amabilité, la stabilité émotionnelle, et l'ouverture à l'expérience.

L'analyse comparative avec le travail de (Chaplin, et al., 2000), montre qu'il existe la même tendance entre les paramètres. On voit des corrélations significatives entre la durée et la prise (corrélation = 0,78), entre le durée et la force (corrélation = 0,82), entre la durée et la vigueur (corrélation = 0,82). Les paramètres de la force sont toujours liés entre eux comme la vigueur et la prise (corrélation = 0,82) et la force et la vigueur (corrélation = 0,88).

Le paramètre généralisé de la poignée de main corrèle avec l'extraversion des individus (corrélation = 0,23). Cela coïncide avec les travaux précédents (Chaplin, et al., 2000). Cependant, les autres traits de caractère ne sont pas fortement corrélés.

Tableau 6. Corrélation entre résultats de l'expérimentation (extrait de (Stewart, et al., 2008)

Means, Standard Deviations, and Correlations

Variable	*M*	*SD*	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1. Applicant gender	1.51	0.50	—														
2. Conscientiousness	115.3	12.14	−.10	(.89)													
3. Extraversion	115.0	13.31	.11	.36*	(.90)												
4. Agreeableness	76.6	9.97	−.22*	.37*	.42*	(.91)											
5. Emotional stability	105.1	14.22	.16	.47*	.58*	.33*	(.90)										
6. Openness to experience	69.5	9.51	.06	.26*	.44*	.23*	.28*	(.85)									
7. Overall handshake	3.58	0.55	.20*	.09	.23*	.05	.12	.05	(.85)								
8. Strength	3.37	0.72	.34*	.12	.26*	.03	.19	.06	.92*	(.83)							
9. Vigor	3.33	0.53	.14	.09	.20*	.08	.08	−.01	.92*	.88*	(.71)						
10. Grip	3.70	0.75	.24*	.02	.19	−.03	.11	.09	.91*	.82*	.77*	(.77)					
11. Duration	3.57	0.48	.14	.09	.18	.01	.11	.01	.92*	.82*	.82*	.78*	(.73)				
12. Eye contact	3.93	0.59	−.06	.11	.18	.14	.01	.04	.92*	.61*	.71*	.66*	.75*	(.68)			
13. Physical attractiveness	4.43	0.61	−.17	.12	.14	.15	.06	.01	.19	.09	.19	.11	.17	.33*	(.79)		
14. Professional dress	6.79	1.43	.03	.12	.17	.11	.05	.13	.42*	.32*	.44*	.33*	.39*	.43*	.38*	(.89)	
15. Interviewer assessment	3.77	0.93	−.06	.17	.28*	.13	.12	.16	.29*	.24*	.25*	.24	.26*	.31*	−.01	.15	(.94)

Note. $N = 98$. Reliabilities are shown in the diagonal.
*$p < .05$.

Les auteurs ont proposé un modèle de liaison avec des effets directs et indirects sur l'évaluation du candidat durant la procédure de recrutement (Figure 6). Les valeurs des coefficients standardisés montrent le rôle primordial de la poignée de main (0,39) parmi les autres composantes dans l'évaluation.

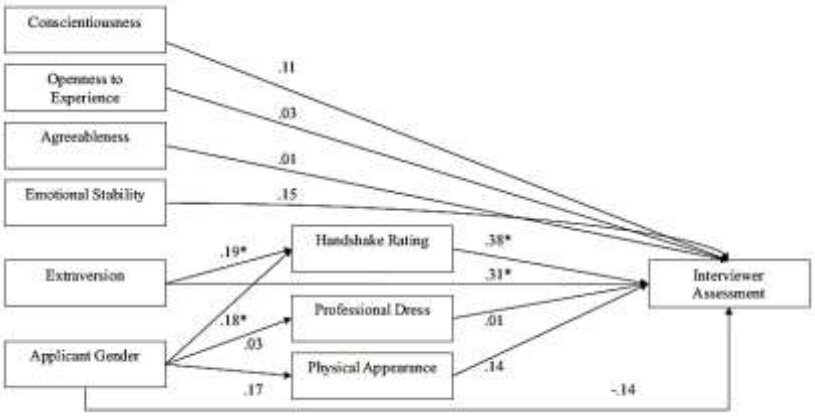


Figure 6. Modèle de dépendances entre un ensemble de variables (extrait de (Stewart, et al., 2008)).
*p <.05

Dans (Bernieri & Kristen, 2011) les auteurs étudient les poignées de main notamment pour évaluer avec précision le trait de caractère de personnalité tel que la conscienciosité lorsque les participants se serrèrent la main, ou s'ils rejettent la poignée de main. En fait, sans poignée de main, la précision de conscience était significativement négative, ce qui signifie qu'il était l'inverse de la réalité. Le Tableau 7 présente les coefficients moyens de précision obtenus pour la conscience en fonction des conditions de poignée de main et du genre.

Dans cette étude, cinq sujets de même sexe sont entrés dans une salle à 10 secondes d'intervalle, l'un après l'autre, et s'approchaient d'un participant du même sexe qui était assis derrière un grand bureau. Les objectifs de chacun était de se présenter brièvement au participant en indiquant leur nom, lui serrer la main ou pas, et ensuite marcher à travers la pièce pour prendre place à une table de conférence. Une fois les sujets assis, le participant leur demande de répondre à 10 questions du test de personnalité « Big Five » (Costa & McCrae, 1992).

Tableau 7 Valeurs moyennes d'évaluation de la conscience (extrait de (Bernieri & Kristen, 2011))

Mean accuracy coefficients[a] for judging conscientiousness

Target sex	*Male*	*Female*	*Male*	*Female*	
Perceiver sex	Male	Female	Female	Male	*M*
No Handshake	−.27	−.15	−.19	−.17	−.21*[b]
Handshake	+.60*[b]	−.06	+.09	−.21	+.07

[a]The Fisher's *z*-transformed correlation between a perceiver's TIPI (Gosling et al., 2003) trait judgments of five targets and the targets' trait domain scores on the NEO PI-R (Costa & McCrae, 1992). [b]Significance from a *t*-test against zero testing the null hypothesis that the population of accuracy coefficients is distributed around zero. $*p<.05$.

Les auteurs (Golubchik, et al., 2012) caractérisent la poignée de main comme un geste spontané de salutation qui est couramment utilisé pour commencer et arrêter le verrouillage social. Le déficit dans ce geste a des conséquences particulièrement importantes dans l'interaction interpersonnelle. Ce geste qui nécessite une compréhension des codes sociaux, il peut refléter une capacité ou non au contact social et à la communication. Les auteurs supposent que les sujets autistes utilisent ce geste dans un modèle moins approprié, que les sujets non autistes. Pour évaluer les caractéristiques d'une poignée de main, les auteurs ont conçu un questionnaire en 8 points appelé « Handshaking Assessment Scale » (HAS) (Tableau **8**). Ce tableau est utilisé comme un outil de diagnostic et pourrait mesurer des progrès réalisés après le traitement de patients autistes. Un score positif (4 « Oui » ou plus parmi les 8 points du HAS) est considéré comme les compétences de la poignée de main déficitaire (les communications pauvres). Les poignées de main les plus pauvres ont été trouvées chez les patients autistes par rapport aux autres groupes de contrôle (voir (Golubchik, et al., 2012)). Cela implique une plus faible capacité pour les sujets autistes à réguler l'interaction sociale exprimée par une réciprocité non verbale mais avec des gestes simples. Les mêmes auteurs montrent que l'évaluation de la poignée de main permet également une évaluation large (par exemple, entretien de diagnostic de l'autisme) ou préliminaire à une "première rencontre".

Tableau 8. Echelle d'évaluation de la poignée de main appelée « Handshaking Assessment Scale » (extrait de (Golubchik, et al., 2012))

1	Avoids another person's attempt to shake hands	Yes/no
2	Shakes hands only when initiated by other person	Yes/no
3	Holds out his hand for handshaking, accompanied by discordant body language and eye movement	Yes/no
4	Handshake is half-hearted and incorrect	Yes/no
5	Holds out the wrong hand	Yes/no
6	Shakes hands using uncontrolled force	Yes/no
7	Handshake is short and quick	Yes/no
8	Holds out hand with no intend to shake hands	Yes/no

I.2 - POIGNEE DE MAIN HOMME-ROBOT

I.2.1 - Poignée de main par le téléphone et internet

Pour les raisons que nous avons présentées en Introduction, la robotique moderne s'est intéressée à cette forme d'interaction entre l'homme et le robot. Le premier article consacré à l'idée de serrer la main à un partenaire artificiel dans la littérature scientifique selon notre recherche est datée par l'année 1996 (Hashimoto & Manorotkul, 1996). Il a pour objectif de créer un système de liaison physique entre deux personnes interagissant via Internet à travers d'un système de 'tele-handshaking' (Figure 7a). Ce système doit permettre à deux personnes en deux endroits différents de communiquer physiquement entre eux en se serrant la main et de recevoir une rétroaction tactile. Les données entre les deux endroits différents sont transmises par Internet suivant un principe de relation de « master-slave » entre deux systèmes de 'tele-handshaking'.

Figure 7. Premières études de la poignée de main avec participants non humains.

Les forces mesurées durant la poignée de main entre deux humains via le système de 'tele-handshaking' sont présentées sur la Figure 8. La durée d'interaction physique est de 16 secondes avec une fréquence variant de 0.3 Hz à 0.5 Hz. Les valeurs des forces appliquées entre les personnes interagissant sont presque égales à 10 N.

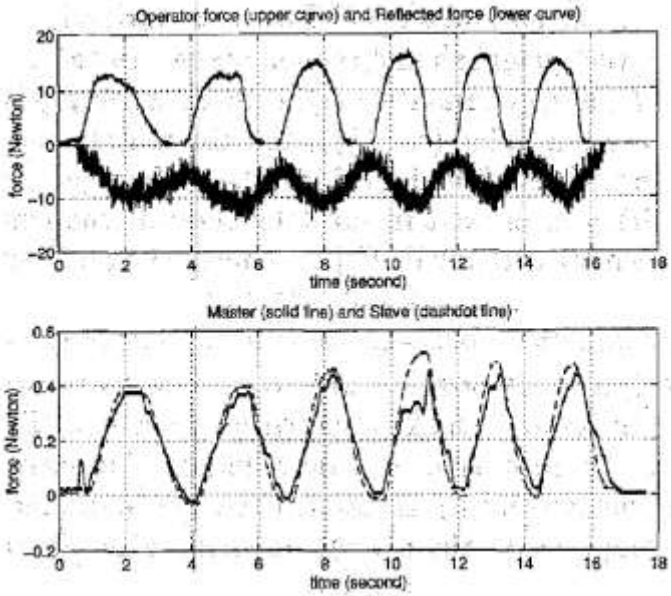


Figure 8. Mesures de différentes forces durant la poignée de main télétransmise entre deux personnes (extrait de (Hashimoto & Manorotkul, 1996)).

Un autre système pour l'interaction physique à distance a été proposé par (Ouchi & Hashimoto, 1997) voir la Figure 7b. On peut voir que l'appareil téléphonique possède un bras robotique à un degré de liberté équipé d'un capteur de la force. L'appareil contient également un poignet fabriqué en caoutchouc et silicone afin à ressembler la main humaine. Ce système avait pour objectif de faire communiquer des personnes non seulement par la voix mais aussi par la voie physique et tactile. De plus les auteurs ont effectué une expérimentation de poignée de main entre l'humain et un partenaire virtuel. Cependant, le système enregistre les paramètres de poignée de main de l'utilisateur et les reproduit avec un délai d'une seconde environ. La poignée de main réalisée est courte et consiste à une ou deux oscillations, l'amplitude est inconnue mais la fréquence et de 1Hz environ.

Dans le travail de (Komiya, 2000) la réalité virtuelle permet une interaction entre l'humain et un agent virtuel. La Figure 7c on voit le système proposé par l'auteur. Les auteurs utilisent le questionnaire « Scheduled évaluation tests » (Arif & Komiya, 2000) pour vérifier les performances et l'acceptabilité sociale du système (Ramliy & Komiya, 2000). Cependant, les courbes ou les résultats quantitatifs ne sont pas présentés dans cet article.

I.2.2 - Travaux de Jindai

La poignée de main homme-robot a été examinée sous la forme la plus complète et la plus profonde dans les travaux de Jindai et son groupe au cours des sept dernières années. Ils ont commencé des études d'interaction humaine à l'aide de mesures quantitatives des paramètres de mouvements et de forces en utilisant des techniques modernes (systèmes de vision, capteurs actifs, robot) et ils ont réalisé des robots pour interagir physiquement avec humain.

Dans leur travaux (Jindai, et al., 2006) (Jindai & Watanabe, 2007) les auteurs développent un système robotique pour l'interaction avec l'être humain, comme la poignée de main basée sur une modèle du mouvement d'approche qui aurait été émotionnellement acceptable par les humains. En effet, les auteurs ont étudié une des phases de la poigné de main des humains en utilisant le système VICON et cinq marqueurs sur les membres supérieurs (la main, le poignet, le coude, l'épaule d'un sujet et l'épaule de l'autre) (Figure 9a). En mesurant les trajectoires de phase (dans plans sagittal et frontal) et le profil de vitesse des mains ils ont établi un modèle mathématique par le biais d'une fonction de transfert appelée « KANSEI » et ils ont validé cette fonction sur le prototype du bras manipulateur à quatre degrés de liberté (Figure 9b). Le robot est équipé d'un capteur magnétique FASTRAK qui a permis de mesurer la position et l'angle de la main du bras manipulateur.

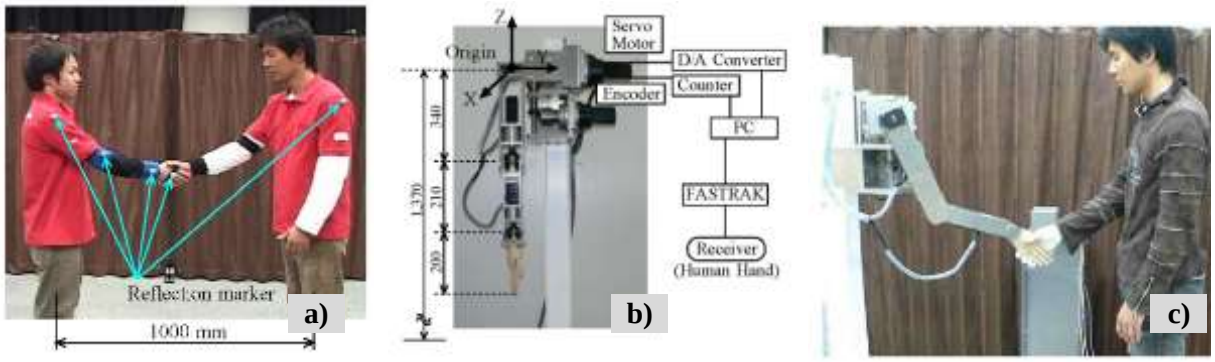


Figure 9. Etude du mouvement d'approche (extrait de (Jindai, et al., 2006) (Jindai & Watanabe, 2007)).

Dans des travaux suivants (Yamato, et al., 2008) et (Jindai & Watanabe, 2008) l'équipe a pris en compte le mouvement rythmique et a utilisé un capteur de force intégré dans le poignet du robot. Les auteurs peuvent ainsi étudier le mouvement rythmique et le contact des membres supérieurs pour éclairer une phase particulière de la poignée de main appelée secousse (angl. « shake-motion »). Chez les humain cette phase de l'interaction physique dure 2,5 s avec une fréquence de 0.3 à 0.4 Hz environ (Figure 10a). Le débattement vaut 100 mm pour l'humain et 80 mm pour le robot Figure 10b. La poignée de main reconstruite entre le robot et l'humain à base des modèles proposés possède environ les mêmes caractéristiques. De plus la valeur de la force mesurée à travers le capteur de force du bras manipulateur vaut 8 N environ.

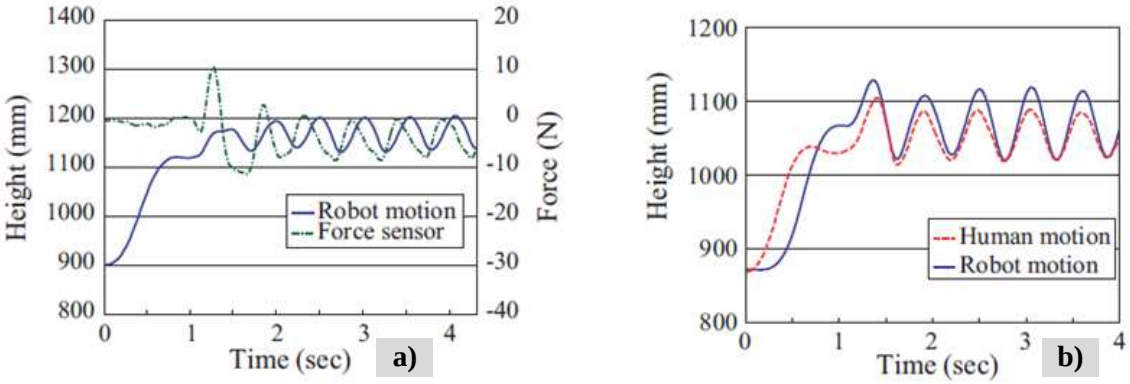


Figure 10. Etude du mouvement rythmique : a) mesures dans l'articulation du robot ; b) mesures réciproques des positions (extrait de (Yamato, et al., 2008) et (Jindai & Watanabe, 2008)).

Dans (Jindai & Watanabe, 2010) les auteurs utilisent un robot de petite dimension (¼ de la taille du bras humain) qui possède de 4 ddl. Ce prototype de robot est doté d'un système de perception visuelle à deux cameras motorisées avec 3 ddl et un algorithme de reconnaissance de la position du bras de l'être humain. Le robot possède également d'un module de salutation vocale. Aucune donnée expérimentale d'une poignée de main n'est pas présentée dans cet article.

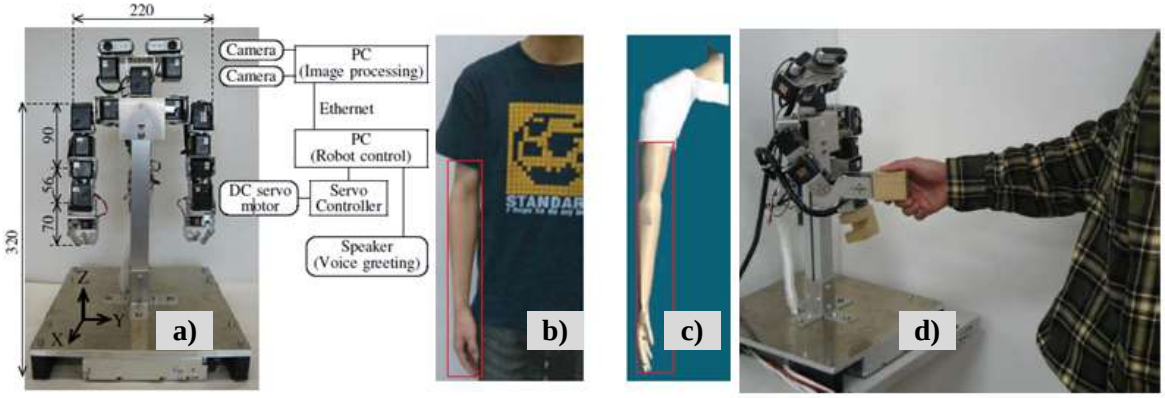


Figure 11. Torse du robot à taille petite avec le système de vision binoculaire a) ; l'algorithme de détection de bras de l'humain et poignée de main avec le robot à taille petite c). (extrait de (Jindai & Watanabe, 2010)).

L'article récent du tandem Jindai et Watanabe (Jindai & Watanabe, 2011) est consacré à l'analyse du mouvement entre les humains pour élaborer un modèle de mouvement de la poignée de main (Figure 12a). Par rapport aux travaux précédents les auteurs utilisent d'un système de mesure du regard pour l'un des sujets et d'un appareil de vision binoculaire sur la tête du prototype du robot Figure 12b. Les modèles établis lors des travaux précédents ont été révisés pour prendre en compte le Jerk durant l'exécution du mouvement du robot.

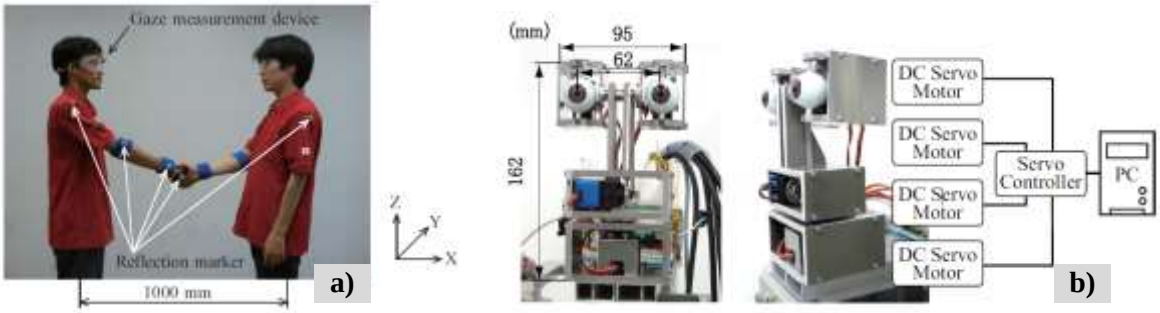


Figure 12. Interaction avec prise en compte de regard a) et mise au point du système binoculaire du robot b) (extrait de (Jindai & Watanabe, 2011)).

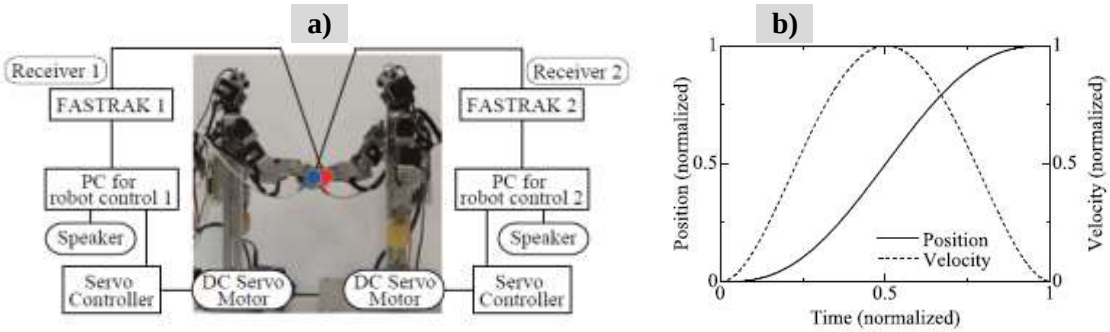


Figure 13. Robots à taille petite durant la poignée de main a) et la condition de limitation du jerk b) (extrait de (Jindai & Watanabe, 2011)).

Pour montrer l'efficacité du système et des modèles proposés, les auteurs ont proposé dans tous leurs travaux une évaluation bipolaire en sept points selon les quatre critères suivants « Mouvement de la poignée de main », « Sécurité », « Vitesse (Confort) » et « Politesse » (voir Figure 14). Chacun de ces quatre critères a été étudié dans trois conditions différentes : (a) produit la salutation vocale du robot avant le mouvement du bras (0,3 s) ; (b), produit la salutation vocale du robot simultanément à son mouvement ; (c), produit la salutation vocale commence après le mouvement du robot (0,3 s). La poignée de main avec le robot a été positivement évaluée par les participants. Les personnes préfèrent l'interaction quand la salutation vocale du robot précède ses mouvement.

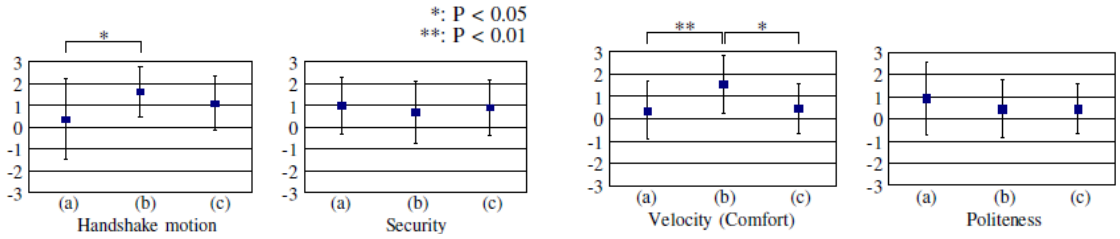


Figure 14. Analyse de la perception par les sujets des « paramètres humaines » du robot (extrait de (Jindai & Watanabe, 2011)).

I.2.3 - Approche haptique

L'approche haptique a pour but d'impliquer la poignée de main entre l'homme et une machine virtuelle. Le travail de pionnier de (Alhalabi & Horiguchi, 2001) a marqué une nouvelle orientation de la recherche dans le domaine de l'interaction physique entre deux personnes par des dispositifs haptique et un système

de réalité virtuelle. Les auteurs proposent une architecture présentée sur la Figure 15a ou le lien kinesthésique entre les utilisateurs distants est établi par un bras haptique Phantom. La simulation de l'interaction est montrée sur la sur la Figure 15b.

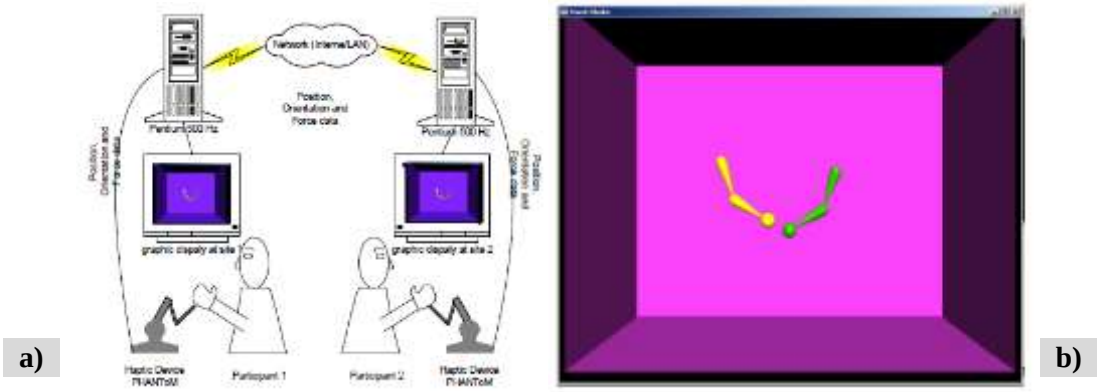


Figure 15. Techniques haptiques de l'organisation de l'interaction physique (extrait de (Alhalabi & Horiguchi, 2001)).

Les courbes expérimentales et les résultats quantitatifs sont absents dans la publication. Les auteurs présents les résultats de l'évaluation subjective simple en utilisant un questionnaire présenté sur la Figure 16a. L'objectif de ce questionnaire est de savoir dans quelle mesure le système pourrait produire des sensations convaincantes. L'analyse des données montre que la sensation haptique était compatible avec la sensation visuelle, jusqu'à 95%. L'interface n'était pas pleinement satisfaisante car le Phantom ressemble plus à un stylo porté dans toute la main qu'à une situation de poignée de main réelle. Seulement 70% de satisfaction a été exprimée et 62% convaincu avec le sentiment stimulé par rapport à la sensation de la poignée de main réelle.

a)

Convincing feeling	1–2–3–4–5–6–7	Unconvincing
Intuitive manipulation	1–2–3–4–5–6–7	Unnatural manipulation
Satisfied with the interface	1–2–3–4–5–6–7	Dissatisfied
Instant feeling of forces	1–2–3–4–5–6–7	Slow (delayed)
Haptic sense consistent with the visual sense	1–2–3–4–5–6–7	Inconsistence

b)

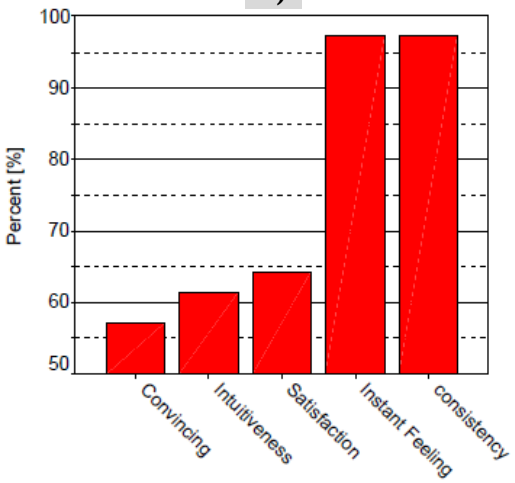


Figure 16. Evaluation subjective de la poigné de main avec un bras haptique : a) questionnaire ; b) résultats des mesures (extrait de (Alhalabi & Horiguchi, 2001)).

Dans (Wang, et al., 2009) les auteurs ont implémenté un contrôleur de type « position-based admittance controller ». Un haut niveau du contrôleur Figure 17a reçoit l'information haptique utilisée comme entrée pour un modèle de Markov caché. L'objectif de ce contrôleur est l'estimation de l'intention humaine et la modification de la trajectoire de référence appliquée à l'appareil haptique au cours de l'interaction.

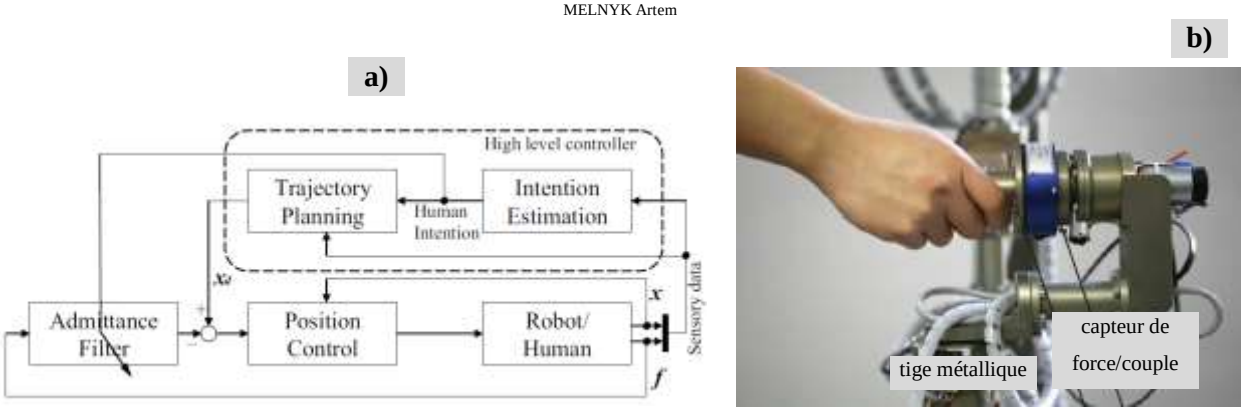


Figure 17. Approche haptique pour l'interaction avec le robot : a) contrôleur à deux niveaux ; b) bras haptique à 10 ddl (extrait de (Wang, et al., 2009)).

Le contrôleur de bas niveau utilise cette référence pour réaliser la poignée de main et se synchroniser au mouvement humain après une phase transitoire d'environ 5s. Pour une amplitude de la main d'environ 12 cm, les efforts enregistrées par un capteur de force vallent jusqu'à 30 N environ et la fréquence du mouvement 1.1 Hz.

Dans un travail plus récent (Giannopoulos, et al., 2011) les mêmes auteurs étudient la poignée de main en se basant sur de retour haptique, sans aucune représentation visuelle, c'est à dire que les sujets ont participé aux expériences les yeux bandés. L'interaction appelée 's-handshake' est simulée à travers le robot doté d'un capteur de force, en utilisant trois sources de trajectoire de mouvement. D'abord, le contrôleur bas niveau basé sur le modèle d'impédance virtuelle génère la trajectoire que doit exécuter le robot à 10 DdL (Figure 18a). Le contrôleur haut niveau basé sur un modèle de Markov caché est impliqué pour rendre solidaires et simultanés les mouvements réciproques (autrement dit, prendre en compte le phénomène de synchronisation du mouvement) entre le robot et l'humain. Enfin, l'humain participe physiquement avec le robot pour reproduire la trajectoire plus naturelle (Figure 18b) les yeux bandés. À la fin de l'expérience, chaque participant a été guidé dans une pièce séparée, où il a été invité à remplir un questionnaire post-expérimental. L'analyse comparative de l'évaluation subjective des conditions de la poignée de main a montré que les sujets préfèrent interagir avec l'humain (le plus haute note est 6,8/10 ±2.1). Le comportement du robot piloté par l'ensemble des contrôleurs, et notamment par le contrôleur a été évalué par la note 5,9/10 ± 2.2. La trajectoire générée par le contrôleur d'impédance virtuelle a été insuffisante pour établir le comportement naturel et l'interaction a reçu la note la plus basse (3,3/10±2.2). D'après les auteurs, la différence entre le robot avancé (qui est piloté par tous les deux contrôleurs) et l'homme est formellement significative. Dans ce cas le robot a reçu la note qui est presque identique à la note de l'être humain, et en fait, les scores de l'être humain sont loin d'être au maximum de 10. Les auteurs remarquent en effet une incertitude considérable dans la notation de la poignée de main avec un humain, ce qui signifie aussi que le robot (qui est piloté par les deux contrôleurs) a été évalué à peu près da la même façon que l'humain.

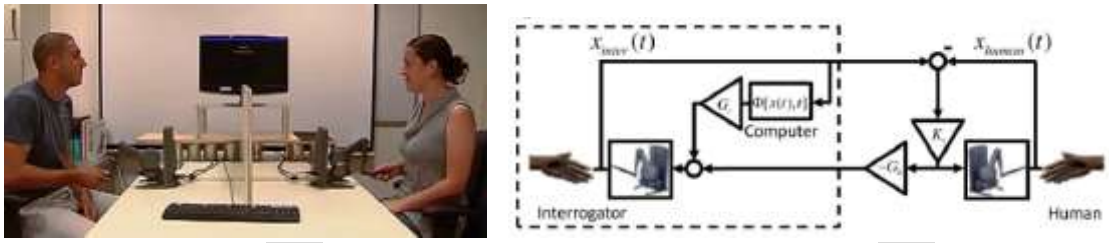
Dans (Wang, et al., 2011), toujours la même équipe présente les résultats expérimentaux de la poignée de main exécutée via un système de réalité virtuelle et un système haptique amélioré qui permet à un utilisateur humain de faire des poignées de main physiques avec un partenaire virtuel via l'interface haptique présentée précédemment. Afin de recréer l'environnement virtuelle, ils ont utilisé un casque de réalité virtuelle et une paire d'écouteurs pour le son à l'intérieur du monde virtuel (Figure 18c). Pour enregistrer les mouvements du corps et de la tête durant l'interaction avec le système virtuel, des capteurs de InterSense 900 (Intersense, 2011) ont été placés sur la tête, le dos et le poignet du participant. Un gant de données d'immersion (Systems, 2011) a été utilisé pour mesurer le mouvement de la main du participant afin qu'il soit recopié par son avatar.

Pour le robot les chercheurs utilisent l'approche précédente, c'est-à-dire, trois sources pour créer la consigne des trajectoires du robot : un contrôleur d'impédance qui imite une reproduction sophistiquée de la trajectoire préenregistrée. Le même contrôleur dans le niveau supérieur à base d'un modèle de Markov caché prend en compte l'intention humaine et transforme la trajectoire afin de synchroniser le mouvement, un humain qui devient une source de la trajectoire via une deuxième copie du robot. Pour l'ambiance virtuelle dix-huit personnages virtuels ont été créés avec des vêtements et des visages différents dans un environnement de type « bar à cocktails ». Les études expérimentales en utilisant les techniques ci-dessus et les questionnaires individuels pour un groupe de 21 personnes ont montré un avantage fondamental pour le robot interactif par rapport au robot de base, avec globalement une note très proche de la poignée de main de l'humaine.

a) **b)** **c)** **d)**

Figure 18. Interaction dans le monde réel via les contrôleur haptique avec le robot a) et l'humain b) et avec un personnage dans le monde virtuel c) et d) (extrait de (Wang, et al., 2011)).

Dans les travaux de (Karniel, et al., 2010) les auteurs ont proposé un « test Turing » pour l'intelligence motrice de deux dispositifs haptiques Phantom® exploités en utilisant l'API SenseGraphics H3D. Les résultats quantitatifs de l'interaction sont les suivant : l'amplitude moyenne des mouvements de la poignée de main était de 10,0 ± 1,0 cm, et la fréquence moyenne était de 2,5 ± 0,1 Hz.
Dans l'évolution de leur travail en 2012 (Avraham, et al., 2012), ils présentent trois modèles de la poignée de main de robot. Le but de ces expériences est d'appliquer le test de Turing pour améliorer le comportement du robot, pour qu'il soit le plus proche possible du comportement humain.



a) **b)**

Figure 19. Poignée de main via des appareils haptiques (extrait de (Avraham, et al., 2012)).

Les auteurs comparent trois modèles différents de poignée de main: 1) modèle appelé « Tit-for-tat » basé sur les rôles leader-suiveur et l'imitation, 2) lambda modèle basé sur les aspects physiologiques et biomécaniques, 3) modèle « iML-Shake » basé sur mécanisme d'apprentissage. Les modèles de « tit-for-tat » et un mécanisme d'apprentissage génèrent des poignées de main qui ont été perçus comme les plus humaines, mais sans différence notable entre elles. Les auteurs concluent qu'en en combinant les meilleurs aspects de chacun de ces modèles en un seul, cela pourrait permettre d'avancer sur la compréhension dont le système nerveux exploite les interactions sensori-motrices et d'améliorer encore la ressemblance humaine des poignées de mains robotiques.

I.2.4 - Approche EMG et EEG

Une approche basée sur l'électromyographie est utilisée pour estimer les mouvements du corps (Kwon & Kim, 2009) et (Kwon & Kim, 2011) sur la Figure 20. Ce travail n'est pas lié directement à la poignée de main, mais l'approche pour déterminer les paramètres et la prédiction du mouvement humain est intéressante. Elle est basée sur les mesures des activités musculaires des membres supérieurs et d'un réseau de neurones pour estimer les mouvements des membres supérieurs de flexion-extension comme le montre la Figure 20a. Cette approche semble être très efficace dans les tâches de coopération par interaction physique, y compris la poignée de main.

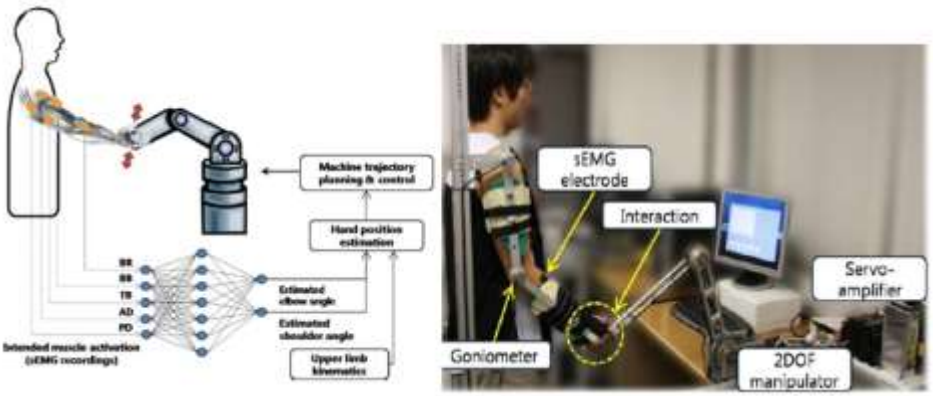


Figure 20. Calcul de l'intention humaine via des mesures électromyographiques (extrait de (Kwon & Kim, 2011)).

La méthode proposée a pour avantage de réduire le temps de retard inhérent du système. Les auteurs ont démontré que le temps de réponse a été réduit d'environ 80 ms, de sorte que la réponse du manipulateur était presque simultanée avec le mouvement de l'objet.

Dans le travail de (Vanello, et al., 2010) les auteurs représentent la poignée de main dans un contexte cognitif comme une tâche motrice complexe qui pose plusieurs défis du point de vue technique et du point de vue des neurosciences. Un paradigme expérimental de leur travail est d'étudier les corrélats neuronaux de la poignée de main entre les humains et entre les humains et les robots en utilisant l'imagerie par résonance magnétique. Une différence significative dans la durée de la poignée de main a été observée avec 3,2s ± 0,27 pour la poignée de main avec le robot et 2,2 s ± 0,49 s pour la poignée de main avec l'humain. Des mesures d'angle durant l'interaction de l'humain avec le robot et avec l'humain ont été faites mais pas de mesure de la force.

I.2.5 - Approche par oscillateur neuronale

Dans le travail de (Williamson, 1998) pour la première fois selon notre revue bibliographique, il est présenté une approche de la commande d'un bras de robot basé sur les propriétés dynamiques d'un circuit à réseaux de neurones oscillants. Les deux bras anthropomorphiques à 6 DdL utilisés dans cette expérience sont montés sur le robot humanoïde Cog (Brooks & Stein, 1994), Figure 21a. Ceux-ci ont été spécialement conçus pour interagir de manière stable et robuste avec des environnements non structurés. Le modèle de contrôleur est basé sur un oscillateur neuronal de Matsuoka (Matsuoka, 1985), avec inhibition mutuelle, comme illustré la Figure 21b. En étant piloté par ce contrôleur neuronal le robot a été utilisé pour se synchroniser avec la fréquence d'un pendule, effectuer un mouvement coordonné en tournant une

manivelle, et exploiter la dynamique d'un jouet «Slinky» pour coordonner le mouvement des deux bras. En exploitant, le couplage physique entre le bras et l'oscillateur neuronal, une gamme de comportements complexes peut être réalisée. Cependant, les auteurs n'ont pas abordé la question de l'interaction physique rythmique.

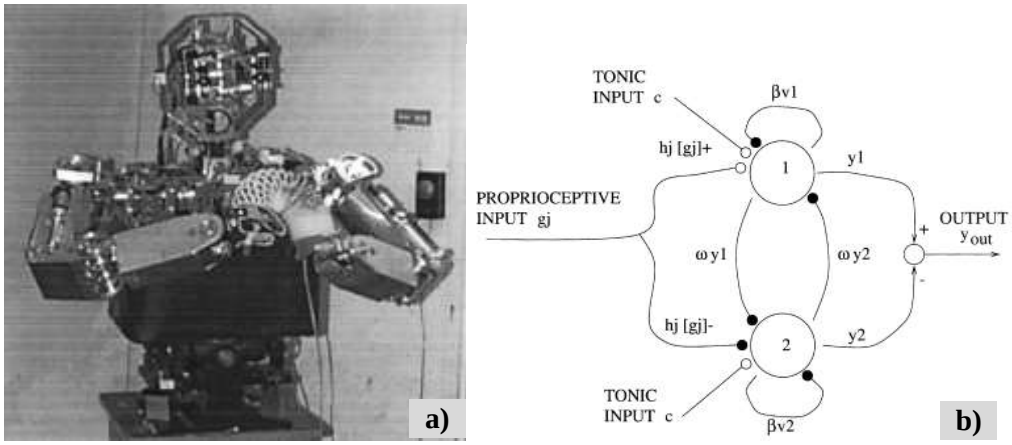


Figure 21. Robot humanoïde Cog avec les deux bras à six degrés de liberté et schéma de l'oscillateur neuronal (extrait de (Williamson, 1998)).

Dans (Kasuga & Hashimoto, 2005) les auteurs construisent un bras manipulateur à 5 degrés de liberté (Figure 22a) et utilisent un contrôleur neuronal (Figure 22b) pour le piloter durant l'interaction physique homme-robot tel que la poignée de main. Les oscillateurs neuronaux sont utilisés pour générer la consigne articulaire à partir de forces extérieures mesurées pour la synchronisation entre les mouvements de l'humain et du robot. Le contrôleur neuronal utilise un modèle d'oscillateur neuronal de Matsouoka pour synchroniser le mouvement lors de l'interaction.

La valeur du couple articulaire mesuré durant la poignée de main entre le robot et l'humain, les positions articulaires sont présentés sur la Figure 22c. La durée d'interaction physique présentée sur cette figure est 10 secondes avec une fréquence varie de 0.5 Hz à 0.6 Hz. L'analyse des données expérimentales montre un débattement du coude de l'humain de 40 dégrées par rapport au coude du bras robotique qui vaut 10 degrés.

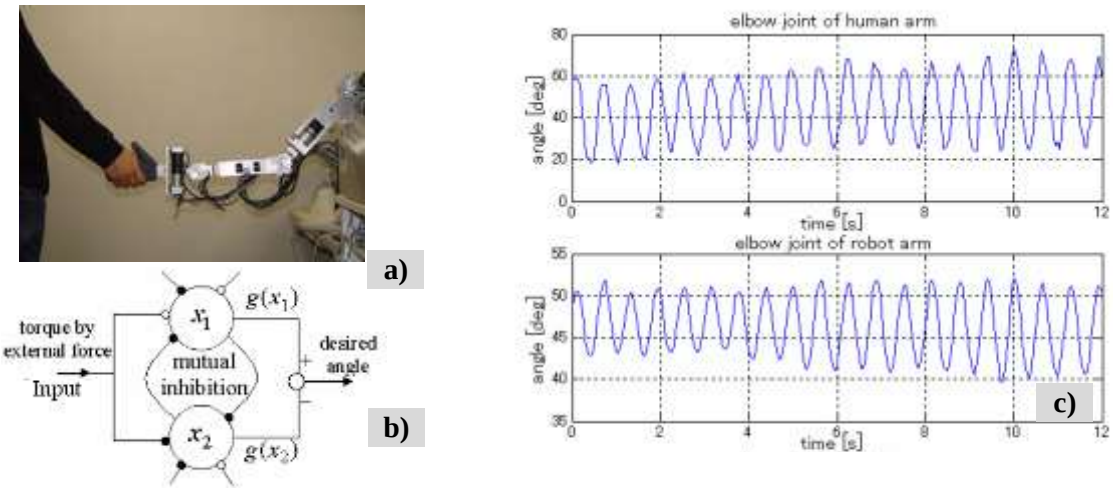


Figure 22. Expérience de la poignée de main entre le robot et l'humain a) architecture du contrôleur et résultats expérimentaux c) (extrait de (Kasuga & Hashimoto, 2005)).

I.2.6 - Approche par couplage dynamique

Les travaux présentés dans (Sato, et al., 2007), proposent une méthode de contrôle en ligne de la dynamique de l'interaction homme-robot. Le schéma structurel est présenté sur la Figure **23**a. Les auteurs présupposent que le mouvement de l'humain est généré par la dynamique et le couple d'interaction mutuelle qui est pris comme entrée pour chaque dynamique et la sortie est la trajectoire désirée de chaque articulation. La modélisation a été réalisée de manière théorique sans validation expérimentale selon le modèle présenté sur le Figure **23**b.

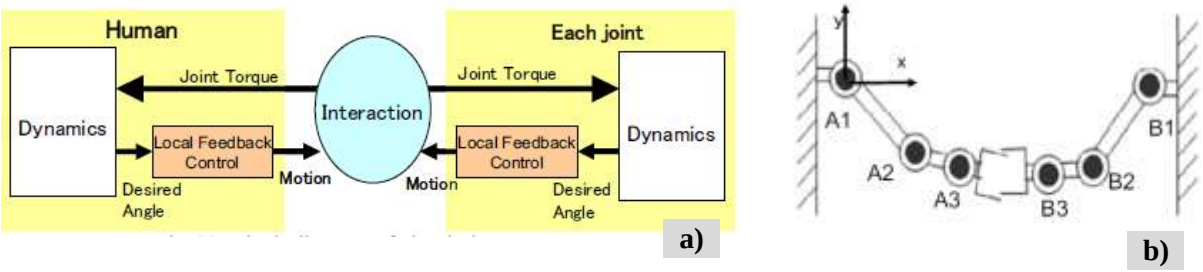


Figure 23. La conception du contrôleur de l'interaction physique et le modèle de la simulation de poignée de main (extrait de (Sato, et al., 2007)).

La simulation du comportement des deux bras montre que la synchronisation s'apparait très vite (entre 0.2 et 0.3 s) tandis qu'au départ les valeurs des fréquences initiales sont très proches et assez élevées (6.5 – 7 Hz).

I.3 - CONCLUSION.

Apres la revue de ces travaux scientifiques on peut déduire que le développement de systèmes artificiels de la poignée de main ou de leur contrôleur est encore à ses débuts. La question de la modélisation et du contrôle de la poignée de main par un système artificiel est considérée par les scientifiques provenant de plusieurs domaines comme la principale tâche d'interaction physique entre le robot humanoïde et l'être humain.

La complexité du phénomène vient du fait que les bras humains assurent le maintien de la compliance durant l'interaction. Après, on sait que chaque participant humain apporte des incertitudes dans l'interaction en fonction de ses intentions qui ne sont pas directement mesurables. Enfin le contexte de l'interaction et les traits de caractère de la personnalité influent sur ce phénomène social. La prise en compte de ces phénomènes et la réponse à ses questions de base permettront au chercheur de reproduire un tel phénomène avec un système robotique.

Le chapitre suivant est consacré à une série d'expériences que nous avons menées sur la mesure des caractéristiques physiques de la poignée de main.

II - CARACTERISTIQUES QUANTITATIVES DE LA POIGNEE DE MAIN ENTRE LES HUMAINS

II.1 - INTRODUCTION 38
II.2 - SYSTEME D'INSTRUMENTATION PROPOSE 38
II.2.1 - Protocole expérimental de calibrage 40
II.2.2 - Expérimentations préliminaires de la poignée de main 43
II.3 - RESULTATS EXPERIMENTAUX DE POIGNEE DE MAIN ET LEUR TRAITEMENT 45
II.3.1 - Contexte social et durée d'interaction 45
II.3.2 - Campagne de mesures et corpus de données. 46
II.3.3 - Mesures de synchronie 46
II.3.4 - Poignées de main de courte durée 47
II.3.5 - Poignées de main de longue durée 50
II.3.6 - Analyse statistique de la synchronie de la poignée de main 53
II.4 - CONCLUSION 54

Afin de mieux comprendre la nature du phénomène de poignée de main chez l'être humain, il est important d'effectuer des mesures quantitatives des caractéristiques observées quantitativement dans les travaux présentés au chapitre precedent dans le chapitre 2.

Dans ce chapitre, nous presentons et nous utilisons un système de mesures que nous avons construit à l'Université Nationale Technique de Donetsk. Ce système se compose d'un gant instrumenté d'un réseau de capteurs. Il capte et enregistre les caractéristiques du mouvement lors de la poignée de main et notamment les forces aux points de contact des paumes, les vitesses et les accélérations des membres supérieurs. Le système que nous avons construit équipe le bras humain de capteurs inertiels et de résistances sensibles à la force fixées sur un gant Le système que nous avons construit équipe le bras humain de capteurs inertiels et de résistances sensibles à la force fixées sur un gant. Il est présenté à la section suivante.

II.1 - INTRODUCTION

Le premier gant de données de ce type (ou gant électronique, gant numérique, gant sensitif) « Le Sayre Gant » a été créé par « Electronic Visualization Laboratory » en 1977. En 1982, Thomas G. Zimmerman a déposé un brevet (Zimmerman, 1985) pur un capteur de flexion optique monté dans un gant pour mesurer la flexion du doigt. Un autre gant a été proposé en 1984 par Dr. Grimes de AT&T Lab. De nombreux autres systèmes ont été proposés depuis. Certains auteurs ont élaboré des appareils de communication pour handicapés (Kuroda, et al., 2004). D'autres ont utilisé des dispositifs sensibles à la force pour la robotique et le divertissement (Tarchanidis & Lygouras, 2003), ou pour la recherche biomédicale et la réadaptation (Karime, et al., 2011), et d'autres sont basés sur les prototypes de gants de données (Bianchi, et al., 2012). Des pratiques de gants instrumentés pour la comanipulation avec un bras robotique ont été proposés (Paredes-Madrid & Gonzalez de Santos, 2013), et pour doter le robot du sens du toucher (Buscher, et al., 2012).

Tous ces gants sont prévus pour des objectifs différents mais comme interface entre l'homme et l'ordinateur ou entre l'homme et le robot. A notre connaissance, seul (Augimeri, et al., 2010)propose un système instrumenté pour mesurer la poignée de main entre deux personne (Figure 24a). Il consiste en un dispositif à base d'un accéléromètre à trois axes porté sur le poignet humain. Pour la recherche qui nous intéresse, dans le contexte de l'interaction physique rythmique entre personnes cette conception est insuffisante à cause du placement des capteurs au poignet et non sur la main et l'absence des mesures de la vitesse et des forces du contact.

Pour les mesures des paramètres de l'interaction entre le robot et l'humain un gant porté a été proposé pour mesurer la position des doigts de la main et leur mouvement (Vanello, et al., 2010). Ce gant est constitué d'un réseau de capteurs à base de conducteurs élastomères piézorésistifs intégrés répartis dans un tissu élastique (Vanello, et al., 2008) (Figure 24b). Plus récemment (Kim, et al., 2013) ont publié des travaux utilisant un gant pour des études de la dynamique du mouvement de la poignée de main. Un gant placé sur le bras manipulateur est doté de 9 capteurs sensibles à la force (Figure 24c).

a) **b)** **c)**

Figure 24 Gants de données pour l'étude de l'interaction homme/homme ou homme/robot (extrait de (Augimeri, et al., 2010; Vanello, et al., 2008; Kim, et al., 2013))

II.2 - SYSTEME D'INSTRUMENTATION PROPOSE

Le gant que nous proposons (Figure 25) est équipé d'un capteur inertiel ayant six dégrées de liberté et de six résistances sensibles à la force. Cet appareillage permet d'accéder aux paramètres dynamiques du mouvement de la main telle que l'accélération et la vitesse et aux valeurs de la force d'interaction entre les mains. Deux capteurs de force sont collés sur la paume du gant et quatre sur les parties latérales supé-

rieures et inférieures afin de mesurer la surface de contact entre les deux mains pendant l'interaction (voir la Figure 26). La liste complète des capteurs est donnée dans le Tableau 9.

Tableau 9. Capteurs utilisés

Valeur mesurée	*Capteur*	*Variation*	*Entrées analogiques*
Accélération apparente, r_H	ADXL335	±3g	A0..A2 et A6..A8
Vitesse angulaire, ω_H	LY530	300 s^{-1}	A3 et A9
Vitesse angulaire, ω_H	PR530	300 s^{-1}	A4, A5 et A10, A11
Force, f_{Hi}	FSR	10 kg	A12…A14 et A15.1 …A15.8

Les valeurs d'accélérations et des tensions provenant des capteurs de force sont acquises en temps réel avec un temps d'échantillonnage de 20 ms par un microcontrôleur (ATmega2560, 16 MHz) et envoyées via un bus USB pour un enregistrement après filtrage et transformations du système de coordonnées. L'architecture du système de mesure est présentée sur la Figure 27. Les caractéristiques détaillées des capteurs et des éléments supplémentaires sont présenté dans l'annexe 3.

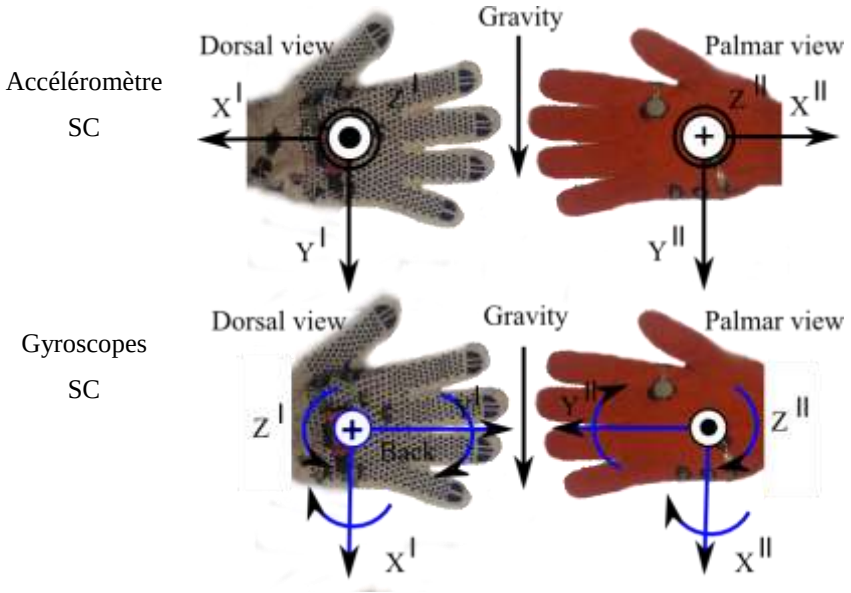


Figure 25. Gants de données (sujets I et II) avec le système des coordonnées locales (SC) des accéléromètres a) et des gyroscopes b).

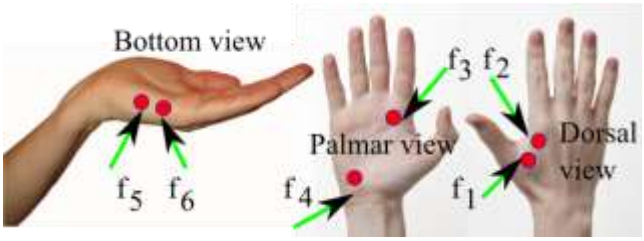


Figure 26. Topologie d'emplacement des résistances sensibles à la force sur les différentes parties de la main droite.

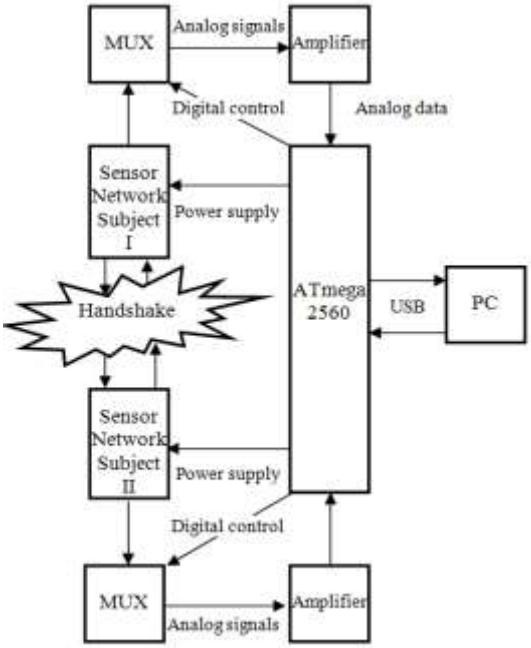


Figure 27. Architecture du système proposé pour la mesure des paramètres du mouvement durant la poignée de main.

II.2.1 - Protocole expérimental de calibrage

Pour obtenir des mesures précises, nous avons défini un étalonnage en trois étapes. Durant la première étape la personne est immobile dans la position naturelle debout (bras abaissé le long du corps). L'ensemble des valeurs acquises sur chaque axe par le sous-programme d'étalonnage est moyenné pour chaque axe dans un intervalle de 5 secondes. Ces valeurs moyennes sont utilisées comme offset pour déterminer la vitesse angulaire de chacun des trois axes du gyroscope analogique suivant l'éq. (1).

$$\omega_i = k\left(U_{ADC} - U_{offset}\right) \tag{1}$$

où U_{ADC} : tension après conversion analogique-numérique;

U_{offset} : tension de décalage obtenu dans la phase d'étalonnage ;

k : paramètre de sensibilité du capteur (donné par le constructeur, voir Annexe 3).

Le sous-programme de calibrage permet de régler la sensibilité de l'accéléromètre en utilisant l'équation eq. (2), car dans la position de repos du bras, la somme géométrique des accélérations est égale à un.

$$\left|\vec{a}\right| = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \tag{2}$$

où a_x, a_y a_z : accélérations mesurées selon les axes de la Figure 25.

La deuxième étape du calibrage consiste à reproduire les mouvements du poignet : pronation / supination (rotation dans le plan sagittal), flexion / extension (rotation dans le plan vertical) et déviation ulnaire / radiale (rotation dans le plan frontal) (Figure 28).

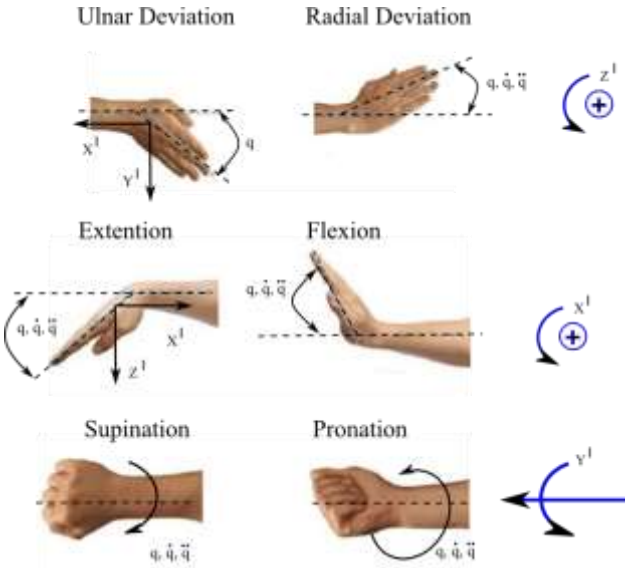


Figure 28. Les six mouvements élémentaires du poignet (extrait de [Karime et al, 2011])

Dans la troisième étape du calibrage, le sujet approche sa main à la hauteur de sa poitrine et appui trois fois sur chaque capteur de force avec une force moyenne. Cela permet de vérifier le fonctionnement du système en temps réel par l'opérateur sur un écran d'ordinateur. Chacun des sujets effectue ces mouvements à son propre rythme et intensité.

Un ensemble typique de données provenant des capteurs inertiels est tracé sur les Figure 29 et Figure 30. On peut voir respectivement les valeurs des accélérations du poignet de la main sur les trois axes et des vitesses angulaires lors de la seconde étape de calibrage pour les mouvements de deux personnes différentes. Les données des capteurs de force sont représentées sur la Figure 31.

On observe que la main effectue les mouvements de pronation / supination avec une accélération maximale de ± 0,4 g. La flexion / extension est plus rapide à ± 0,5 g et enfin, les déviations ulnaire / radiale ont une accélération encore plus rapide de ± 1,0 g.

La Figure 30 représente les vitesses angulaires des mains. La première sous-figure montre que la main se déplace dans un plan vertical au cours de la déviation radial / ulnaire et que le mouvement rotatif s’effectue principalement autour de l’axe horizontal. La seconde sous-figure montre les vitesses dans le plan horizontal pendant le mouvement de flexion / extension. La troisième sous-figure montre les vitesses durant la pronation / supination. Les mouvements effectués sont de nature purement personnelle, mais il convient de noter qu’ils atteignent la plage de sensibilité maximale du capteur de vitesse (500 degrés par seconde). Pour les deux autres mouvements la vitesse est dans la plage de sensibilité. La fréquence moyenne des mouvements va de 1 à 1,5 Hz.

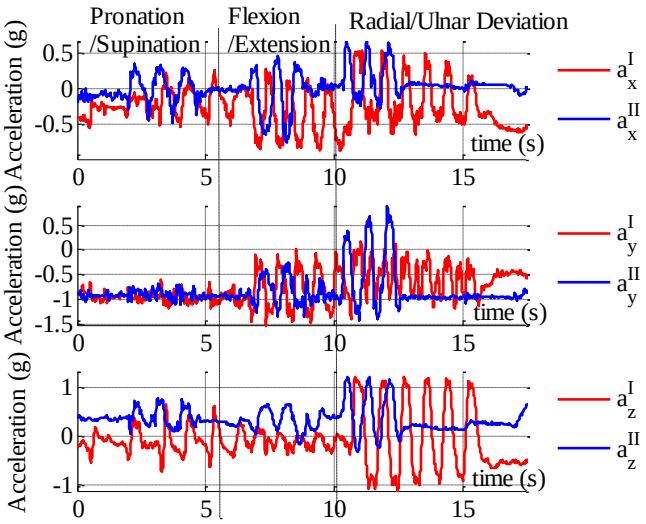


Figure 29. Accélérations des mouvements d'étalonnage pour deux personnes mesurés dans le système de coordonnées du capteur (sujet I en rouge et sujet II en bleu).

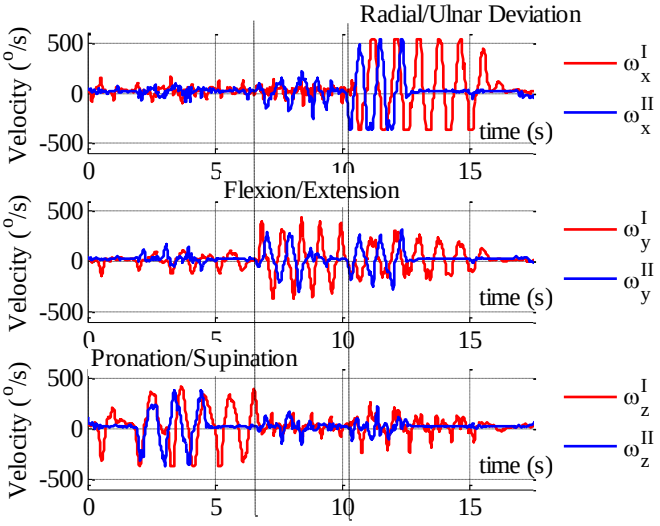


Figure 30. Vitesses angulaires lors des mouvements d'étalonnage de deux personnes mesurése dans le système de coordonnées du capteur (sujet I en rouge et sujet II en bleu).

Les courbes de la Figure 31 montrent les forces mesurées par les six capteurs de force au cours des touchés indépendants (l'ordre des touchés durant cet essai ont été effectués conformément à la Figure 26). La valeur moyenne de la force mesurée varie de 4 à 9 N donc elle est dans la plage des valeurs des capteurs.

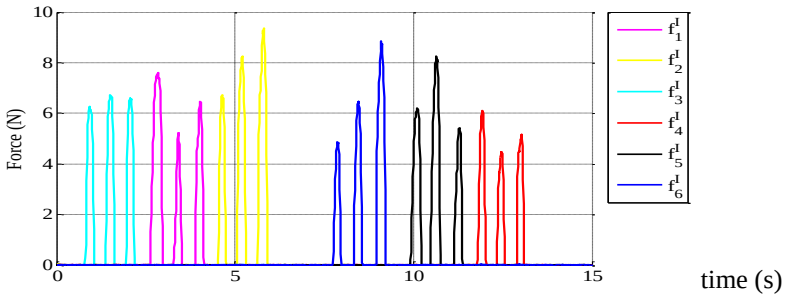


Figure 31. Valeurs des forces durant la procédure d'étalonnage par une personne.

II.2.2 - Expérimentations préliminaires de la poignée de main

Deux sujets portent le système de capteurs décrit précédemment après avoir accompli tous les tests de calibration (Figure 32). Les personnes sont autorisées à se regarder et à se parler entre elles durant le serrage de la main, afin de produire un comportement plus naturel et avoir des mesures expérimentales de serrage de la main proches de l'ordinaire. Les personnes sont situées à une distance suffisante, pour ne pas faire des mouvements supplémentaires dans l'espace durant l'essai.

Figure 32. Deux sujets portant le prototype du système de mesure durant l'interaction.

Les accélérations et vitesses angulaires mesurées dans le système de coordonnées du capteur durant la poignée de main sont tracées sur la Figure 33a et Figure 33b respectivement.

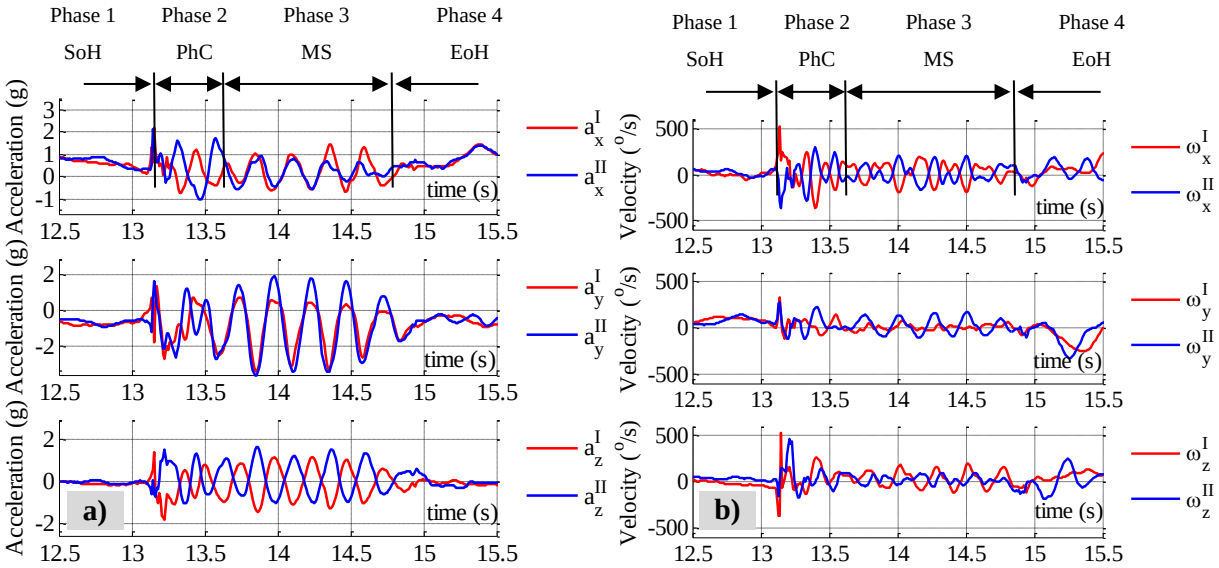


Figure 33. Accélérations et vitesses angulaires mesurées dans le système de coordonnées du capteur durant la poignée de main (sujet I en rouge et sujet II en bleu).

Les sous-figures de la Figure 33a présentent les accélérations mesurées pour chaque sujet I et II, a_x^I et a_x^{II} dans le plan sagittal, a_y^I et a_y^{II} dans le plan frontal et le a_z^I et a_z^{II} dans le plan horizontal selon la Figure 25. Les sous-figures de la Figure 33b présentent les accélérations mesurées pour chaque sujet I et II, ω_x^I et ω_x^{II} autour de l'axe frontal ; ω_y^I et ω_y^{II} autour de l'axe sagittal ; ω_z^I et ω_z^{II} autour de l'axe frontal.

Les courbes montrent que nous pouvons décomposer l'interaction en quatre phases. Dans la phase 1 (Start of Handshaking SoH), un contact visuel est établi et les personnes rapprochent leurs mains à serrer. Dans la phase 2, un contact physique (Physical Contact, PhC) est établi et les participants sont dans la phase initiale de l'interaction physique, la synchronisation de leurs mouvements commence de manière inconsciente. Dans la phase 3, les mouvements sont mutuellement synchronisés (Mutual Synchronisation MS) et il y a une poignée de main stable. La phase 4 correspond à la fin de poignée de main et le contact physique est interrompu (End of Handshaking, EoH), les mains se replacent librement vers les corps des sujet et ceux-ci marquent une pause avant la répétition d'un autre serrage de la main.

La phase d'approche (SoH) est visible sur l'intervalle de temps [12,5 s -13,3 s] jusqu'au contact physique qui est confirmé par les capteurs de force. Ensuite, de 13,3 à 13,6 s, les sujets interagissent physiquement et commencent la synchronisation de leurs mouvements inconsciemment (MS). Dans la phase suivante, de 13,6 à 15,9 s, on peut remarquer la stabilité du rythme et la synchronie du mouvement des poignées de mains. Après t = 14.8s, le mouvement rythmique est interrompu par la fin de l'acte de serrage de la main (EoH). La valeur de la durée de la poignée de main est égale à environ 3,5 s avec des valeurs d'accélération maximales atteignant 3g. On retrouve les 4 phases sur la mesure de vitesse angulaire. Dans la phase de synchronisation mutuelle, la vitesse maximale est de ± 200 deg/s, tandis qu'au début de la phase transitoire elle est de ±500 deg/s avant de s'amortir.

Notons que les valeurs trouvées ici sont celles en générale observées dans nos autres expérimentations.

Le groupe de capteurs de force permet de connaitre le moment, la durée et la répartition de la force de contact physique pour chaque sujet. La Figure 34 montre les valeurs des six capteurs de force lors de la même poignée de main. La première sous-figure montre les forces sur le côté supérieur de la main (capteurs f_1, f_2, f_3), et la seconde représente la force sur le côté inferieure de la main (capteurs f_4, f_5, f_6).

On voit bien que la partie inferieure subit une force périodique qui s'amortie à la fin de la poignée de main. Ces oscillations sont en phase avec l'accélération sur l'axe y.

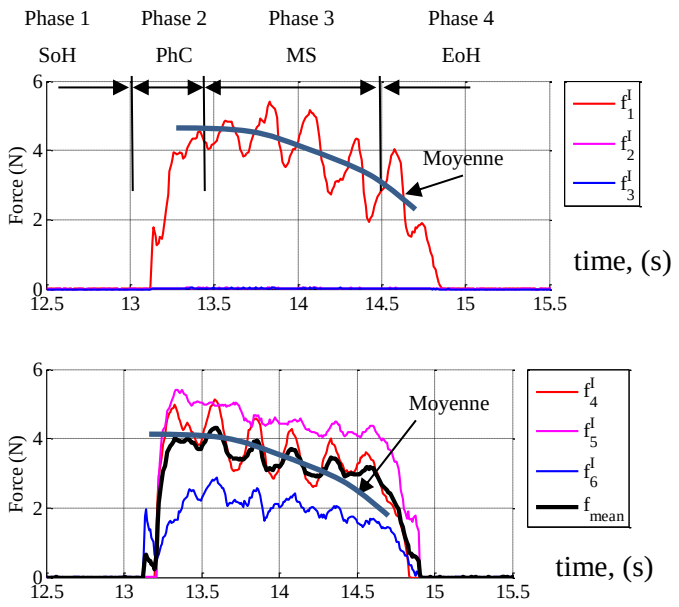


Figure 34. Valeurs de la force durant la poignée de la main.

II.3 - RESULTATS EXPERIMENTAUX DE POIGNEE DE MAIN ET LEUR TRAITEMENT

II.3.1 - Contexte social et durée d'interaction

Selon (Huwer, 2003) le contexte de l'interaction influe beaucoup sur la durée de la poigné de main. L'auteur propose six contextes généraux pour la poignée de main et leur durée: consolation (A), félicitation (B), salutations (C), adieu/merci (D), acceptation (E), rituel (F) comme le montre la Figure 35. Dans ce classement, la poignée la plus longue de main est de type A, dont la durée n'est pas supérieure à 1,9 secondes, avec un écart moyen de 0,4 secondes. Cependant, dans ses études expérimentales l'auteur a observée des durées maximales de 3,9 secondes. Cette poignée de main a été étiqueté par Huwer comme « consolation-new ».

Une poignée de main habituelle, qu'on réalise au quotidien pour se saluer de l'un à l'autre, correspond au contexte de salutations (C) c'est celui de nos expérimentations. Nous proposons en plus de réaliser une poignée de main longue de scenario « consolation-new » selon (Huwer, 2003). Ce type d'interaction, en vie professionnelle, finalise une phase de conversations importantes entre deux personnes.

Notre étude est consacrée à deux types de poignée de main (consolation et salutation) que l'on peut donc considérer de courte durée (salutation) et de longue durée (consolation).

Pour notre étude deux personnes ont été équipées de notre système de capteurs. Elles sont informées du protocole d'interaction et elles commencent une poignée de main habituelle, peuvent se regarder et se parler pour approcher les conditions expérimentales naturelles. Elles se tiennent à distance, de sorte qu'elles n'ont pas à faire des mouvements supplémentaires sauf la poignée de main. Avant de commencer les poignées de main, elle effectue la procédure d'étalonnage en trois étapes décrite en chapitre II.

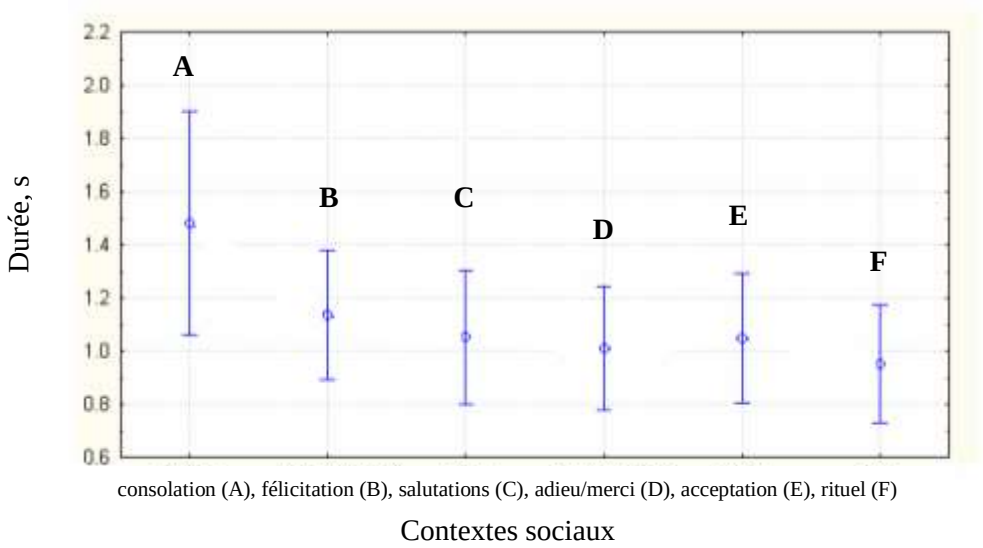


Figure 35. Effet principal du contexte social sur la durée de poignée de main (figure extraite de (Huwer, 2003)).

II.3.2 - Campagne de mesures et corpus de données.

La campagne de mesures de la poignée de main avec notre prototype a été menée à l'Université Nationale Technique de Donetsk. Durant cinq jours on a mené l'expérimentation avec 31 couples différents composés de deux codeurs de comportement en alternance. Chaque jour de la campagne ont participé 5 étudiants de l'Université environ (19 hommes, d'âge: 19-22, âge moyen: 21,5, SD: 0,98).
Apres avoir invité les participants un par un, on les a instrumenté avec le système de mesures puis après les explications de l'ordre des mouvements pour calibrer on enregistre et on vérifie les données. Dès qu'un couple de participants est prêt, on explique le contexte particulier de la poignée de main en on commence l'enregistrement des paramètres d'interaction des bras. On a proposé aux participants d'effectuer la poignée de main cinq fois avec une pause entre chaque. La première expérience concerne la poignée de main appelée « courte », la deuxième concerne la poignée de main « longue ». Durant ces expériences les codeurs mémorisent la rythmicité de la personne et pour les deux prochaines interactions (on propose aux participants de répéter les cinq poignées de main) ils essayent d'influencer le rythme en l'accélérant on en le ralentissant. Afin de chercher la capacité de la personne à s'adapter aux changements de comportement du codeur durant la poignée de main. Ces deux derniers ne sont pas examinés dans le cadre de la présente recherche , mais seront utilisés pour les analyses futurs.
Ces quatre types de poignée de main sont enregistrés sous forme numérique avec la photo du couple et avec les résultats du test de traits du caractère afin de former un corpus de données

II.3.3 - Mesures de synchronie

Sur la Figure 33 la phase de l'interaction physique [13,3 s -15,9 s] est divisée dans deux parties. On voit que sur l'intervalle de temps [13,3 s -13,6 s] a lieu un phénomène transitoire avec l'amplitude abaissée et la fréquence plus élevée en comparaison avec l'intervalle de temps suivant [13,3 s -15,9 s] où on voit le changement simultanés des paramètres du mouvement. La synchronicité entre deux signaux est un phénomène émergent et il porte une signature important du comportement durant l'interaction. C'est pourquoi il devra être quantifié par de calculs, je propose donc d'étudier la dynamique de l'interaction physique pendant une poignée de main pour examiner le phénomène de la synchronie. L'indice de verrouillage de phase (Phase Locking Value index PLV) est intéressant pour calculer la différence de phase entre les accélérations des deux mains humaines. Cette méthode est présentée par (Lachaux, et al., 1999) pour détecter la synchronie dans une bande de fréquences des signaux EEG. Le PLV est obtenu après filtrage et application d'une convolution avec une ondelette de Gabor complexe sur les deux signaux (cf. (Lachaux, et al., 1999) pour plus des détails). Dans le cas où la valeur PLV est proche de l'unité il s'agit de signaux synchronisés, ou non synchronisés si elle s'approche de zéro. Dans nos expériences, le PLV est définie par:

$$PLV_{I,II} = \frac{1}{N}\left|\sum_{t=1}^{N} exp\big(i(\emptyset_I - \emptyset_{II})\big)\right| \qquad (3)$$

ou $\emptyset_I,\ \emptyset_{II}$: phases des accélérations mesurées a_I(t) et a_{II}(t) au niveau du poignet des personnes I et II interagissant.
$(\emptyset_I - \emptyset_{II})$: différence de phases entre les deux signaux.
N : nombre d'échantillons composants la fenêtre de calcul.

Cette méthode a été utilisée par les chercheur (Hasnain, et al., 2012; Hasnain, et al., 2012) pour analyser la synchronisation involontaire durant l'interaction homme-robot.

II.3.4 - Poignées de main de courte durée

Un exemple de l'ensemble de cinq poignées de main courtes successives est présenté à la Figure 36 pour le sujet I et II. La première sous-figure montre l'accélération sur l'axe x (plan sagittal), les deuxième et troisième sous-figures représentent les accélérations sur les axes y (plan sagittal) et z respectivement (régime frontal). L'indice f_m est pour la force de préhension moyenne.

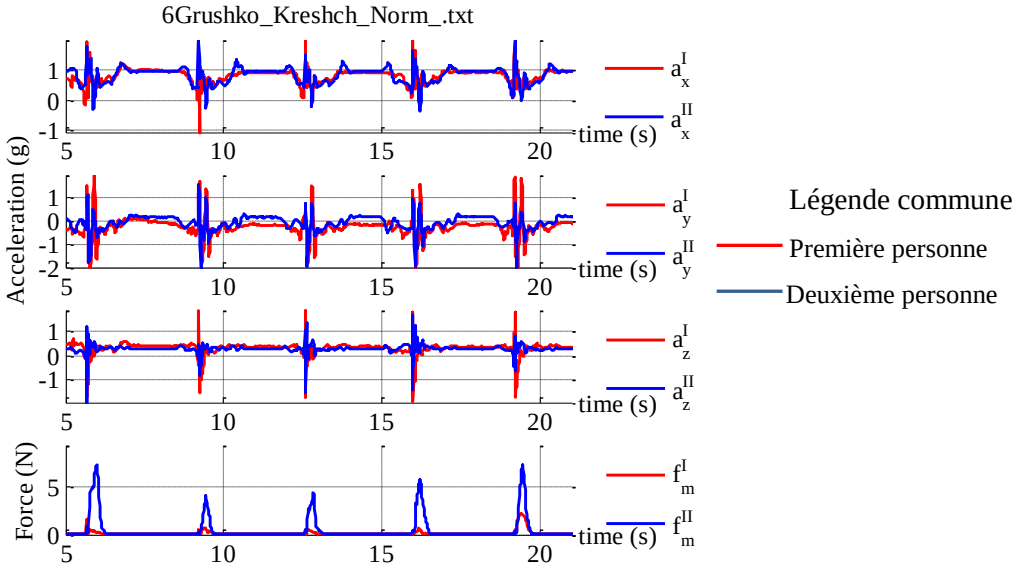


Figure 36. Accélérations et forces mesurées pendant cinq poignées de main (les axes z des deux sujets sont opposés (voir fig. 19)).

L'analyse statistique est représentée sur la Figure 41. Nous nous sommes intéressés par la représentation des données dans le domaine fréquentiel et l'état de la synchronie entre deux signaux durant l'interaction. En analysant plusieurs groupes des données nous avons constaté que la projection de l'accélération sur l'axe y possède une plus grande amplitude par rapport aux projections de l'accélération sur les axes x et z et convient plus pour le calcul de la synchronie.

Sur la Figure 37 est présentée une poignée de main de courte durée. L'analyse de l'indice de PLV montre que le couple n'a pas réussi à synchroniser parfaitement le mouvement des poignets durant cette interaction physique. Le début et la fin de l'interaction sont définis par l'information provenant de capteurs de force comme c'est indiqué sur la dernière sous figure de la Figure 37. La valeur de PLV est 0.5 environ ce qui constate l'absence de la synchronie. On peut donc définir trois phases différentes sans la phase de synchronisation mutuelle. Ce sont SoH (de 15.5 s à 15.95 s), PhC (de 15.95 s à 16.5 s) et EoH (de 16.5 s à 17 s). Les forces enregistrées sur les six points du contact prédéterminées montrent que personne I subit la force d'un Newton environ, mais elle serre la main de la personne II plus forte (codeur) de 5 Newton environ.

L'analyse du spectrogramme sur la Figure 38 permet de constater une fréquence principale de l'accélération du poignet durant le phénomène étudié. Le spectrogramme a été calculé avec logiciel Matlab pour le signal expérimental avec une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz, un fenêtrage de 600 ms et 95 % d'échantillons que chaque segment recouvre. Dans le cas illustre sur la Figure 38 la fréquence générale est 4,4 Hz.

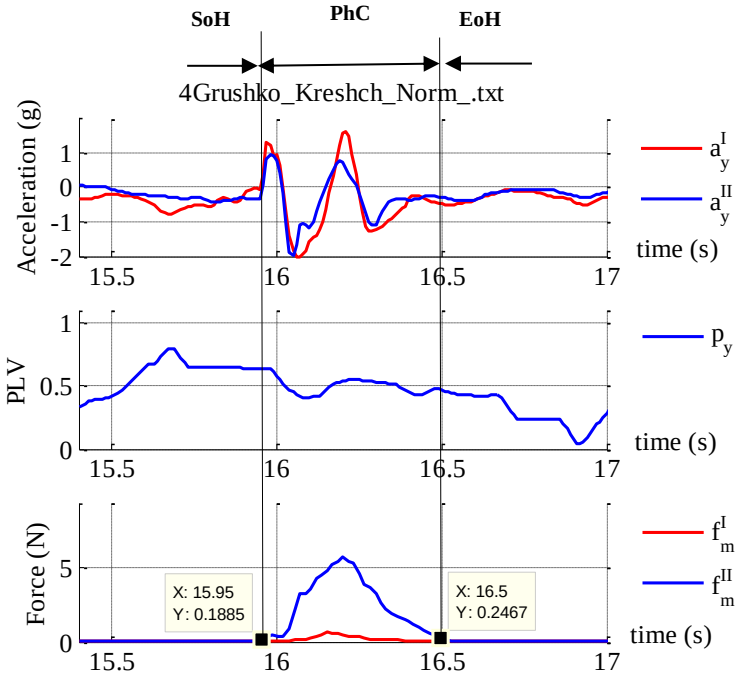


Figure 37. Extraction des phases d'interaction physique entre deux humains.

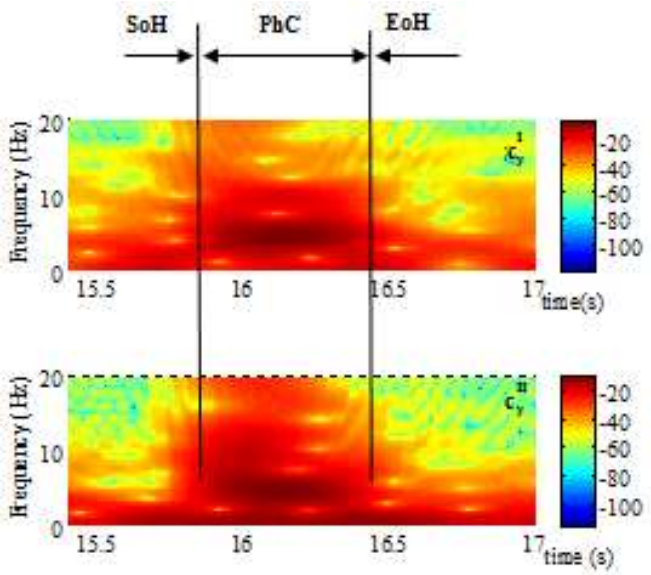


Figure 38. Spectrogramme de la poignée de main de court durée sans phase MS

Un autre exemple de la poignée de main de courte durée est présenté sur la Figure 39. Au contraire, durant cette poignée de main les personnes font des mouvements synchrones d'après la valeur de l'indice de PLV, et notamment une phase MS a lieu de 17.2 s à 17.5 s. Dans ce cas on peut retrouver les quatre phases. Cependant, il est particulièrement intéressant, de voir l'apparition de la perte de synchronie après la phase MS. L'analyse de la troisième sous figure montre que la personne I serre la main avec la force de 0,25 Newton environ, mais elle subit la force de serrage de la personne II (codeur) de 1 Newton environ.

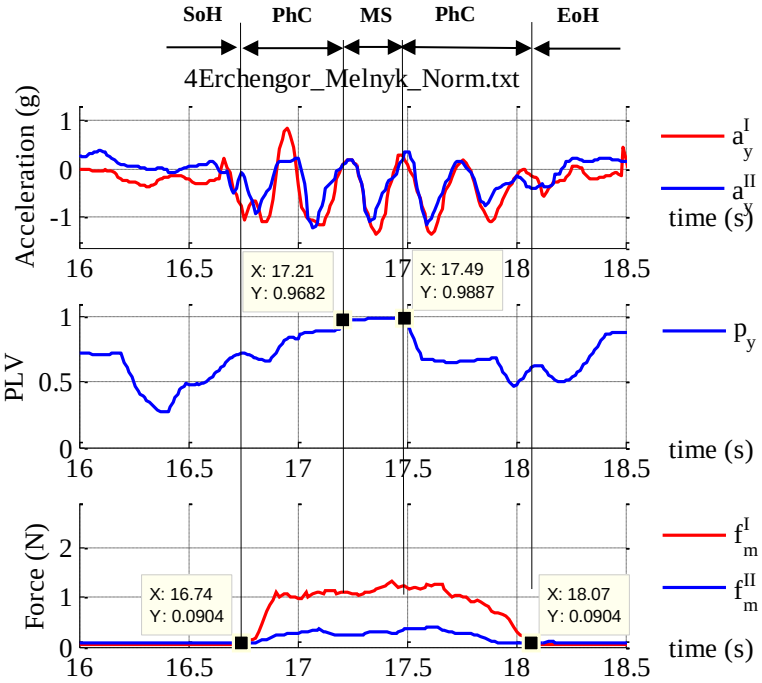


Figure 39. Extraction des phases d'interaction physique entre deux humains.

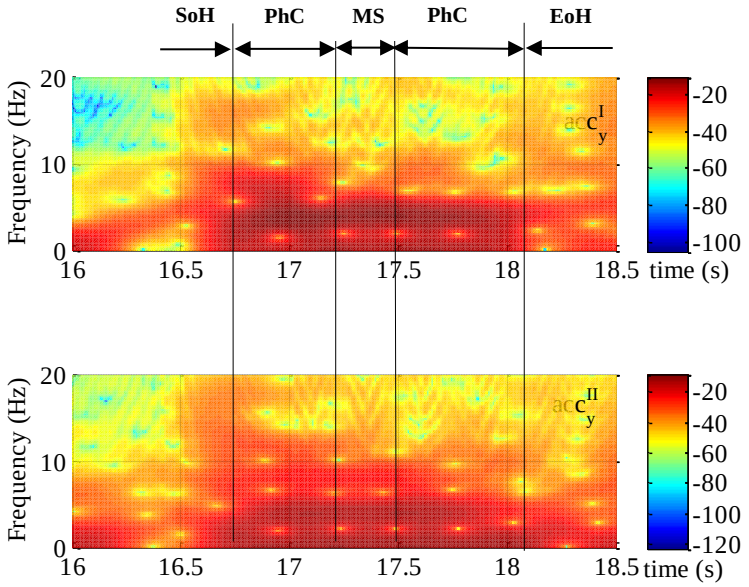


Figure 40. Spectrogramme de la poignée de main de court durée avec phase MS

Sur la Figure 41 les mesures de la durée des phases PhC et MS sont présentées. La somme des deux bâtons donne la durée de la poignée de main (la durée moyenne des cinq poignées de main réalisées par une dyade). La durée moyenne de la phase PhC est 0.51s. La durée moyenne de la phase MS est 0.75s. La durée moyenne de la poignée de main de longue durée est 1.26s (trait discontinu vert) avec l'écart-type 0.87s (deux traits discontinus magenta).

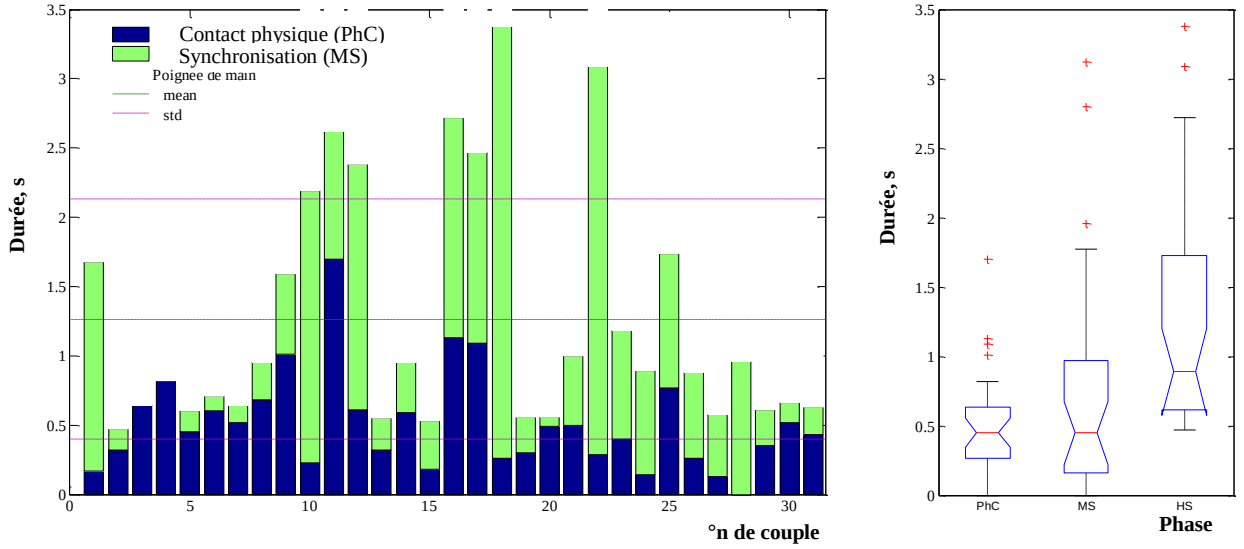


Figure 41. Analyse des phases PhC et MS de la poignée de main de courte durée pour les 31 couples humains.

II.3.5 - Poignées de main de longue durée

En conformité avec la séquence de la présentation et du traitement des données définie précédemment l'exemple de l'ensemble de cinq poignées de main de longue durée est présenté sur la Figure 42.

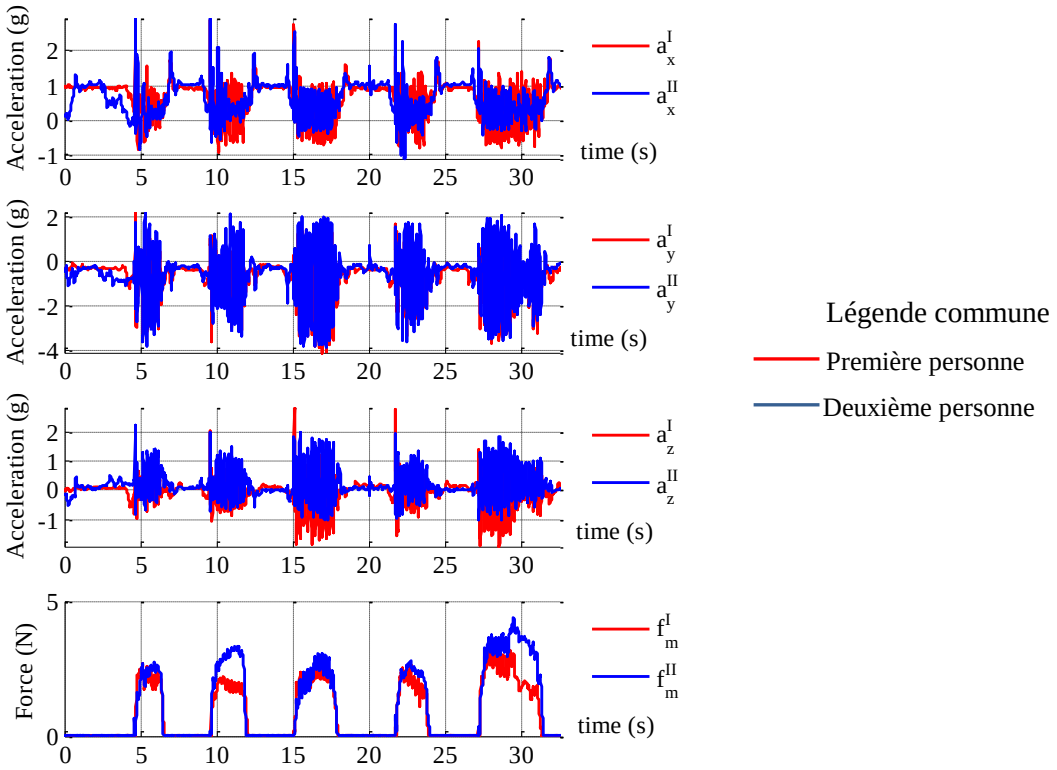


Figure 42. Accélérations et forces mesurées pendant une poignée de main.

L'analyse se focalise sur la troisième poignée de main de la Figure 42 (de 14 s à 19 s). La phase PhC est définie dans l'intervalle de temps à partir du premier contact mesuré avec les capteurs de force jusqu'à ce que la PLV devienne égal à 1. La phase MS est définie dans l'intervalle de temps où PLV est maintenu à 1 (c'est-à-dire le 100%). La valeur PLV indique que la synchronisation apparaît après 0,5 s (avant l'interaction, la valeur de PLV est faible) et est maintenue jusqu'à la fin de l'interaction. On retrouve les quatre phases (SoH, PC, MS, EoH).

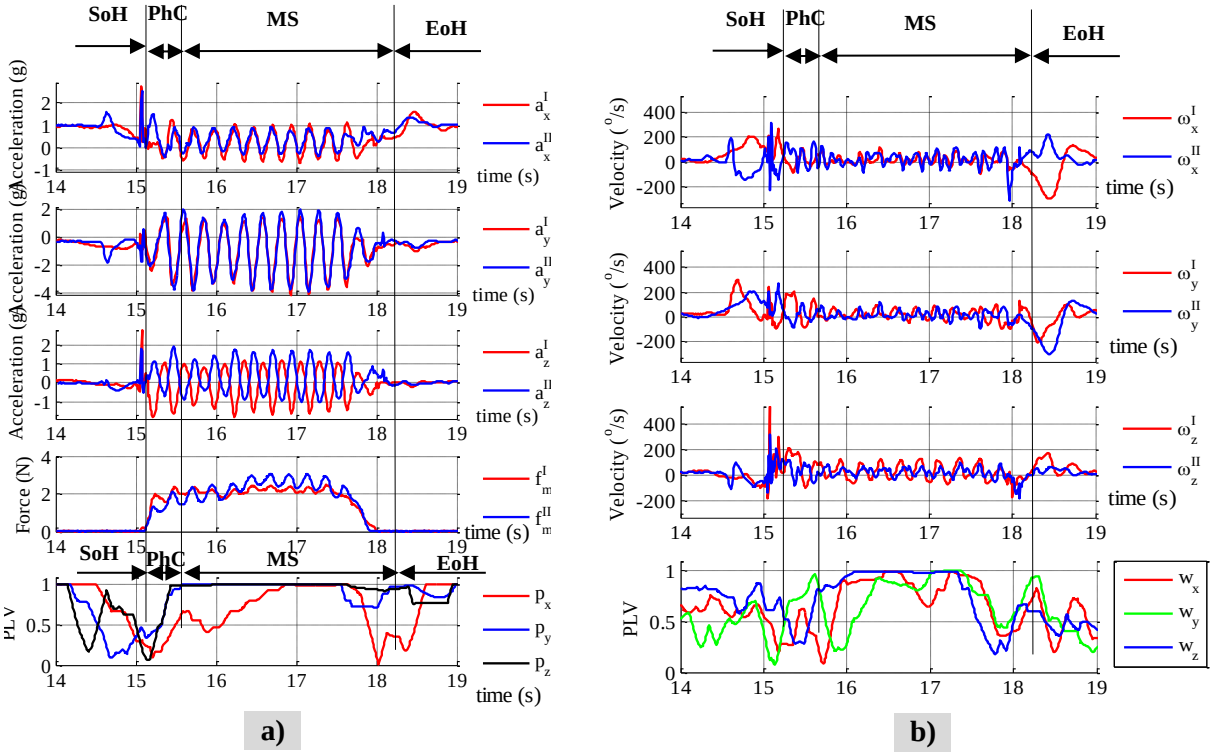


Figure 43. Mesure des paramètres du mouvement de poignées durant l'interaction: a) accélérations mesurées, force des six capteurs moyennées pour chaque gant et PLV calculé à partir des accélérations correspondantes ; b) vitesses angulaires mesurées et la valeur du PLV calculé à partir des vitesses correspondantes.

Les accélérations montrent également que le mouvement principal se produit dans le plan sagittal. En effet, les valeurs d'accélération sur les axes x et z doivent être modifiées en tenant compte de la rotation des axes pendant le mouvement (cette rotation n'est pas corrigée). Ainsi, les accélérations selon les axes x et z sont faibles par rapport à l'accélération sur l'axe y. Dans la suite, nous prenons donc l'accélération selon l'axe y pour analyser le mouvement. Les vitesses angulaires sont représentées sur la Figure 43b. Le PLV calculé à partir de ces signaux indique que la synchronisation commencer à 0,5 s plus tard par rapport à celle calculée avec l'accélération. Comme l'accélération linéaire exprime mieux la vigueur et la dynamique de la poignée de main. Nous décidons que la PLV sera calculée sur les accélérations a_y dans le reste de l'analyse.

La durée moyenne de ces deux phases pour toutes les dyades est présentée sur la **Figure 44**. La somme des deux bâtons donne la durée de la poignée de main (la durée moyenne de cinq poignées de main réalisées par une dyade). La durée moyenne de la phase PhC est 0.48s. La durée moyenne de la phase MS est 2.51s. La durée moyenne de la poignée de main de longue durée est 2.99s (trait discontinu vert) avec l'écart-type 1.49s (deux traits discontinus magenta).

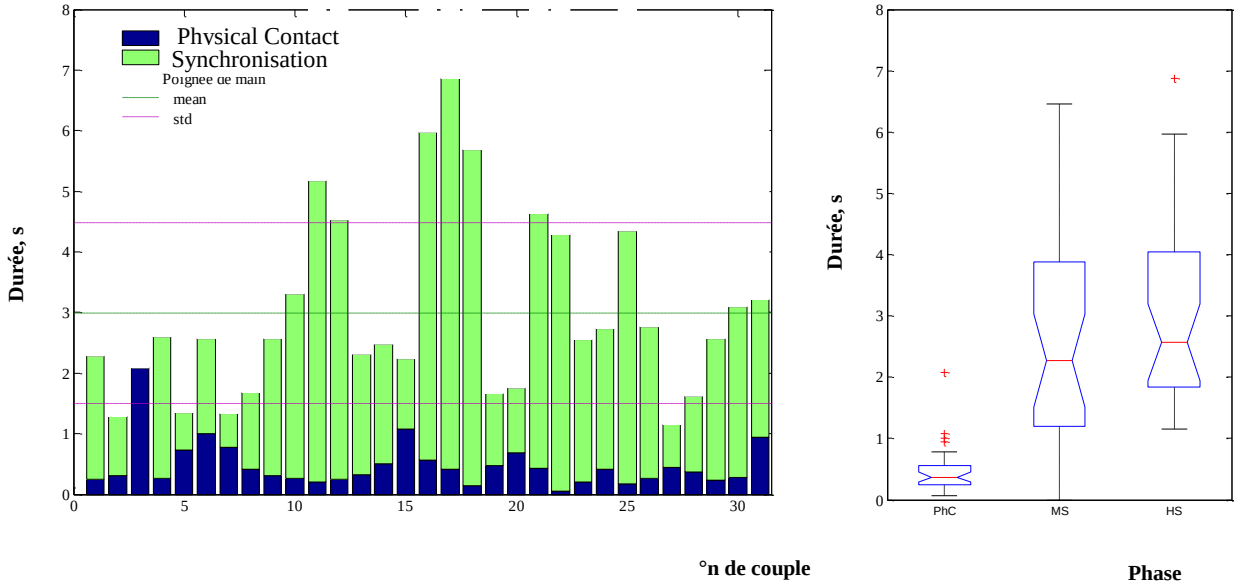


Figure 44. Analyse de durée de phase PhC et de phase MS durant la poignée de main longue pour les 31 couples humains.

L'analyse fréquentielle au cours de l'interaction physique est montrée sur la Figure 45. Une transformation de Fourier rapide (FFT) est appliquée aux signaux d'accélération au cours les phases PhC et MS. Pour les deux sujets, dans la phase PhC le spectre fréquentiel est réparti dans les deux grandes plages [1 Hz - 6 Hz] et [6 Hz - 10 Hz]. Pour la phase MS, une fréquence principale apparaît autour de 4 Hz avec une largeur de bande de 1.5Hz bien plus étroite que pour la phase PhC. Cette différence signifie que, lors de la poignée de main, il se produit un décalage de la fréquence d'un mouvement rythmique non synchronisé à un mouvement rythmique synchronisée stable. Ce phénomène est analysé statiquement dans la prochaine section.

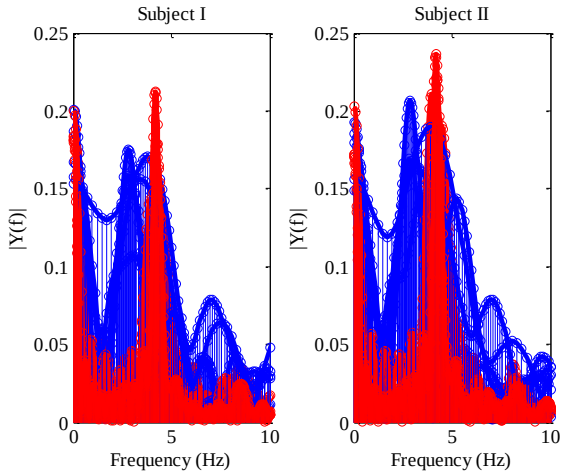


Figure 45. Vues superposées de 5 poignées de main d'une paire de sujets (phase PhC en bleu, la phase MS rouge). La fréquence égale à zéro correspond à des valeurs constantes dans les signaux, au début et à la fin de la poignée de main.

II.3.6 - Analyse statistique de la synchronie de la poignée de main

Visant à de futures expériences avec un grand nombre de personnes, des expériences préliminaires pour analyser les fréquences et les durées de la poignée de main ont été réalisées pour six couples composés parmi neuf personnes (hommes de 20 à 45 ans), soit 24 poignées de main au total. Le but de ces expériences était inconnu pour les participants.

Une analyse statistique de la fréquence représentée par la moyenne des spectres pour les deux phases est visible sur la Figure 46. Pendant la phase MS, une fréquence principale de 4,2 Hz avec une étroite bande de 1 Hz apparaît à nouveau. Pour la phase PhC, les fréquences sont réparties autour de 3,2 Hz avec une large bande large de 3 Hz. Les amplitudes sont sensiblement les mêmes dans les deux phases. Ainsi, lors de la prise de contact, les mouvements se synchronisent et accélèrent jusqu'à atteindre la fréquence d'environ 4 Hz et les deux membres supérieures humains sont couplés dans un cycle limite stable. Cela semble vouloir dire que les participants "ne sont pas encore familiers physiquement" avant la phase MS et lorsque la synchronisation apparaît les personnes sont « familiers » physiquement.

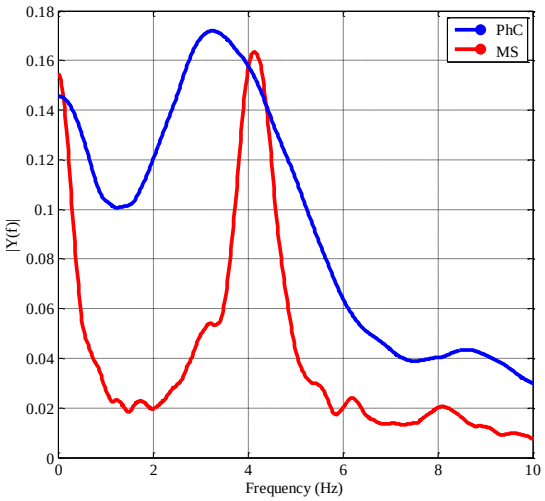


Figure 46. Moyenne des spectres (FFT) pour la phase PhC (ligne bleu) et la phase MS (ligne rouge) obtenues pour 24 poignées de main.

II.4 - CONCLUSION

Ce chapitre s'est focalisé sur l'aspect dynamique du mouvement de poignée de main chez l'humain pour mieux comprendre la nature du phénomène afin de reproduire avec un bras robotique. Pour cet objectif nous avons construit un prototype d'appareil mesurant les paramètres physiques lors l'interaction. L'accélération et la vitesse angulaire de la poignée ont été enregistrées avec les valeurs de la force dans les points de contact des doigts avec la main pour les deux sujets en utilisant une paire de gants instrumentés.

Nous avons révélé le phénomène de synchronie mutuelle durant la poignée de main appelé phase de MS avec une phase précédente dite Physical Contact (PhC). Ces deux phases qui composent le contact physique, avec les deux autres phases de début et de fin de la poignée de main représentent la totalité de l'interaction. Pour les poignées de mains de longue durée la synchronie s'effectue autour d'une fréquence de 3-4 Hz et l'accélération du mouvement a une amplitude de 2 G dans la population qui a participé à l'expérimentation. La durée de l'interaction dépend du contexte et vaut en moyenne 2.99 s pour les poignées de mains appelées longues et 1.26 s pour les poignées de mains de courte durée. Pour l'analyse fréquentielle à la place de FFT peut également appliquer la technique présentée dans l'Annexe 3.

Le prochain chapitre présente l'architecture du contrôleur pour le bras manipulateur basée sur des modèles neuronaux bio-inspirés et un mécanisme d'apprentissage. Nous allons poser un modèle de générateur du rythme identique à ceux développés pour la locomotion mais avec un mécanisme de plasticité neuronale intégré aux neurones rythmiques. Ce mécanisme vient moduler les paramètres de rythmicité des neurones oscillateurs en fonction de retour sensoriels du bras robotique.

III - CONTROLEUR BIO INSPIRE DES MOUVEMENTS RYTHMIQUES

III.1 - PRINCIPES GENERAUX DE LA NEUROPHYSIOLOGIE DE L'ACTIVITE MOTRICE 56
III.1.1 - Structure et complexité du système nerveux d'humain 56
III.1.2 - Structure du Système Nerveux Moteur 57
III.1.3 - Genèse du mouvement rythmique des membres supérieurs 59
III.1.4 - Conclusion 60
III.2 - CELLULE NERVEUSE ET MODELE MATHEMATIQUE 61
III.2.1 - Mise en évidence de l'approche neurobiologiste 61
III.2.2 - Base de la modélisation cellulaire neuronale 62
III.2.2.1 - Schéma électrique équivalent de la conductance membranaire 63
III.2.2.2 - Capacité de la membrane et bilan des courants 63
III.2.2.3 - Modèle de Hodgkin-Huxley 64
III.3 - CELLULES COUPLEES POUR LA PRODUCTION D'OSCILLATIONS VIA L'INHIBITION 67
III.3.1 - Modèle cellulaire de Morris-Lecar et couplage 67
III.3.2 - Modèle cellulaire de Rowat-Selverston 68
III.3.2.1 - Propriétés générales du modèle 68
III.3.2.2 - Comportement intrinsèque de la cellule 71
III.3.2.3 - Origines des oscillations et contrôle de leur fréquence 72
III.3.2.4 - Adaptation et règle d'apprentissage de la fréquence d'oscillation 72
III.3.2.5 - Modèle d'une paire de cellules avec inhibition réciproque 75
III.4 - MODELE DE GENERATEUR CENTRAL DE PATRONS RYTHMIQUES 75
III.4.1 - Modèle de neurones de formation de patrons rythmique 77
III.4.2 - Modèle de neurone sensoriel 77
III.4.3 - Modèle de motoneurone 77
III.5 - CONCLUSION 78

Dans ce chapitre nous introduisons brièvement l'architecture du système nerveux central et moteur chez l'humain pour montrer la place et le rôle des centres générateurs du rythme. Nous présentons le contrôle du robot à partir de ces modèles inspirés de biologie et la règle d'apprentissage des paramètres d'interaction physique entre le robot et l'humain.

Les principes de modélisation des cellules neuronales utilisées sont présentés sous forme des schémas équivalents électrotechniques et des équations différentiels. Le modèle du neurone de Rowat-Selverston est précédé de la présentation brève du modèle à compartiment et des propriétés des cellules. Les propriétés comportementales du modèle choisi et la régulation de la fréquence sont à la base de la règle d'apprentissage des paramètres du stimulus considéré comme un courant injecté. Ensuite, la conception du générateur central de patrons est présentée pour construire le contrôleur neuronal du robot.

III.1 - PRINCIPES GENERAUX DE LA NEUROPHYSIOLOGIE DE L'ACTIVITE MOTRICE

III.1.1 - Structure et complexité du système nerveux d'humain

Le système nerveux est un ensemble morphologique et fonctionnel qui intègre différentes structures nerveuses interconnectées. Avec le système endocrinien il fournit une régulation cohérente de l'activité de tous les systèmes de l'organisme et la réponse aux conditions changeantes de l'environnement interne et externe. Le système nerveux qui est une structure biologique très complexe est constitué de deux parties essentielles, le Système Nerveux Central (SNC) et le Système Nerveux Périphérique (SNP) qui sont présentés sur la Figure 47a. L'unité fonctionnelle du système nerveux est une cellule nerveuse appelée neurone. Le rôle des neurones qui sont de plusieurs types consiste à traiter l'information. Ils possèdent deux formes de prolongements bien particuliers qui les distinguent par rapport aux autres cellules du corps : les dendrites, qui se divisent comme les branches d'un arbre, recueillent l'information et l'achemine vers le corps de la cellule ; l'axone, généralement très long et unique, qui conduit l'information du corps cellulaire vers d'autres neurones via des connexions appelées synapses. Les axones peuvent aussi stimuler directement d'autres types de cellules, comme celles des muscles ou des glandes. La transmission chimique de l'influx nerveux amène l'axone et les dendrites à développer des structures spécialisées. Les dendrites possèdent ainsi des milliers " d'épines " qui bourgeonnent à leur surface. C'est vis-à-vis de ces épines que se situent les boutons terminaux des axones.

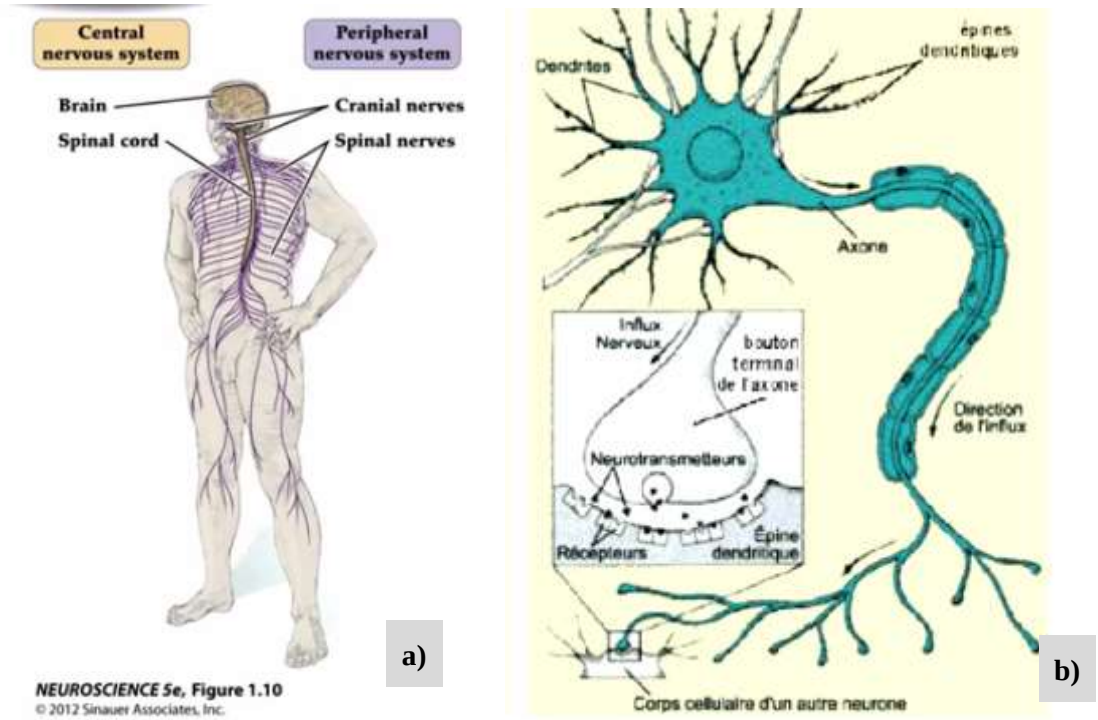


Figure 47 Grandes divisions du Système Nerveux (extrait de (Purves, et al., 2011))

Le SNP est anatomiquement mais pas fonctionnellement distinct du SNC. Sa partie autonome assure l'essentiel des fonctions végétatives, sa partie somatique assure la motricité.

Le cerveau humain est composé de plus de 100 milliards de neurones, dont chacun reçoit en moyenne 10 000 «entrées» de neurones voisins. Pour faire face à cette complexité, on se limite naturellement à modéliser des sous-réseaux fonctionnels bien définis du cerveau. Le SNC est chargé des fonctions suivantes : mouvements volontaires, perception, homéostasie et traitement des fonctions abstraites (cognition).

Le SNC est lui-même constitué de l'encéphale (cerveau et cervelet) et de la moelle épinière (ME). Cette architecture est telle que le cerveau peut être assimilé au niveau supérieur du contrôle et la moelle épinière au niveau inférieur. En effet, certains mouvements ne sont générés que dans la moelle épinière mais ils peuvent être modulés par le niveau supérieur. C'est pourquoi il a été observé chez certains animaux décérébrés des mouvements rythmiques synchrones permettant leur locomotion.

Le SNP est constitué par l'ensemble des nerfs rattachés au système nerveux central : nerfs afférents provenant des récepteurs périphériques chargés de percevoir les sensations (tactiles, thermiques, douleur..), nerfs efférents (ou nerfs moteurs) chargés de commander les muscles, ainsi que les récepteurs périphériques (voir Figure 47). Le SNP peut être décomposé en deux parties :

- le Système Nerveux Végétatif ou Système Nerveux Autonome qui régule les différentes fonctions automatiques de l'organisme (digestion, respiration, cœur. . .).
- le Système Nerveux Somatique (SNS) qui correspond au Système Nerveux Moteur (SNM) et sensitif.

C'est le SNS qui est responsable du maintien des postures, des mouvements volontaires et involontaires, ainsi que des sensations. C'est donc ce système qui intéresse les roboticiens pour trouver des solutions nouvelles dans la commande des robots. La compréhension de la neurophysiologie du geste moteur dans le but de transférer les connaissances acquises vers la robotique est donc un défi important car cela nécessite d'établir des modèles du système musculo-squelettique et du système nerveux moteur qui sont liés par les terminaisons nerveuses neuronales.

Le neurone et les mécanismes d'apprentissage ou de régulation qui lui sont associés sont au centre des boucles sensori-motrices. Il est donc l'élément clé de la communication dans le système nerveux moteur.

III.1.2 - Structure du Système Nerveux Moteur

Le Système Nerveux Moteur comprend plusieurs milliards de neurones qui communiquent entre eux par l'intermédiaire des synapses qui permettent le passage des influx nerveux nécessaires aux activations musculaires et aux sensations. Pour le roboticien, cette structure très complexe peut être vue comme un système en boucle fermée (Figure 48 et Figure 49). En effet, les cellules sensorielles nombreuses et variées qui jouent le rôle de capteurs extéroceptifs et proprioceptifs sont présentes sur la peau, dans les articulations et dans les muscles. De plus, les muscles, qui jouent le rôle d'actionneurs, sont constitués de nombreuses fibres musculaires dont chacune peut être vue comme un actionneur particulier couplé aux autres. Enfin, les lois de contrôle et de correction sont établies pour certaines au niveau local (SNM), et pour d'autres au niveau global (SNC).

Les motoneurones α envoient depuis la moelle épinière les signaux efférents sur le muscle via leurs axones qui se ramifient sur les fibres pour établir les contacts synaptiques. L'activation des motoneurones α est responsable de la production de force dans le muscle, provoquant ainsi sa contraction. Une fibre musculaire n'est innervée que par un seul motoneurone, et l'ensemble formé par un motoneurone α et la fibre musculaire qu'il innerve représente une unité motrice. L'unité motrice est le plus petit élément contractile que le système nerveux peut commander.
Les fibres afférentes I_a sont issues des fuseaux neuromusculaires qui sont intercalés entre les fibres musculaires. Les fibres I_a véhiculent les informations proprioceptives sur la longueur musculaire. Contrairement aux motoneurones α, l'activité des motoneurones β ne modifie pas la longueur musculaire mais informe le système nerveux de la vitesse du changement de longueur du muscle.

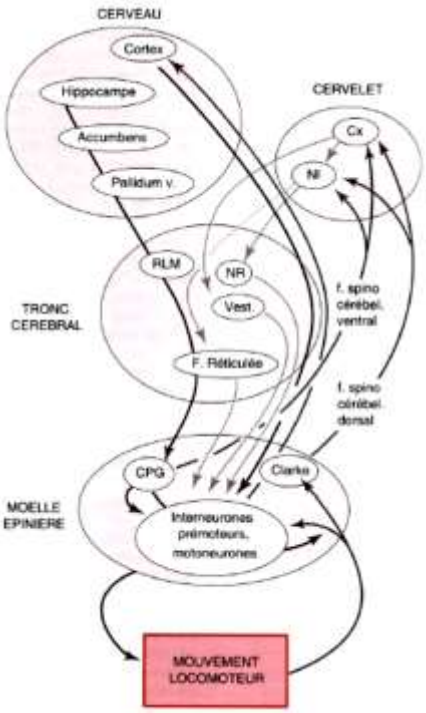


Figure 48 Synthèse de l'architecture du Système Nerveux Moteur (Cx – Cerebellar cortex; NI – Noyau inférieur ; RLM – région locomotrice mésencéphalique ; NR – nerfs rachidiens; CPG – central pattern generator)

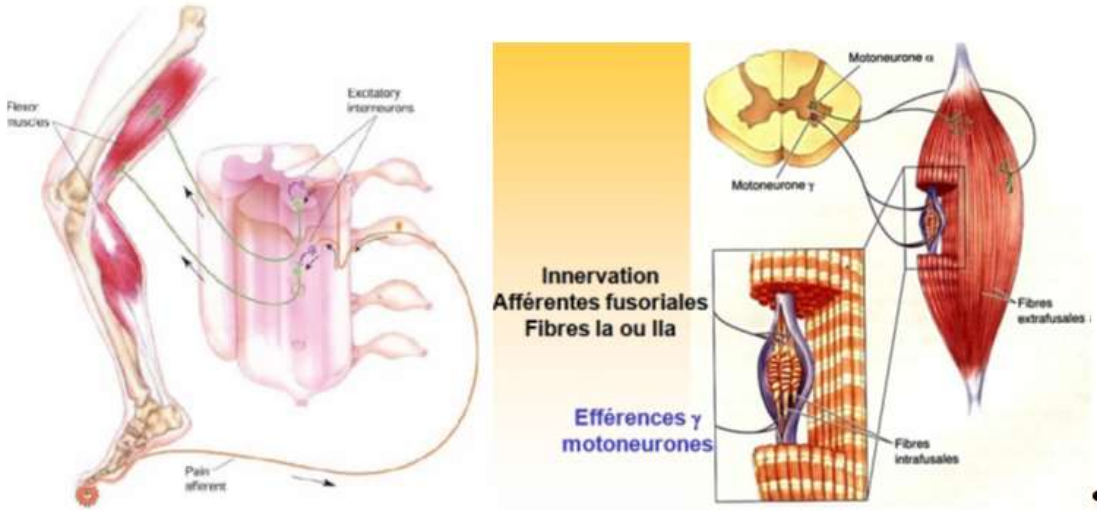


Figure 49 Système nerveux moteur (à gauche) et fuseau neuromusculaire (à droite) (extrait cours du collège de France, L. Damn).

Par la boucle fermée qu'ils forment avec les fibres I_a, les neurones sont responsables du réflexe myotatique (contraction réflexe d'un muscle déclenchée par son propre étirement). Celle-ci présente une activité de fond qui est le niveau zéro caractérisant l'état d'excitabilité du motoneurone β, c'est-à-dire son point de fonctionnement. Cette boucle dite γ est considérée comme un dispositif de contrôle intervenant dans la contraction musculaire. Concrètement, la transmission des influx nerveux provenant de la moelle épinière via les motoneurones est effectuée au niveau des jonctions neuromusculaires. La Figure 50 illustre bien la complexité de cette jonction où les motoneurones sont connectés aux fibres musculaires via l'interface membranaire post-synaptique.

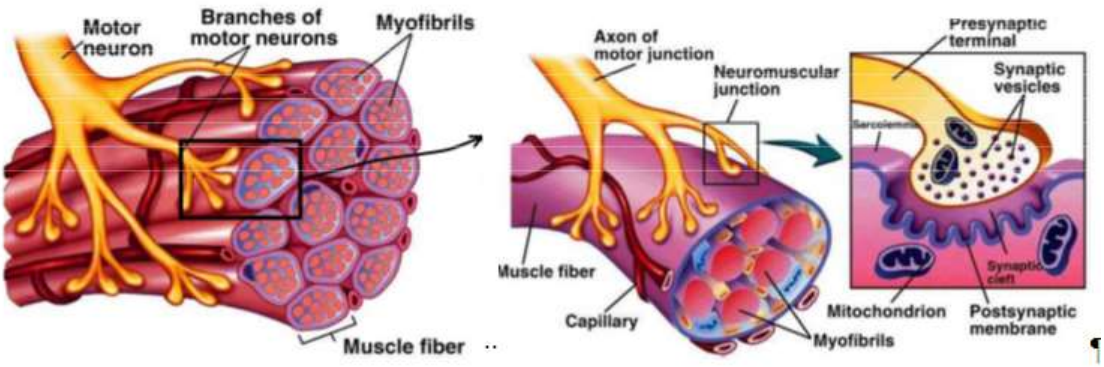


Figure 50 Fonctionnement de la jonction neuro-musculaire. A gauche l'unité motrice, à droite un zoom de la jonction neuromusculaire sur la fibre musculaire.

III.1.3 - Genèse du mouvement rythmique des membres supérieurs

Du point de vue de la neurobiologie des vertébrés, la genèse du mouvement rythmique est principalement associée avec des circuits neuronaux situés de la moelle épinière et le tronc cérébral qui génèrent des patrons. Cependant, il a été difficile de trouver des éléments de ces circuits dans les vertébrés supérieurs en raison de la complexité de ces structures nerveuses et leur modulation supplémentaire par des centres nerveux supérieurs (Marder, 2000). En raison de l'omniprésence des mouvements rythmiques, une grande partie de la recherche comportementale dans le contrôle moteur utilise la métaphore de la génération de pattern rythmique comme un modèle principal (Kugler & Turvey, 1987; Turvey, 1990). A l'inverse, la recherche sur les mouvements du bras des primates a été menée avec l'hypothèse que les mouvements rythmiques du bras sont un cas particulier dans lequel les circuits neuronaux locaux sont souvent sollicités. Plusieurs modèles computationnels du mouvement du bras sont basés sur des traits discrets entre les points de départ et finaux. De ce point de vue, le mouvement du bras rythmique est une séquence des mouvements entre les points récurrents.

La recherche neurophysiologique et la recherche computationnelle sur le contrôle moteur du bras ont porté presque exclusivement sur les mouvements discrets, en présumant que le circuit neural est similaire pour les tâches rythmiques. En revanche, de nombreuses études comportementales ont porté sur des modèles rythmiques, en admettant que le mouvement discret comme un cas particulier.

Dans le travail de (Schaal, et al., 2004) les auteurs, en utilisant une expérience de neuro-imagerie fonctionnelle humaine, on a montré que, en plus des zones activées dans le cerveau pour le mouvement rythmique, le mouvement discret implique d'autres régions corticaux de planification corticale. Les résultats publiés fournissent une preuve scientifique que le mouvement rythmique du bras ne peut pas faire partie d'un système plus général de mouvement discret et nécessite un traitement neurophysiologique distinct.

L'idée de la contribution possible de la part de CPG dans le contrôle du mouvement des bras de l'être humain a été présentée par Paul Zehr (Zehr, et al., 2004; Zehr, 2005). L'hypothèse principale du travail consiste à supposer que les mécanismes neuronaux qui contrôlent le mouvement rythmique sont situés entre la moelle épinière lombaire et cervicale de l'humain. Ainsi la modulation de réflexe lors le mouvement rythmique des bras devrait être similaire à celle du mouvement rythmique des jambes. Cette hypothèse a été testée et les données expérimentales montrent que l'activité CPG contribue au contrôle du mouvement de bras rythmique.

Sur la Figure 51 on voit l'entrée supraspinale qui est représentée descendante par le haut sur les CPG pour les bras gauche et droit séparément, les réseaux réflexes des interneurones et les motoneurones. Les retour sensoriel du mouvement sont représentés à gauche et projettent sur les motoneurones, réseaux réflexes, GPC, et des centres supraspinaux. L'interaction relativement faible entre les bras gauche et droit est indiquée par la petite flèche réciproque. Les hypothèses des recherches précédentes sont donc le point de départ pour construire une architecture neuronale similaire pour le contrôle du bras robotique qui interagit rythmiquement avec son environnement.

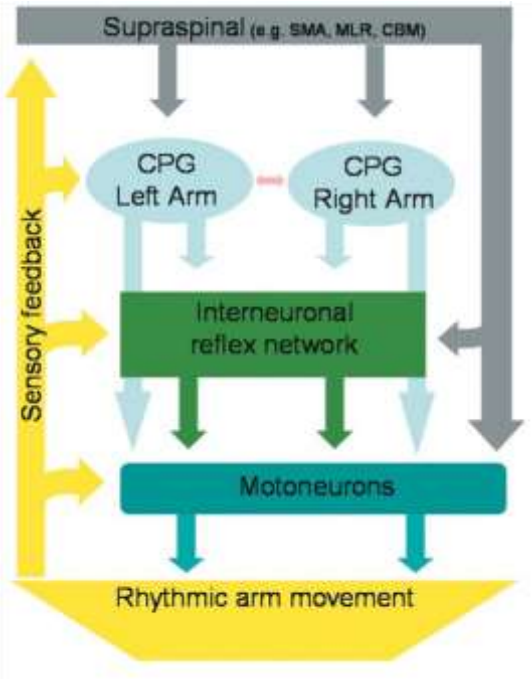


Figure 51. Organisation possible de mécanismes neuronaux qui régissent les mouvements rythmiques des bras selon (Zehr, et al., 2004): CPG : générateur central de patrons; SMA, l'aire motrice supplémentaire; MLR région locomotrice mésencéphalique; CBM cervelet.

III.1.4 - Conclusion

Nous venons de voir que le système musculo-squelettique et le système nerveux moteur sont liés par les terminaisons nerveuses neuronales. Le neurone qui est au centre des boucles sensori-motrices est donc l'élément clé de la communication dans le système nerveux moteur. Les contrôleurs neuronaux biologiques qui nous concernent en robotique sont principalement constitués des types suivants de neurones qui amènent à l'élaboration des différents modèles que nous utilisons dans nos recherches :

– les motoneurones qui sont des neurones moteurs qui engendrent le mouvement et donc des forces articulaires par la contraction des muscles,

– les neurones sensoriels qui sont les capteurs extéroceptifs ou proprioceptifs,

– les interneurones pré-moteurs plus nombreux que les deux premiers et qui, grâce à leur propriété d'inhibition, sont au cœur de la genèse des mouvements.

Nous faisons donc l'hypothèse que les membres supérieurs sont en partie pilotés par les circuits neuronaux identiques aux membres inférieurs pour construire une architecture du contrôleur du bras robotique pour la poignée de main.

III.2 - CELLULE NERVEUSE ET MODELE MATHEMATIQUE

Les chercheurs sont loin de la construction de modèles détaillés pour prendre en compte toutes les particularités des structures nerveuses telles que l'architecture du réseau, la morphologie cellulaire, la biophysique des cellules et la plasticité synaptique à cause de l'absence de données suffisants ainsi que des ressources de calcul. La plupart des stratégies d'interprétation de cellule nerveuses existantes tombent dans l'une des quatre grandes catégories :

- réseaux de Hopfield,
- réseaux de neurones à compartiment cellulaire,
- réseaux de neurones impulsionnels
- cartes auto-organisées.

La modélisation des neurones à compartiment cellulaire opère avec des paramètres physiques tel que le temps continu, les conductances membranaires et le potentiel, sans prendre en compte les phénomènes ionique et/ou la morphologie des cellules. Cette approche est utilisée pour modéliser les phénomènes de la synchronie et de la rythmogenès avec des règles d'apprentissage dépendant du calcium.

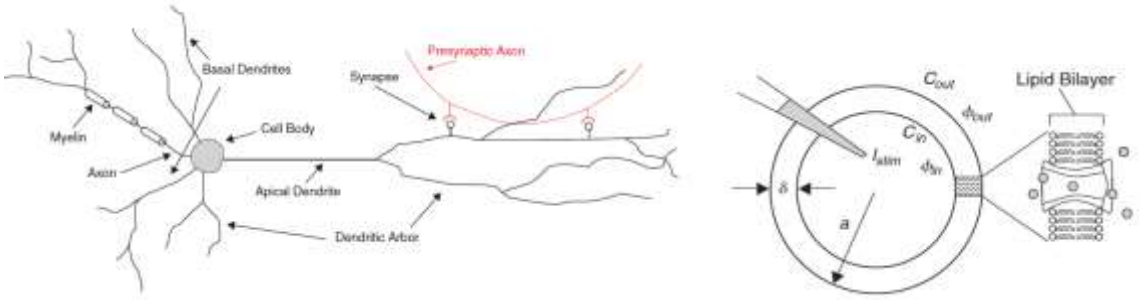
III.2.1 - Mise en évidence de l'approche neurobiologiste

Même si les neurones ont des formes très variables, ils partagent néanmoins des composants structuraux communs, dont un modèle a été proposé par Ramón y Cajal (Cajal, 1909) qui a fondé les neurosciences modernes. En référence à la Figure 52a qui illustre schématiquement un neurone pyramidal, Ramon y Cajal a identifié le corps de la cellule avec son soma, qui contient le noyau de la cellule, l'axone qui transporte les impulsions électriques aux neurones situés en aval, et les dendrites, où un neurone reçoit les entrées des neurones situés en amont. Les neurones pyramidaux, tels que celui illustré sur la Figure 52a sont le type de neurone le plus répandu dans le cortex chez les mammifères et sont caractérisés par la présence d'une seule dendrite (apicale), généralement avec un diamètre plus grand que les autres dendrites (basales). Le neurone interagit avec son environnement extracellulaire en contrôlant le flux d'ions qui passent à travers des « pompes », des « échangeurs », et des « canaux » qui perforent la bicouche lipidique qui comprend la membrane cellulaire. Sur la Figure 52b, est montré un schéma simplifié d'une coupe transversale d'une cellule sphérique et la vue amplifiée d'un segment de la membrane agissant comme une pompe, un échangeur, ou un canal.

Les pompes et les échangeurs fonctionnent toujours pour maintenir un déséquilibre significatif entre les concentrations intracellulaires et extracellulaires de l'anion principal, Cl-(chlorure), et les cations Na+ (sodium), K+ (potassium), et Ca_2+ (calcium). En particulier, au repos, $[K+]_{in} >> [K+]_{out}$, c'est-à-dire que la concentration intracellulaire de K+ est nettement supérieure à sa concentration extracellulaire, alors que la situation est à l'opposé pour les autres concentration: $[Na+]_{in} << [Na+]_{out}$, $[Cl^-]_{in} << [Cl^-]_{out}$ et $[Ca_2+]_{in} << [Ca_2+]_{out}$. Un effet net de ce déséquilibre est d'induire une différence de potentiel électrique à travers la membrane cellulaire. En particulier, nous verrons qu'à l'intérieur de la cellule il est généralement de 70 mV de moins qu'à l'extérieur. C'est qu'on appelle le potentiel de membrane de la cellule. Ces déséquilibres dans la concentration et le potentiel de repos préparent le terrain pour les canaux ioniques et les principaux phénomènes de l'activité neuronale. Sur la Figure 52a est représentée l'entrée d'un potentiel d'action dans un neurone en amont qui arrive par l'axone (rouge) et est livré au niveau des synapses qui se trouvent sur la tête des épines qui émaillent les dendrites. Le potentiel d'action dégage un neurotransmetteur à partir de l'axone rouge. Les molécules de neurotransmetteurs se lient alors aux canaux, pour que les ions circulent dans les dendrites. Le segment initial de l'axone est généralement la partie la plus " exci-

table " de la cellule, et donc, si le potentiel reçu attend un certain seuil cela déclenche un potentiel d'action qui se propagera au long de l'axone, vers les neurones en aval, et jusque dans ses dendrites, pour renforces les synapses qui ont contribuées à sa création.

Sur la Figure 52b est présenté le schéma principal d'une cellule et notamment la coupe transversale d'une cellule sphérique de rayon a et d'épaisseur de membrane δ. Les concentrations interne et externe d'un ion particulier sont désignées C_{in} et C_{out} tandis que les potentiels internes et externes sont φ_{in} et φ_{out}. En tenant compte de cette géométrie simplifiée, on peut faire l'hypothèse que C_{in} et φ_{in} ne varient pas avec la position au sein de la cellule. Cela permet de définir un potentiel de membrane unique, $V \equiv \varphi_{in}-\varphi_{out}$. Le zoom à droite schématise le passage d'ions ouverts pour une protéine (pompe, échangeur, ou canal) qui traversent la membrane.



a) **b)**

Figure 52 Neurone pyramidal : a) illustration schématique ; b) schéma principal électrique de cellule (extrait de Gabbiani et Fox, (2010))

III.2.2 - Base de la modélisation cellulaire neuronale

Les concentrations et les charges de chlore, de sodium, de potassium et de calcium déclenchent des flux à travers la membrane. Pour examiner le flux d'une seule substance telle que le chlorure on considère l'action de deux lois : la loi de Fick qui indique que le flux de matière à travers une surface est proportionnel à son gradient de concentration et la loi d'Ohm qui décrit que le flux d'ions dans la solution à travers une surface est proportionnel à son gradient de potentiel et à sa densité de charge.

En termes de notation en dehors de la Figure 52b et on a donc :

$$V = \varphi_{in} - \varphi_{out} = \frac{kT}{ze} log \frac{c_{out}}{c_{in}} \tag{4.1}$$

où k la constante de Boltzmann, T la température (K), z la valence de l'ion (z=-1 pour Cl^-),

e la charge élémentaire.

A température du milieu ambiant ($T = 27$ °C) on a $kT / e = 25.8$ mV. Pour le chlorure on a des concentrations $c_{in}=[Cl^-]_{in}=0,04$ M et $c_{out}=[Cl-]_{out}=0,56$ M selon les valeurs fournie dans (Hodgkin & Huxley, 1952). On a donc $V_{Cl} = -68$ mV pour la valeur du potentiel du chlorure, c'est à dire, la valeur du potentiel de membrane pour laquelle le flux de chlorure sera égal à zéro.

III.2.2.1 - Schéma électrique équivalent de la conductance membranaire

Lorsque le potentiel transmembranaire V est différent de V_{Cl} un flux d'ions traverse la membrane et un courant associé apparait. En fait on peut considérer, la membrane comme une feuille isolante percée d'un grand nombre de canaux à travers lesquels des ions de chlorure peuvent passer relativement facilement. Ce composite conducteur / isolant présente une résistivité (en grande partie indépendant de V) égale à ρ_{Cl} = 0.333·10^{10} Ω·cm au passage du courant. Lorsque l'épaisseur de la membrane vaut, par exemple, δ = 10 nm, on a une conductance membranaire efficace (par unité de surface) : $g_{Cl} = 1/\rho_{Cl}\cdot\delta$ = 0.3 mS/cm^2. La conductance de membrane peut donc être modélisée par un circuit équivalent de la membrane polarisée (Figure 53). On interprète V_{Cl} comme une source de tension, qui entraîne un flux de courant I_{Cl} à travers la résistance de membrane.

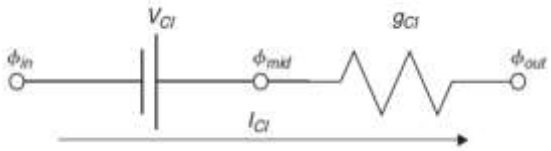


Figure 53. Circuit électrique équivalent de la membrane polarisée (la flèche indique le sens du courant positif lorsque $V > V_{Cl}$ (extrait de (Gabbiani & Cox, 2010)).

En utilisant la loi d'Ohm on représente la densité du courant et la différence des potentiels dans le sens de la flèche $V_{Cl} = \varphi_{in}-\varphi_{mid}$ et si la loi d'Ohm montre :

$$I_{Cl} = g_{Cl}(\phi_{mid} - \phi_{out}) = g_{Cl}(\phi_{in} - V_{Cl} - \phi_{out}) = g_{Cl}(V - V_{Cl}) \text{ en } \mu A/cm^2. \quad (4.2)$$

III.2.2.2 - Capacité de la membrane et bilan des courants

Pour présenter une résistance importante, les membranes biologiques forment des diélectriques entre leurs surfaces conductrices. La constante diélectrique ε = 10^{-12} F / cm. La constante diélectrique est la capacité de la membrane par unité multipliée par son épaisseur ($C = \varepsilon \cdot A/\delta$) et est une propriété spécifique de la membrane, étant donné que la capacité est proportionnelle à la surface et inversement proportionnelle à l'épaisseur. Lorsque l'échelle de l'épaisseur de la membrane vaut δ = 10 nm, on arrive à une capacité de la membrane $C_m = \frac{\varepsilon}{\delta} = 1$ µF/cm^2.

Le courant de déplacement associé fonctionne en parallèle, voir la Figure 54, avec le courant ohmique.

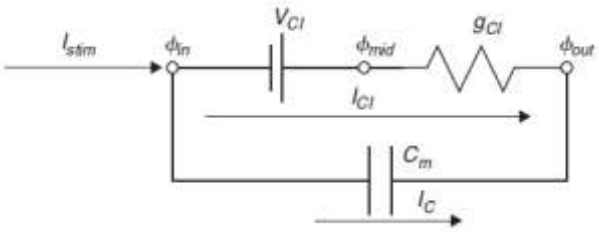


Figure 54. Modèle de circuit électrique équivalent avec la capacité de la membrane partiel et le diélectrique de la cellule. Les deux courants I_C et I_{Cl} équilibrent le courant injecté I_{stim}.

La densité de courant associée à une capacité de membrane est proportionnelle à la vitesse de variation du potentiel aux bornes du condensateur :

$$I_C(t) = C_m \frac{d}{dt}\big(\phi_{in}(t) - \phi_{out}(t)\big) = C_m \frac{dV}{dt}(t) \tag{4.3}$$

En considérant une impulsion de courant injectée à travers la surface de la membrane on a :

$$I_{stim}(t) = AI_C(t) + AI_{Cl}(t) \tag{4.4}$$

D'où l'équation différentielle du potentiel de la membrane V

$$I_{stim}(t) = AC_m \frac{dV}{dt}(t) + Ag_{Cl}(V(t) - V_{Cl}) \tag{4.5}$$

C'est-à-dire :

$$\tau \frac{dV}{dt}(t) = V_{Cl} - V(t) + \frac{I_{stim}(t)}{Ag_{Cl}}\ , \tag{4.6}$$

Avec la constante de temps de la membrane.

$$\tau = C_m / g_{Cl}. \tag{4.7}$$

En l'absence de stimuli, $V(t)$ revient à V_{Cl} au taux exponentiel $1/\tau$. Compte tenu des estimations pour C_m et g_{Cl} on a $\tau = 3.33$ ms. La Figure 55 illustre la réponse calculée d'une telle cellule à une impulsion de courant typique de durée 20 ms.

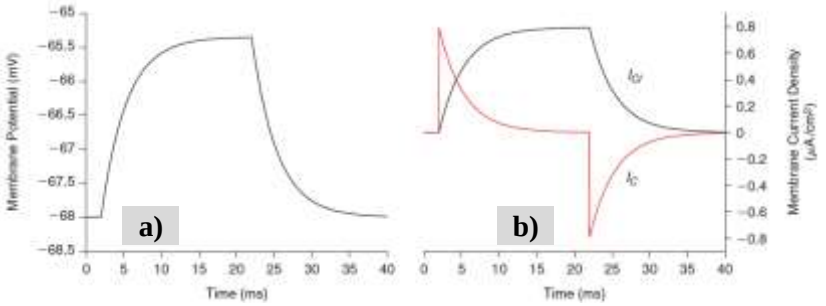


Figure 55 Modèle du potentiel de la membrane : a) et les courants membranaires associés ; b) pour une cellule de rayon 10 µm, avec Cm = 1 µF/cm2 et gCl = 0.3 mS/cm2, pour une injection de courant de 10 pA durant 10 ms (extrait de (Gabbiani & Cox, 2010), bepswI.m)

III.2.2.3 - Modèle de Hodgkin-Huxley

Le modèle précédent fournit une prédiction assez précise de la réponse de la cellule pour de "petits" courants d'entrée et / ou synaptique. Cependant pour des entrées de taille moyenne, ce modèle, ne parvient pas à capter l'oscillation caractéristique observées sur la Figure 56a, tandis que pour les grandes entrées, il ne peut pas reproduire la caractéristique "potentiel d'action" de la cellule (Figure 56b). Dans (Hodgkin & Huxley, 1952) les auteurs ont proposé un autre modèle qui prend en compte ces oscillations du potentiel d'action dans la membrane plasmique de la cellule qui permettent l'afflux coordonnée de sodium, et à le flux de potassium.

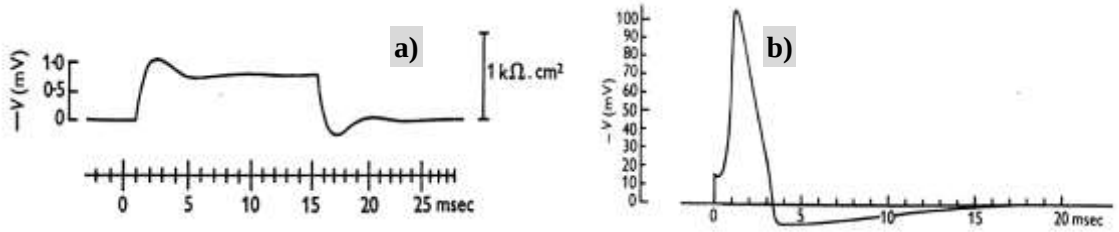


Figure 56 Réponse de la tension d'axone à une stimulation de courant : a) «modérée» ; b) "grand" ; enregistré par Hodgkin et Huxley ((Hodgkin & Huxley, 1952), fig. 23 et 13).

Les potentiels de Nernst pour les deux nouveaux courants sont dérivés, comme dans l'éq. (4.1), à partir des concentrations ioniques interne et externe respectives (en mM),

$$[K^+]_{in} = 400, \quad [K^+]_{out} = 20, \quad [Na^+]_{in} = 50, \quad [Na^+]_{out} = 440. \tag{4.8}$$

Cela donne à T=27 ◦C:

$$V_K = \frac{kT}{ze} log \frac{[K^+]_{out}}{[K^+]_{in}} \approx -77\ mV \qquad et \qquad V_{Na} = \frac{kT}{ze} log \frac{[Na^+]_{out}}{[Na^+]_{in}} \approx 56\ mV \tag{4.9}$$

Les conductances, g_K et g_{Na} sont considérablement plus difficile à déterminer car ce sont des paramètres fortement non linéaires. Via une ingénieuse combinaison de théorie et d'expérience, Hodgkin et Huxley ont proposé le schéma de la Figure **57**.

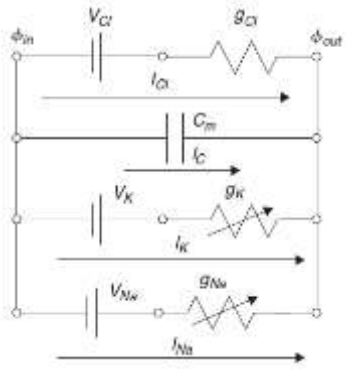


Figure 57. Modèle de circuit équivalent de la membrane active de la cellule (extrait de (Hodgkin & Huxley, 1952)).

Le modèle (Hodgkin & Huxley, 1952) est finalement:

$$C_m \frac{dV}{dt}(t) = -\bar{g}_{Na} m^3 h(V - V_{Na}) - \bar{g}_K n^4 (V - V_K) - g_{CI}(V - V_{CI}) + \frac{I_{stim}}{A} \tag{4.10}$$

$$\frac{dn}{dt}(t) = \alpha_n(V)(1 - n) - \beta_n(V)n \tag{4.11}$$

$$\frac{dm}{dt}(t) = \alpha_m(V)(1 - m) - \beta_m(V)m \tag{4.14}$$

$$\frac{dh}{dt}(t) = \alpha_h(V)(1 - h) - \beta_h(V)h \tag{4.15}$$

α_n et β_n, α_m et β_m: constantes de taux qui varient avec la tension, mais pas avec le temps, α_n et α_m déterminent le taux de transfert de l'extérieur vers l'intérieur, tandis que β_n et β_m déterminent le transfert dans la direction opposée.

α_h et β_h : constantes de vitesse pour le processus d'inactivation.

n, m ,h : variable sans dimension qui peuvent varier entre 0 et 1.

Le comportement du modèle simulé est très proche des courbes expérimentales présentées par Hodgkin Huxley sur la Figure 56b.

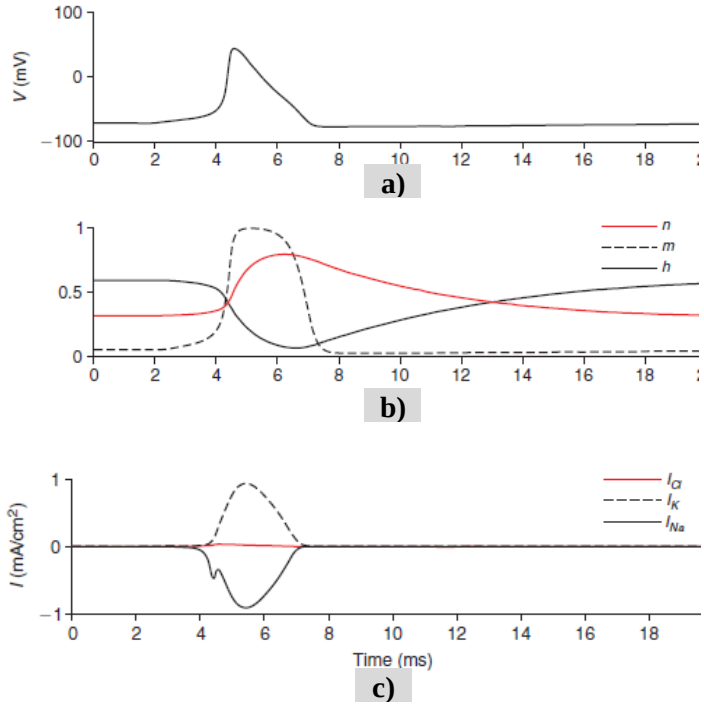


Figure 58. Simulation des équations de Hodgkin et Huxley : a) potentiel d'action; b) variables de déclenchement; c) les courants membranaires associés (extrait de (Gabbiani & Cox, 2010)).

Dans cette thèse on s'intéresse par les phénomènes rythmiques et la synchronisation du mouvement du robot et humain durant l'interaction physique. C'est pourquoi il est nécessaire d'avoir les propriétés oscillantes parmi les caractéristiques du contrôleur neuronal, qui sera implémenté pour le robot manipulateur. Pour un neurone il est possible d'avoir un comportement oscillant nommé « oscillation endogène ». Il est alors nécessaire que le mécanisme de rétroaction positive rapide est équilibré avec un mécanisme de rétroaction lente négative et leurs modifications (Doya, et al., 1993). Aussi le comportement rythmique peut se produire dans deux situations canoniques, à savoir, l'inhibition mutuelle et l'excitation mutuelle.

III.3 - CELLULES COUPLEES POUR LA PRODUCTION D'OSCILLATIONS VIA L'INHIBITION RECIPROQUE

III.3.1 - Modèle cellulaire de Morris-Lecar et couplage

Le modèle de Morris-Lecar (Morris & Lecar, 1981) basé sur la conductance est régit par les équations :

$$C_m \frac{dV_i}{dt}(t) = -\bar{g}_{Ca} m_\infty(V_i)(V_i - V_{Ca}) + \bar{g}_K n_i (V_i - V_K) + g_{Cl}(V_i - V_L) + W_i s_\infty\big(V_{p(i)}\big)\big(V_i - V_{syn}\big) \quad (4.15)$$

$$\frac{dn_i}{dt}(t) = \frac{n_\infty(V_i) - n_i}{\tau_n(V_i)} \quad (4.16)$$

$i = 1{,}2$ indice du neurone ;

Une paire de cellules est représentée sur la Figure 59. Ces cellules sont couplées mutuellement par l'intermédiaire de synapses inhibitrices activées par une impulsion de tension.

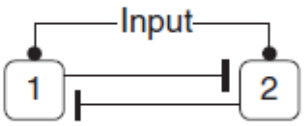


Figure 59. Utilisation de l'inhibition réciproque graduelle pour construire un oscillateur.

Pour la simplicité, on suppose en général que les fonctions de déclenchement des courants de potassium et de calcium ainsi que celles synaptiques sont toutes des sigmoïdes identiques : $n_\infty(V)=s_\infty(V)=m_\infty(V)$. Les poids synaptiques $W_1 = W_2 = 30$ µS/cm^2 et le potentiel d'inversion sont $V_{syn} = -80$ mV. Ce modèle présente des potentiels d'action plus complexes, mais ses conductances synaptiques sont plus simples que celles utilisées dans le modèle « leaky integrate-and-fire » souvent utilisé pour la modélisation du cerveau et des systèmes de perception. Le couplage synaptique provoque des oscillation appelées « oscillations via l'inhibition réciproque ». Sur la Figure 60a on peut voir les oscillations des cellules avec l'inhibition réciproque. Les oscillations sont excité avec un courant I_{stim} =0.55 μA/cm^2 injecté dans chaque cellule. Elles sont en antiphase. La portait de phase contient un cycle limite des oscillations Figure 60b.

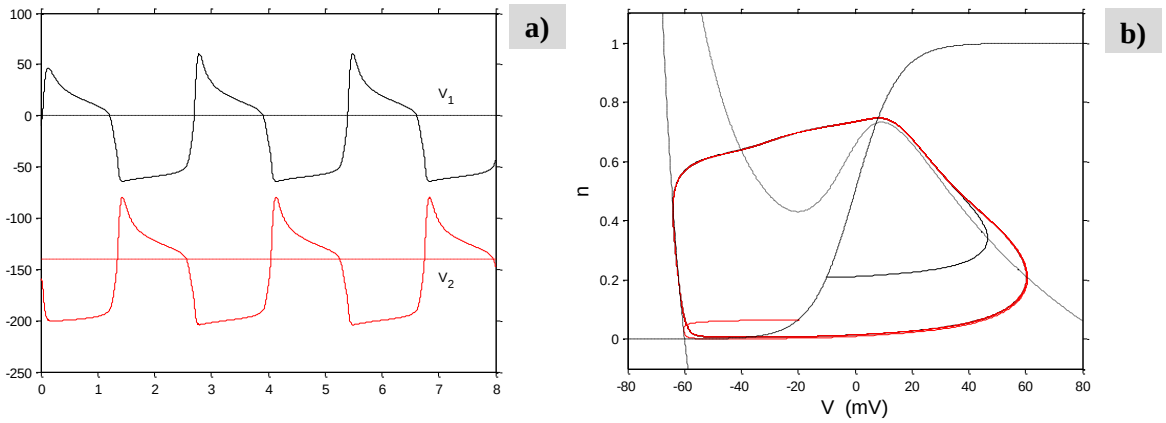


Figure 60. Modélisation des équations de Morris-Lecar : a)les valeurs des tensions membranaires ; b) portrait de phase (extrait de (Gabbiani & Cox, 2010); ml2.m)

III.3.2 - Modèle cellulaire de Rowat-Selverston

Le comportement dynamique du modèle Rowat-Selverston (Rowat & Selverston, 1993) est similaire au modèle de Morris-Lecar (Morris & Lecar, 1981) précèdent basé sur la conductance. De plus les études de l'inhibition réciproque (Skinner, et al., 1994; LoFaro, et al., 1994) et les études sur l'excitation mutuelle de (Somers & Kopell, 1993; Kopell & Somers, 1995) ont été implémentés au cœur de ce modèle.

Ces derniers auteurs ont exploré pourquoi deux cellules Morris-Lecar liées par une excitation mutuelle se synchronisent très rapidement et ont identifié les conditions de la dynamique de n'importe quel modèle de cellule à deux dimensions pour que cela se produise. Les arguments pour la synchronisation de cellules mutuellement excitatrice s'appliquent aussi à des oscillations en opposition de phase de cellules inhibitrices. Pour cette raison, les modèles à paires inhibitrices réciproques convergent toujours en opposition de phase très rapidement, dans un cycle. Dans un second article (Kopell & Somers, 1995), ils ont souligné que, bien que les oscillations synchrones soient toujours possibles par excitation mutuelle, des oscillations asynchrones peuvent également se produire. Un prérequis pour cette restriction à tenir est que le rapport cyclique des oscillateurs soit faible. Cependant, de petites perturbations à l'oscillation en anti synchronisme entraînent généralement une oscillation synchrone, de sorte qu'il n'est pas certain que ce mode d'oscillation supplémentaire aurait une signification biologique. Le modèle de Rovat-Selverston et le modèle Morris-Lecar doivent satisfaire la restriction de Kopell-Somers lorsque le cycle limite est faible, et donc quand l'inhibition réciproque est considérée, on trouve alors un second mode d'oscillation synchrone. Cependant, la vitesse d'approche du mode d'oscillation secondaire est beaucoup plus lente que le premier, et lorsque le mode est établi, il n'est pas robuste aux petites perturbations.

Les neurones ont de nombreux canaux ioniques dans la membrane, mais dans le but de construire un modèle neuronal simple, on sépare les courants membranaires correspondants en deux classes sur la base de leurs constantes de temps lente et rapide. Un courant rapide unique est utilisé pour modéliser la somme de tous les courants rapides, et un seul courant lent est utilisé pour modéliser la somme de tous les courants lents, à la fois vers l'intérieur et vers l'extérieur. Par exemple, le courant rapide pourrait être la somme d'un échange de courant de chlorure et d'un courant de sodium rapide persistant (Opdyke & Calabrese, 1994) ou un courant calcique rapide persistant. La partie vers l'extérieur du courant lent peut être la somme d'échange de potassium ou de calcium (dépendants des courants de potassium) et la partie intérieure du courant lent peut être effectuée par les mêmes ions qui contribuent à des courants de type I_h (Angstadt & Calabrese, 1989; Golowasch & Marder, 1992). On suppose l'activation immédiate du courant rapide.

III.3.2.1 - Propriétés générales du modèle

Le modèle de la cellule de (Rowat & Selverston, 1993) possède donc deux équations différentielles, une équation pour le potentiel de membrane *V*, faisant la dérivée de la conservation de courant rapide, et l'autre pour le courant lent *q*, provenant de l'activation de courant lent:

$$\tau_m \frac{dV}{dt} = -(fast(V, \sigma_f) + q - i_{inj}) \tag{4.18}$$

$$\tau_s \frac{dq}{dt} = -q + q_\infty(V) \tag{4.19}$$

$$\tau_m < \tau_s. \tag{4.20}$$

ou τ_m, τ_s constantes de temps de la membrane;

Dans ce système d'équations les variables V et q décrivant l'état du modèle sont appelés variables d'état. La courbe courant – potentiel (courbe I-V) $i = fast(V, \sigma_f)$ idéalisée s'écrite :

$$i = fast(V, \sigma_f) = V - A_f \tanh((\sigma_f / A_f)V). \tag{4.21}$$

La courbe I-V que nous avons simulé sur la Figure 61 Figure 59a la forme d'un « N ». Le courant rapide possède la propriété suivante: la pente de la partie "inverse" du « N » est donnée par $(\sigma_f - 1)$, et la largeur du 'N' est donnée par la valeur de A_f. Donc A_f ajuste la largeur de la N-forme sans affecter le degré de N-forme et ce paramètre échelle la courbe I-V rapide sans changer sa pente à l'origine. Ainsi, la non linéarité du 'N' de la courbe I-V rapide est contrôlée par le paramètre σ_f et dispose d'un point d'inflexion quand $\sigma_f = 1$. La courbe est linéaire lorsque $\sigma_f = 0$. La constante de temps τ_s du courant lent pour l'activation, est supposée être plus faible que la constante de temps membranaire τ_m. Le rapport de τ_s/τ_m est égale à environ 20, mais même lorsque le rapport est aussi petit que 1.5, la plupart des phénomènes du modèle dépendant de la différence des constantes de temps ont encore lieu.

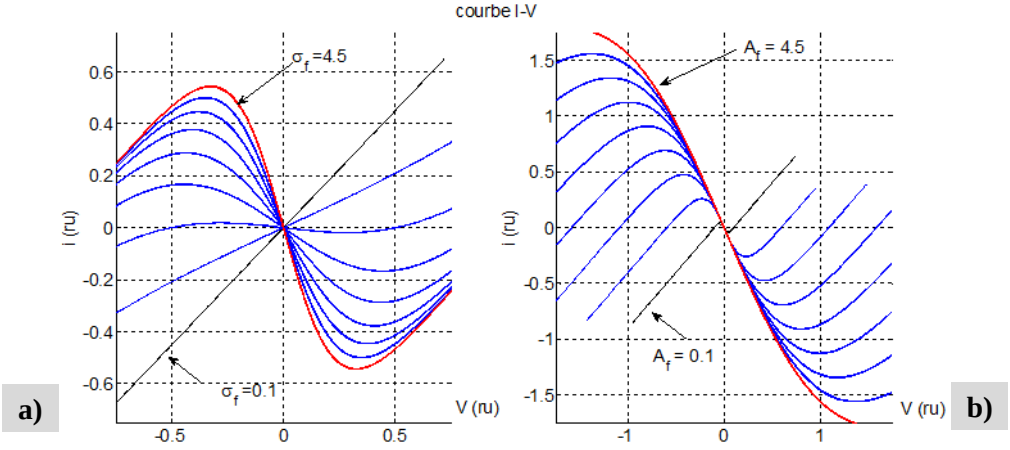


Figure 61. Caractéristiques de la courbe $\boldsymbol{i = fast(V, \sigma_f)}$:
a) gain du courant $\boldsymbol{\sigma_f = var}$, $\boldsymbol{A_f = cst = 1}$; b) coefficient $\boldsymbol{A_f = var}$, $\boldsymbol{\sigma_f = cst = 3}$.

L'analyse des « nullcline » donne une information intéressante sur la dynamique du système. Une nullcline est définie comme étant la ligne des points dans l'espace de phase à laquelle la dérivée temporelle de la variable d'état est égale à zéro.

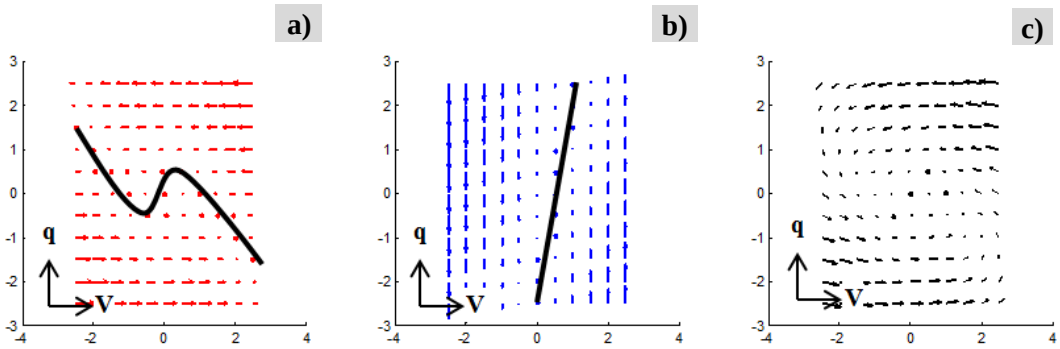


Figure 62 Intensité de la force du champ "vecteur" à chaque point est désigné par l'épaisseur et la direction des flèches : le champ de composante horizontal $\frac{dV}{dt}$; le champ de vertical $\frac{dq}{dt}$; superposition des components $\frac{dV}{dt}, \frac{dq}{dt}$

Dans ce modèle de cellule, l'espace de phase est un plan et le V-nullcline est une courbe définie par $\frac{dV}{dt} = 0$, à savoir :

$$q = -fast(V, \sigma_f) + i_{inj} \tag{4.22}$$

Celle-ci divise le plan de phase en deux régions comme le montre la Figure 62. L'une où V suit une trajectoire vers la gauche et l'autre où le V va vers la droite. De même, la q-nullcline, défini par la condition $\frac{dq}{dt} = 0$, divise le plan en deux régions avec les trajectoires de q dans des directions opposées. Toutes les trajectoires traversent la V-nullcline verticalement, car $\frac{dV}{dt} = 0$, et traversent la q-nullcline horizontalement, car $\frac{dq}{dt} = 0$. Les points d'intersection des nullclines sont des points fixes. La Figure 63 montre l'évolution de la nullcline de q en fonction σ_s.

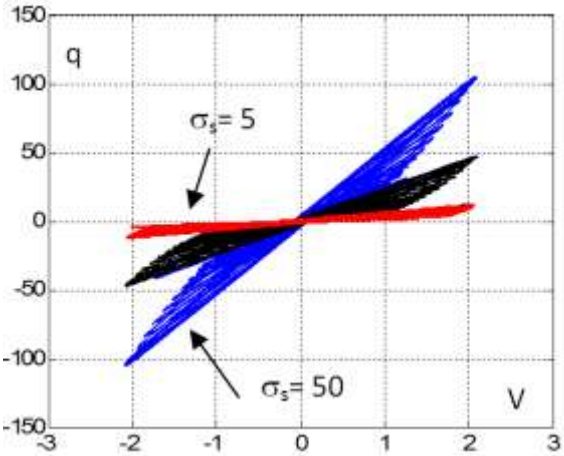


Figure 63 Nullclines dynamiques pour plusieurs valeurs de coefficient $\boldsymbol{\sigma_s}$.

Le plan de phase (V, q), y compris les V-nullcline et q-nullcline et une trajectoire (courbe en pointillés) est présenté sur la Figure 64a. L'état de la cellule (V, q) suit cette trajectoire quand transitoire est fini. Les points sont calculés à des intervalles de temps égaux, donc leur espacement représente leur vitesse. Les mouvements sur les parties droite et gauche de la nullcline rapide du 'N' sont lents comparés aux mouvements rapides sur les segments supérieurs et inférieurs. Ainsi, un cycle se compose de deux segments lents séparés par deux sauts horizontaux. Les zones 1, 2, 3, 4 identifient les points correspondants sur la trajectoire du plan de phase (V, q) et sur la trace du potentiel de la membrane sur la Figure 64b.

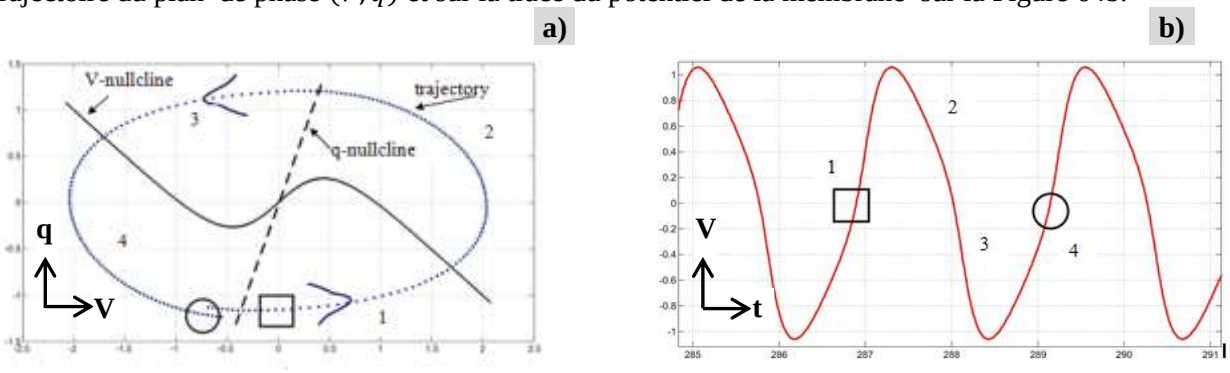


Figure 64 Modélisation des équations de Rowat-Selverston : a) portrait de phase pour le modèle de la cellule en régime oscillant ; b) tension correspondant à la trajectoire.

III.3.2.2 - Comportement intrinsèque de la cellule

Les propriétés intrinsèques des neurones sont très importantes car ils forment des réseaux possédants certains propriétés. Six comportements intrinsèques du modèle de la cellule peuvent être obtenus avec différents réglages des paramètres du modèle du neurone: potentiel stable de repos ou quiescence (Q), quasi-oscillateur (A), oscillations endogènes (E), dépolarisation tonique permanente (D) ; hyperpolarisation permanent (H) ; plateau de potentiels (P). Ces comportements sont montrés dans la Figure 65.

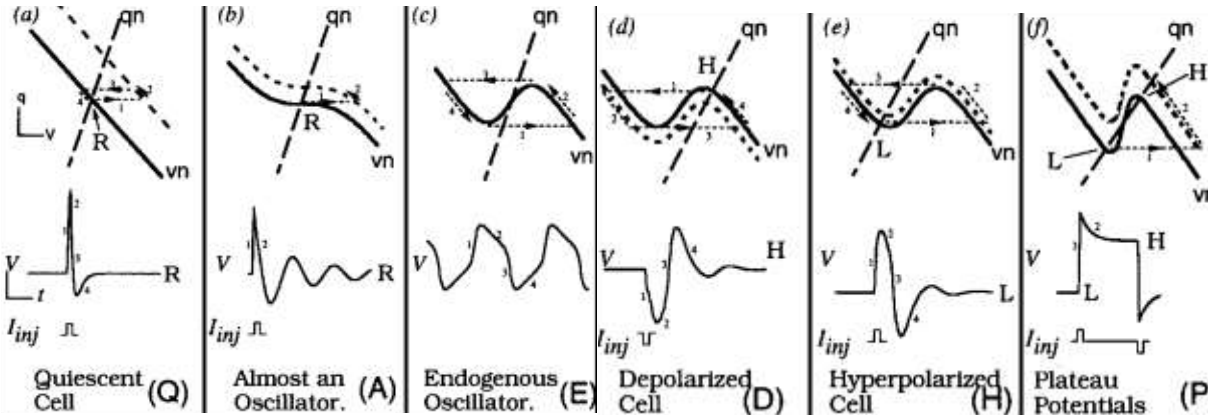


Figure 65. Six comportements intrinsèques du modèle cellulaire de Rowat-Selverston: Q, A, E, D, H, P. Chaque boîte montre le portrait de phase sur le phase plane(V, q), le courbe de potentiel membranaire correspondante à ce plane et le courbe de Iinj. Les V et Q nullclines sont étiquetés avec vn (trait plein) et qn (tirets longs). (extrait de (Rowat & Selverston, 1997))

D'après (Marder & Bucher, 2001) dans les invertébrés et les vertébrés on observe quatre comportements de base. Les neurones possèdent différents types de dynamique, qui jouent tous un rôle dans la gouvernance, et notamment la façon dont les neurones réunis dans les circuits vont répondre à un patron particulier dans d'entrées synaptiques.

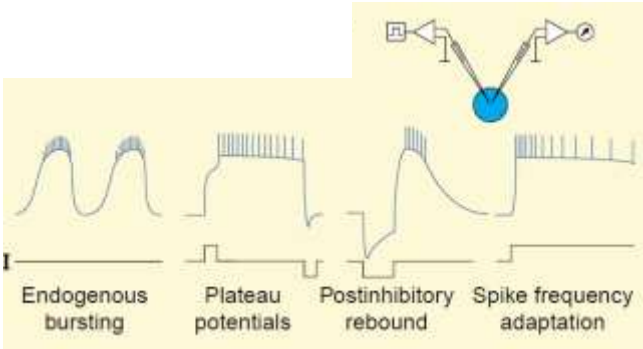


Figure 66. Propriétés intrinsèques des neurones dans les invertébrés et les vertébrés (extrait de (Marder & Bucher, 2001))

En particulier, ces quatre modes principaux peuvent être appliqués à la robotique pour créer des patrons de rythmes principaux du mouvement. Les quatre modèles sont : le repos, quasi oscillant, le plateau potentiels ou régime d'oscillations (Amrollah & Henaff, 2010).

III.3.2.3 - Origines des oscillations et contrôle de leur fréquence

Dans la plupart des neurones, la fréquence d'oscillation varie avec le courant injecté, un phénomène qui n'est pas bien saisis par le modèle de Rowat-Selverston. Le modèle ignore les impulsions qui composent la transmission synaptique continue. Lorsque la courbe I-V du courant rapide est en forme de « N » (Figure 64b) et que le gain de courant lent σ_s est au-dessus d'une certaine valeur de seuil, le modèle de cellule produit des oscillations (Figure 64b). Si la courbe de $F(V)$ est suffisamment en « N » lorsque σ_f dépasse la valeur de seuil

$$\theta_f = 1 + \frac{\tau_m}{\tau_s}. \tag{4.23}$$

La fréquence d'oscillation de la cellule de modèle est principalement déterminée par le réglage du gain du courant lent σ_s. Une courbe de fréquence ω en fonction du gain de courant lent σ_s est montrée Figure 67.

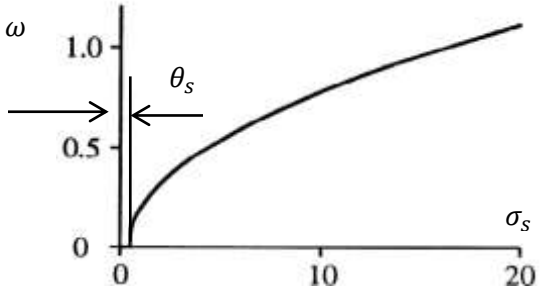


Figure 67 Graph de fréquence ω versus gain de courant lent σ_s (extrait de (Rowat & Selverston, 1993))

Cette courbe montre comment le modèle de cellule change soudainement de l'état de repos à des oscillations endogènes lorsque σ_s dépasse la valeur de seuil $\theta_s \approx 0{,}49$. Cette courbe $\omega(\sigma_s)$ peut-être interpolée par une fonction racine carrée

$$\omega(\sigma_s) = \theta_s + k_s \cdot \sqrt{\sigma_s} \tag{4.24}$$

L'amplitude de l'oscillation de la cellule est principalement déterminée par la valeur du paramètre A_f, qui détermine la largeur de la forme en « N » du courant rapide. Si la cellule est dans le régime oscillant, en changeant la valeur de A_f l'amplitude des oscillations se modifie mais n'a pas d'effet significatif sur la fréquence d'oscillation. En effet, lorsque A_f est modifié, la vitesse du point de phase change, de sorte que bien que le cycle limite a une taille plus grande, le temps total pour le cycle reste approximativement le même. Plus de détails sur le comportement du modèle mathématique de cellule peuvent être trouvés par l'analyse (Guckenheimer & Holmes, 1983).

III.3.2.4 - Adaptation et règle d'apprentissage de la fréquence d'oscillation

Non seulement les comportements biologiques du neurone de Rowat-Selverston sont intéressants, mais aussi les propriétés oscillantes de ce modèle neuronal en raison de leurs capacités de synchronisation, soit avec d'autres oscillateurs ou avec des signaux qui proviennent de l'extérieur. Comme il est montré précédemment, le neurone en tant qu'oscillateur possède des paramètres intrinsèques qui peuvent être adaptés dynamiquement avec d'autres paramètres.

Dans le travail de (Righetti, et al., 2006) une règle d'apprentissage pour des oscillateurs a été proposée. Cette règle adapte la fréquence de l'oscillateur à la fréquence de tout signal d'entrée périodique ou pseudopériodique. Nous avons appliqué cette propriété intéressante du modèle de Righetti à l'oscillateur de Rowat-Selverston avec une règle d'apprentissage générique. Ce mécanisme d'adaptation a été nommé par Righetti « apprentissage dynamique de Hebb » car il est similaire à l'apprentissage observé dans les réseaux de neurones basés sur la corrélation (Kempter, et al., 1999). Selon Righetti, un oscillateur perturbé par un signal périodique F avec une la force de couplage ϵ, peut être décrit par les équations générales :

$$\dot{x} = f(x, y, \omega) + \epsilon F;\ \dot{y} = f(x, y, \omega) \tag{4.25}$$

Avec les paramètres d'état , y , leur dérivées, et avec un paramètre influant sur la fréquence des oscillations ω. Righetti et al. ont introduit une règle d'apprentissage pour ce paramètre

$$\dot{\omega} = \pm\epsilon F \frac{y}{\sqrt{x^2+y^2}} \tag{4.26}$$

Afin de permettre à l'oscillateur apprendre une fréquence $f(t)$, nous transformons le paramètre ω en une nouvelle variable d'état, avec sa propre dynamique. Cette expression mathématique peut être réécrite selon le modèle de l'oscillateur neuronal de Rowat-Selverston en utilisant les analogies suivantes (Mesnil, 2011). Les variables d'état q et V sont x et y, le courant injecté I_{inj} est le signal périodique avec sa force de couplage ϵ, et la fréquence de l'oscillations f :

$$\frac{df}{dt} = -I_{inj} \frac{q}{\sqrt{q^2+V^2}} \tag{4.27}$$

En considérant la dérivée de l'équation (4.24) (on appelle f la frequence qui s'écrit ω dans l'équation précédente):

$$\frac{df}{dt} = \frac{k_s}{2} \cdot \frac{d\sigma_s}{dt} \cdot \frac{1}{\sqrt{\sigma_s}} \tag{4.28}$$

Par conséquent, en multipliant par une constante λ (le pas d'apprentissage).

$$\frac{d\sigma_s}{dt} = -\lambda \frac{2}{\tau_m} \sqrt{\sigma_s} I_{inj} \frac{q}{\sqrt{q^2+V^2}} \tag{4.29}$$

Remarquons, qu'on pourrait simplement apprendre sans tenir compte de la normalisation:

$$\frac{d\sigma_s}{dt} = -\lambda \frac{2}{\tau_m} \sqrt{\sigma_s} I_{inj} \tag{4.30}$$

Parce que la fréquence d'oscillation dépend de σ_s, une règle d'apprentissage, inspiré par le travail de (Righetti, et al., 2006) est proposée afin de changer la fréquence des oscillations neuronales en modifiant ses propriétés intrinsèques. La courbe sur la Figure 68 montre le résultat d'une simulation du mécanisme d'apprentissage pour $I_y(t) = \in sin(\omega t)$ avec $\omega = 2\pi f = 2\pi 0.4$ et $\in = 2$. On voit sur l'intervalle du temps [0 s -20 s] que le neurone est dans le mode des oscillations endogènes avec sa fréquence propre de 0,25 Hz. La Figure 68b montre l'état du neurone dans l'échelle temporelle, on constate le régime oscillant et l'absence du signal à l'entrée de neurone. Ensuite, de 20 à 40 s, la règle d'apprentissage (4.30) est mise en œuvre et on observe la croissance de σ_s qui provoque à son tour la croissance de la fréquence d'oscillations. Après t = 40s, le signal injecté est néant et les oscillations continuent avec la fréquence apprise 0.4 Hz.

La Figure 69 démontre le même comportement du modèle dans l'espace de phase. On constate les fluctuations importantes dans la trajectoire durant l'apprentissage de la fréquence.

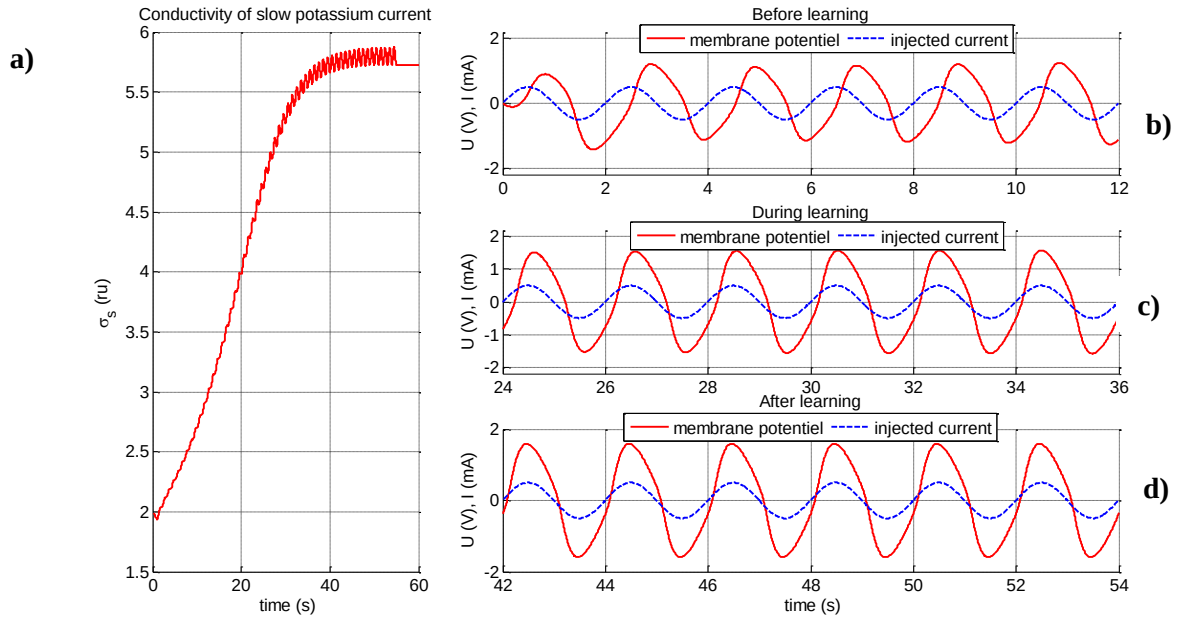


Figure 68. Apprentissage d'une fréquence d'une fonction sinusoïdale I_{inj} : a) variation du σ_s ; b) tension de la membrane V avant l'apprentissage courant injecté $I_{inj} = 0$; c) tension de la membrane V durant l'apprentissage du signal d'entré ; d) tension de la membrane V avec de la fréquence apprise.

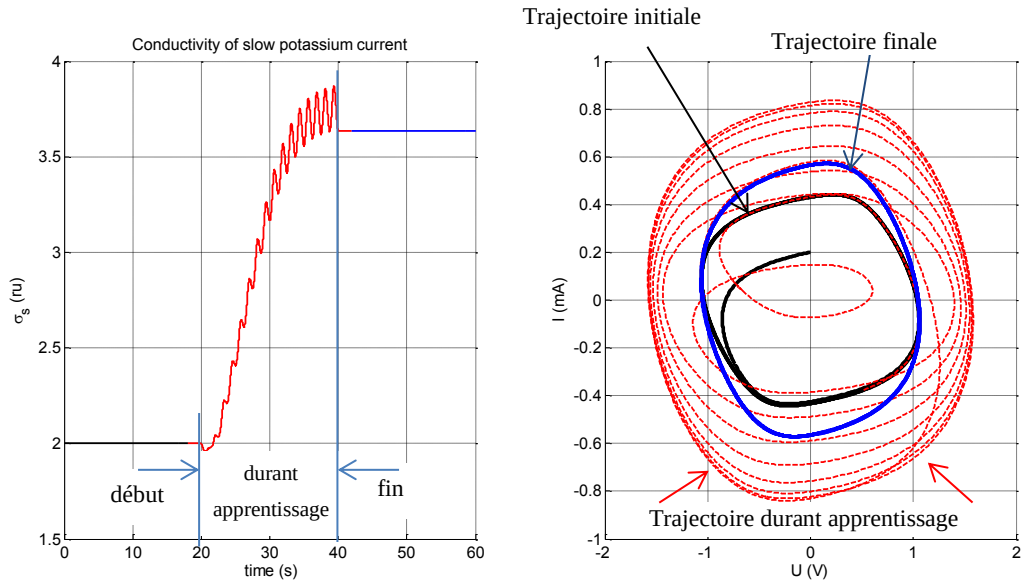


Figure 69 Apprentissage d'une fréquence d'une fonction sinusoïdale a) variation du σ_s ;b) trajectoires dans l'espace de phase.

III.3.2.5 - Modèle d'une paire de cellules avec inhibition réciproque

Un réseau de deux cellules inhibitrices réciproques nommé « paire d'inhibition » (PI) présente un modèle avec quatre équations. Ainsi, le modèle PI dispose d'un espace de phase à quatre dimensions et un portrait de phase à quatre dimensions. Suivant le modèle de Rowat-Selverston, les neurones rythmiques dans le CPG sont connectés avec des synapses inhibitrices modélisées par l'ajout d'un courant synaptique dans l'équation rapide (1) comme suit:

$$\tau_m \frac{dV}{dt} = -\left(fast\left(V, \sigma_f\right) + q + i_{syn} - i_{inj}\right) \tag{4.31}$$

où

$$i_{syn} = Wf\left(V_{pre}\right)(V - E_{post}) \tag{4.32}$$

W : poids synaptique, ou conductance maximale postsynaptique, V_{pre} : potentiel de pré-synaptique, E_{post} : potentiel d'inversion synaptique.

La fonction de transfert synaptique sigmoïdale de seuil θ et de gain γ.

$$f(V) = \left(1 + e^{-\gamma(V-\theta)}\right)^{-1} \tag{4.33}$$

Chaque synapse contribue à un autre courant post-synaptique i_{syn}. Une synapse est excitatrice si i_{syn} est dépolarisant, c'est-à-dire si E_{post} est plus élevé que le potentiel de la membrane post-synaptique maximal pendant le comportement oscillatoire. Elle est inhibitrice si le courant post-synaptique est hyperpolarisation, c'est-à-dire en ayant E_{post} au-dessous du minimum du potentiel de la membrane post-synaptique.

III.4 - MODELE DE GENERATEUR CENTRAL DE PATRONS RYTHMIQUES

Le générateur central de patrons rythmiques (Central Pattern Generator ou CPG) est un ensemble de neurones oscillants, d'interneurones et de neurones moteurs qui se trouvent dans la moelle épinière, ce qui peut générer des rythmes sans rétroaction sensorielle. Ces neurones contrôlent localement la séquence de contraction et la relaxation de muscles. A son tour, la rétroaction sensorielle est essentielle pour former les schémas de mouvements coordonnés.

La structure CPG est inspirée de (McCrea & Rybak, 2008) et elle est présentée sur la Figure 70. La structure de CPG utilisée dans cette thèse est similaire à celle-ci de (McCrea & Rybak, 2008) mais le nombre des interconnexions entre les étages est réduit. Elle comprend trois niveaux pour générer, conditionner et envoyer le patron vers l'actionneur du robot pour les deux cotés fléchisseur (F) et extenseurs (E). On a ainsi un générateur de rythme (RG-F, RG-E), la formation de patrons (PF-F, PF-E), et le motoneurone (MN-F, MN -E) (voir (Nassour, et al., 2014) pour plus de détails).

Les neurones sensoriels fournissent des informations proprioceptives et extéroceptives. Dans la boucle proprioceptive, ils détectent l'étirement et la contraction des muscles. Ils peuvent également fournir des informations sensorielles, telles que les forces internes ou des positions articulaires. Dans la boucle extéroceptive, les neurones sensoriels détectent les interactions avec l'environnement, comme le contact entre le pied et le sol. Tous les neurones sensoriels agissent directement sur des interneurones qui modulent les

signaux rythmiques générés par les neurones ou sur des neurones moteurs. Ces trois types de neurones sont également impliqués dans les réponses réflexes à des stimuli.

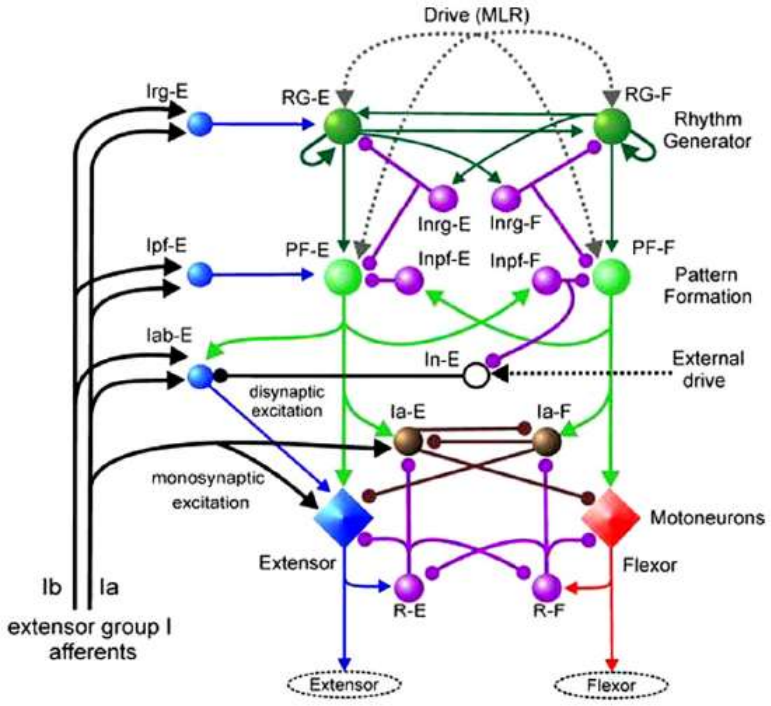


Figure 70. Modèle du CPG de Rybak-McCrea (McCrea & Rybak, 2008).

Le lecteur supraspinal des neurones de la couche formation assure le rythme de suppression des activités neurones moteurs sans réinitialiser la phase dans la couche « rythme génération » (par exemple, les neurones RG continuent à osciller, tout en maintenant les motoneurones sont pas actifs). Bien que la sortie des motoneurones (extenseurs, fléchisseurs, ou les deux) était absent pendant un certain temps, l'oscillation d'origine (rythme) est conservé même après la suppression. Les neurones de la couche rythmique sont modelisés selon le modele de Rowat-Selverston.

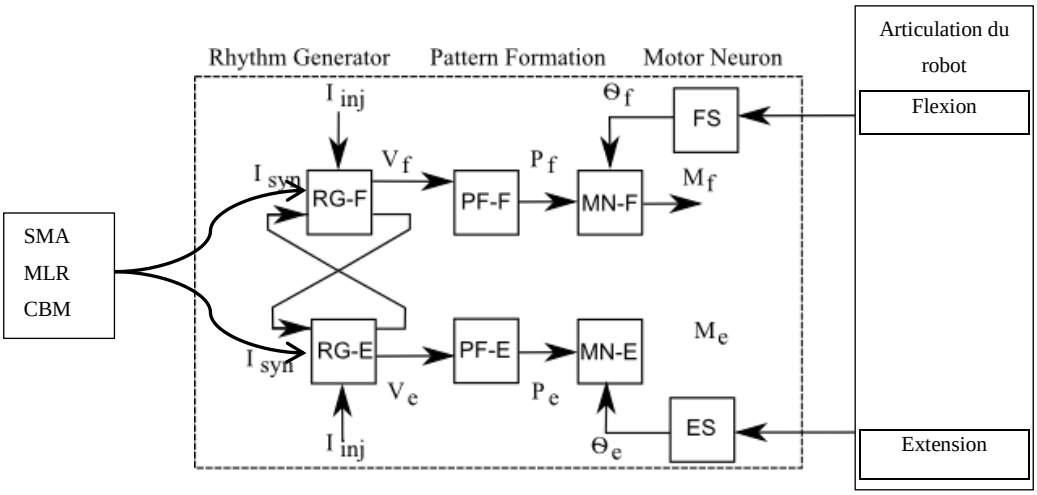


Figure 71. Modèle du contrôleur CPG pour une articulation du robot : SMA l'aire motrice supplémentaire ; MLR région locomotrice mésencéphalique et CBM cervelet.

III.4.1 - Modèle de neurones de formation de patrons rythmique

Les neurones de la couche de formation des patrons ont des entrées de la couche rythme génération (RG) et des entrées de la proprioception et de l'exteroception.

$$P_f = \left(1 + e^{-\gamma\left(1-V_f\right)}\right)^{-1} \tag{4.34}$$

γ : constante positive qui représente la dynamique du neurone, V : tension de la membrane du cellule du neurone.

III.4.2 - Modèle de neurone sensoriel

Un modèle statique de neurone sensoriel proposé par [Wadden Ekeberg 1998] est décrit dans l'équation (4.35).

$$p_i = \left(1 + e^{-\gamma(\theta-\varphi)}\right)^{-1} \tag{4.35}$$

ou p_i : activité du neurone sensoriel,

γ : constante positive qui représente la dynamique du neurone, θ : valeur du seuil, φ : entrée pour le neurone (φ peut être une position angulaire ou une force de contact [Cheng et al. 2006]).

Les neurones sensoriels ES et FS inhibent le motoneurone correspondant à l'extension ou la flexion de l'articulation. Ce circuit est décrit comme le réflexe articulaire. Les neurones sensoriels ES et FS ont des seuils similaires calculés comme suit (voir (Nassour, et al., 2014) pour plus de détails):

$$\theta = \frac{\varphi_{min}+\varphi_{max}}{2} \tag{4.36}$$

où φ représente l'angle de l'articulation. φ_{max} et φ_{min} butée articulaires.

Les neurones sensoriels ES et FS ont des pentes γ avec des signes opposées. Les valeurs de γ sont sélectionnées de façon à assurer la variation d'au moins 90% à la sortie des neurones de détection lorsque l'entrée (l'angle de l'articulation) change entre φ_{min} et φ_{max}.

III.4.3 - Modèle de motoneurone

Le motoneurone est une cellule du système nerveux central mais il se trouve à sa périphérie. Selon la conception générale on présente cette cellule sous la forme mathématique selon la convention de Hodgkin-Huxley (Amini, et al., 2004). Cependant, comme ce n'est pas notre objectif de prendre en compte les phénomènes dans le motoneurone on simplifie ses propriétés par une fonction sigmoïde, identique aux neurones formateur et sensoriel:

$$M_f = \left(1 + e^{-\gamma\left(1-k\cdot\theta_{mes}\right)}\right)^{-1} \tag{4.37}$$

θ_{mes} : position articulaire mesurée, k : coefficient de l'échelle, γ : coefficient de la pente.

III.5 - CONCLUSION

Dans ce chapitre nous avons brièvement présenté la structure de la commande motrice du système nerveux chez l'humain. Les modèles des cellules nerveuses qui son capable de reproduire le comportement rythmique sont présentés pour argumenter le choix du modèle de la cellule. Le modèle de Rowat-Selverston a été choisi pour modéliser les phénomènes de rythmogenèse et un mécanisme de synchronisation dans le contrôleur neuronal a été proposé. Le modèle de la cellule selon Rowat-Selverston possède suffisamment de simplicité et garde une plasticité neuronale grâce au coefficient σ_s. On a proposé une loi d'apprentissage satisfaisante pour être appliquée dans la structure du contrôleur neuronal non seulement en termes de vitesse d'apprentissage de la fréquence et de l'amplitude, mais aussi pour la plage de fréquence des mouvements réels présentés dans le chapitre III. La loi d'apprentissage de la fréquence inspirée des travaux de (Righetti, et al., 2006) est convenable pour la simplification du modèle neuronal proposé par Rowat-Selverston. L'architecture de CPG complet a été proposée pour les mouvements rythmiques du bras robotique.

IV - INTERACTION PHYSIQUE AVEC LE BRAS ROBOTIQUE

« Le robot peut peu »

Rachid Alami

IV.1 - MODELISATION DE L'INTERACTION PHYSIQUE 81
IV.1.1 - Caractéristiques du bras Katana 81
IV.1.2 - Modèle mathématique d'une articulation du robot Katana 82
IV.1.3 - Simulation de l'interaction physique 83
IV.1.4 - Expériences préliminaires d'interaction entre un bras robotique et le bras de l'homme 84
IV.1.4.1 - Effets d'une interaction physique 84
IV.1.5 - Interaction rythmique passive Homme-Robot 86
IV.1.5.1 - Montage expérimental 86
IV.1.5.2 - Aspect dynamique de l'interaction physique rythmique 87
IV.1.6 - Exemple de compliance articulaire contrôlée 88
IV.1.7 - Algorithme d'adaptation de la consigne « pas-à-pas » 88
IV.1.8 - Algorithme d'adaptation de la consigne « pas-à-pas » proportionnellement au mouvement. 90
IV.2 - INTERACTION HOMME ROBOT PAR CONTROLEUR D'ADMITTANCE 91
IV.2.1 - Admittance articulaire contrôlée 91
IV.2.1.1 - Généralités 91
IV.2.1 - Caractéristiques du bras MICO 92
IV.2.2 - Contrôle d'admittance dans le bras robotique MICO 92
IV.2.3 - Poignée de main avec impédance articulaire contrôlée 93
IV.3 - IMPLEMENTATION DU CPG POUR LE BRAS ROBOTIQUE 96
IV.3.1 - Contrôle d'une articulation du bras manipulateur 96
IV.3.2 - Contrôle de deux articulations du bras manipulateur 98
IV.4 - INTERACTION PHYSIQUE RYTHMIQUE AVEC LE BRAS ROBOTIQUE KATANA 100
IV.4.1 - Analyse de la poignée de main entre le robot et l'humain 100
IV.4.1.1 - Position articulaire comme retour proprioceptif 100
IV.4.1.2 - Accélération articulaire comme retour proprioceptive 102
IV.5 - CONCLUSION 103

Dans le passé, le domaine du contrôle adaptatif beaucoup d'approches ont été développés lorsque le bras robotique est en interaction physique avec son environnement. Le contrôle des bras robotiques est souvent basé sur les mesures de sa position, de sa vitesse et les mesures de couples. D'autres approches ont également été proposées pour contrôle les bras de robot industriels: famille de polynômes de contrôleurs de type PD (Reyes & Rosado, 2005), commande par apprentissage itératif (Tayebi & Islam, 2006), contrôle non linéaire mixte H_2/H_∞ (Siqueira, et al., 2006), control hybride force/vitesse (Jatta, et al., 2006). Le contrôle par impédance (Hogan, 1985), (Sciavicco & Siciliano, 1996) et le contrôle de compliance (Mason, 1981), (Michael, et al., 1982) a été proposé pour réaliser des mouvements souples du bras de robot, et appliquée à des robots industriels (Ciro, et al., 2000), (Haddadin, et al., 2011). Ces méthodes supposent de modéliser les caractéristiques dynamiques entre la pince (organes exécutifs, articulations) et l'environnement physique du robot.

Le contrôle sans capteur a été proposé par (de Luca & Mattone, 2005) pour la réalisation de mouvements souples de bras de robot industriels Cette méthode permet le passage d'une loi de commande classique à un contrôle hybride force /mouvement (angl. « Hybrid Force/Motion Control ») approprié qui permet de garder le contact lorsque la collision est détectée, tout en glissant sur l'obstacle. Pour régler la force d'interaction, (Kushida, et al., 2003) ont proposé l'approche de commande de force libre (angl. « forcefree control »). Cette méthode permet d'effectuer des mouvements guidés du bras robotique dans des conditions idéales : on peut le déplacer par application d'une force extérieure dans des conditions anormales comme s'il n'y avait pas ni force de gravité et ni force de frottement.

Toutes ces approches ont été spécialement développées pour des applications industrielles, dont est parfaitement connue l'information sur l'environnement physique et l'être humain qui est en interaction avec le robot industriel est un technicien professionnel avec un comportement «calibré» c'est-à-dire respectant les protocoles de sécurité imposés. Dans la robotique humanoïde ou d'assistance, la situation est différente car l'interaction de l'humain « non spécialisé » avec des robots humanoïdes implique une personne qui peut être n'importe qui et son comportement peut changer à chaque instant. Le contrôleur doit donc s'adapter à des grandes variétés de comportement physique humain.

Dans ce chapitre nous allons brièvement présenter le robot manipulateur qui est impliqué dans notre recherche et le modèle mathématique pour la simulation de l'interaction physique. Notre algorithme pour doter le robot d'une compliance active dans les contraintes du système de la commande numérique du robot Katana (modularité des boucles de commande, l'architecture fixe, le pas d'échantillonnage temporelle). Ensuite les expérimentations préliminaires de l'interaction physique rythmique avec le bras manipulateur avec la compliance seront présentées pour conclure sur la possibilité de l'utilisation des algorithmes proposés.

IV.1 - MODELISATION DE L'INTERACTION PHYSIQUE

IV.1.1 - Caractéristiques du bras Katana

Dans le bras manipulateur Katana que est disponible au laboratoire ETIS, chaque axe est contrôlé séparément. Cette approche du contrôle est appelée contrôle décentralisé. Cela signifie que les entrées de commande de chaque articulation ne dépendent que de la mesure du déplacement et de la vitesse de cette articulation. La vue principale du bras est présentée sur la Figure 72 et les données articulaires sont présentées dans le Tableau 10.

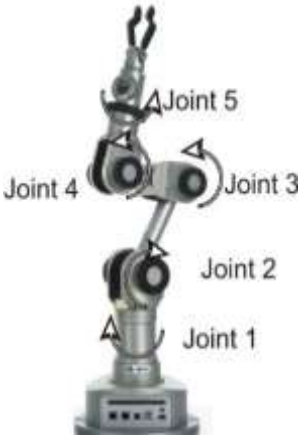


Figure 72. Bras robotique Katana 6M180 [extrait de documentation de société « Neuronics »].

Tableau 10. Données principales du système électromécanique du bras manipulateur Katana 6M180

Numéro d`articulation	Moteur			Réducteur	
	Puissance du moteur, Wt	Vitesse de rotation, tr/min	Rendement, η	Coefficient de transmission	Rendement, η
1	44,5	6400	0,84	100	0,80
2	47,9		0,85	371	
3	23,2		0,79	371	
4	44,5		0,84	100	
5	3,88	7800	0,81	100	
6	3,88				

Le système de régulation en cascade se compose d'un régulateur proportionnel-intégral (PI) permettant d'effectuer une régulation de vitesse en boucle fermée et d'un régulateur proportionnel (P) de position en boucle fermée Figure 73 . Ils sont mis en œuvre dans un « firmware » particulier. La boucle de commande interne en vitesse, est basée sur un régulateur PI de paramètres k_I et k_D. La boucle de commande externe en position utilise un contrôleur P de paramètre k_P. Chaque axe est entraîné par un moteur à courant continu avec un réducteur.

Dans le bras manipulateur Katana300 le courant directement consommé par le moteur de l'articulation ne peut pas être mesuré, mais on peut accéder à la valeur du PWM (Pulse Wave Modulation) qui est liée à la quantité de temps durant le cycle, lorsque le moteur est sous tension. Cette valeur est donc une image du courant de l'induit du moteur, donc une image du couple articulaire.

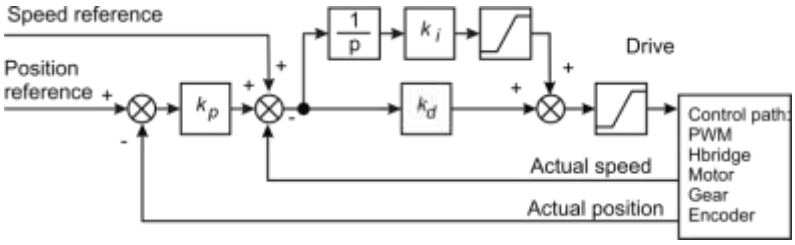


Figure 73. Schéma structurel montrant le principe de régulation en cascade de chaque articulation (extrait de Katata User Manual).

IV.1.2 - Modèle mathématique d'une articulation du robot Katana

La dynamique Lagrangienne fournit une description pratique du modèle dynamique des manipulateurs de robots rigides (Sciavicco & Siciliano, 2000) (Siciliano & Khatib, 2008). Supposons que le robot manipulateur possède n articulations et q est le vecteur de variables articulaires $q = [q_1, \dots q_n]^T$. Le modèle dynamique du robot manipulateur peut être décrit par l'équation de Lagrange:

$$H(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + \tau_g(q) = \tau \tag{5.1}$$

où $H(q)$ est la matrice d'inertie de dimension$(n \times n)$, $C(q,\dot{q})$ est le vecteur des forces centrifuges de Coriolis$(n \times 1)$, $\tau_g(q)$ est le vecteur de la force de gravité $(n \times 1)$ et τ est le vecteur (n × 1) des entrées de commande articulaires $(n \times 1)$.

Les frictions internes et les entrées de perturbation peuvent être prises en compte dans ce modèle. En effet, les forces non conservatives s'exercent au niveau des articulations du manipulateur. Elles sont données par les couples d'actionnement τ moins les couples de frottement visqueux $F_v\dot{q}$ (F_v étant une matrice $(n \times n)$ avec des coefficients de frottement visqueux dans sa diagonale), et le couple de friction statique $F_s(q,\dot{q})$. On peut considérer les frottements statiques selon le modèle de Coulomb simplifié $F_s sgn(\dot{q})$, où F_s est une matrice diagonale (n × n) et $sgn(\dot{q})$ est le vecteur de dimension $(n \times 1)$ dont les composantes sont données par le signe des vitesses articulaires simples.

Si l'effecteur du manipulateur est en contact avec l'environnement, une partie des couples d'actionnement est utilisée pour équilibrer les couples induits au niveau des articulations par les forces de contact. Les couples sont donnés par $J^T(q)h$ où h est le vecteur de la force et de moment exercé par l'effecteur sur l'environnement (Siciliano & Khatib, 2008).

De cette façon, l'équation du mouvement (5.1) peut s'écrire sous une forme compacte qui représente le modèle dynamique dans l'espace articulaire:

$$H(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + F_v\dot{q} + F_s sgn(\dot{q}) + \tau_g(q) = \tau - J^T(q)h \tag{5.2}$$

Une méthode de contrôle simple pour le contrôle du manipulateur est d'utiliser un système de commande basée sur la linéarisation du système autour d'un point de fonctionnement. Un exemple de cette méthode est le contrôle PD sans un système de compensation de gravité (Kelly, 1997).

$$K_p(q_d - q) - K_v\dot{q} = \tau \tag{5.3}$$

où K_p et $K_v \in R$ (n × n) sont des matrices de gain définies positives. Ce contrôleur est très utile pour la régulation de consigne, i. e. $q_d = cst$ (Siciliano & Khatib, 2008). Lorsque cette commande est appliquée en boucle fermée à l'équation (1) devient:

$$H(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + K_v\dot{q} + K_p e_q = 0 \tag{5.4}$$

où $e_q = q_d - q$, et le point d'équilibre tel que :

$$y = \begin{bmatrix} e_q^T & \dot{q}^T \end{bmatrix}^T = 0$$

IV.1.3 - Simulation de l'interaction physique

En première approximation on peut simuler la force exercée sur l'articulation du robot suivant un modèle impulsionnelle de l'équation (5.5)

$$F_H(t) = exp(-k_H.t) \tag{5.5}$$

où k_H est le coefficient de force ajusté à partir de données expérimentaux.

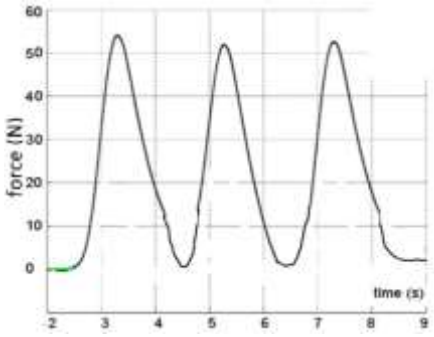


Figure 74 Force exercée sur l'articulation

Cette force est appliquée à l'extrémité du bras simulé, comme dans les expériences qui serait présentées dans la section suivante. En se basant sur les équations (5.2), (5.3) et (5.5), nous avons construit sous Matlab/SimMechanics et Matlab/Simulink un modèle pour simulation de l'articulation du manipulateur (Figure 75 et Figure 76). Selon le schéma sur la Figure 75 la compensation de la gravité ne s'applique pas, la force exercée par l'être humain est modélisée selon de l'équation (5.5), et est appliquée comme une perturbation externe pour l'articulation du manipulateur simulé.

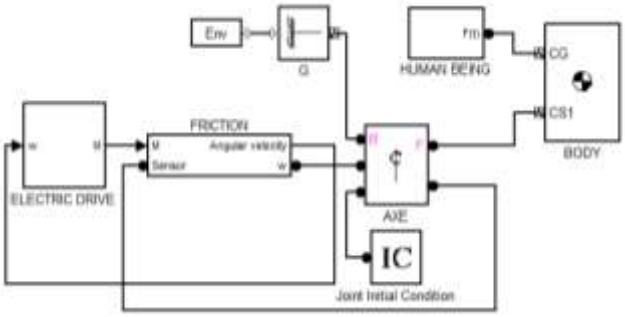


Figure 75. Modèle dynamique d'une articulation robot dans logiciel MATLAB/SimMecanics

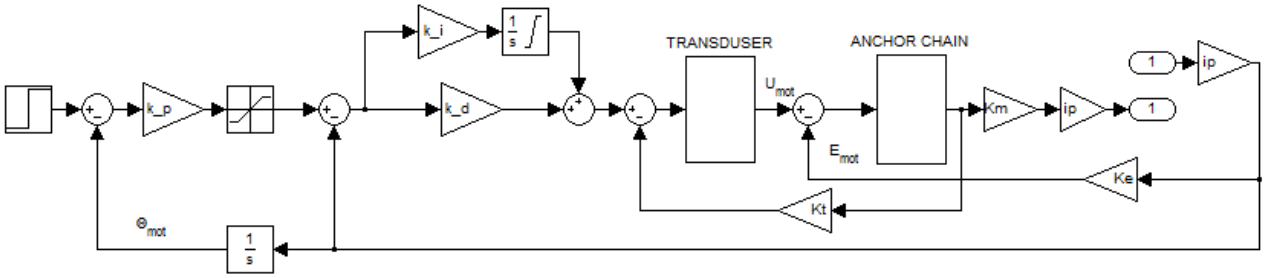


Figure 76 Modèle des boucles de commande du bloc « Electric Drive » de la Figure 75 dans logiciel MATLAB/Simulink.

Les Figure 77a et la Figure 77b montrent les effets de la variation de l'angle $\theta(t)$ et du courant moteur $\mathrm{I}(t)$ lors de l'application de la force extérieure d'amplitude 10 N environ. On voit que le système de contrôle compense cette force comme une perturbation, mais cette compensation dépend du gain K_P de la boucle externe et des gains K_D et K_I de la boucle interne.

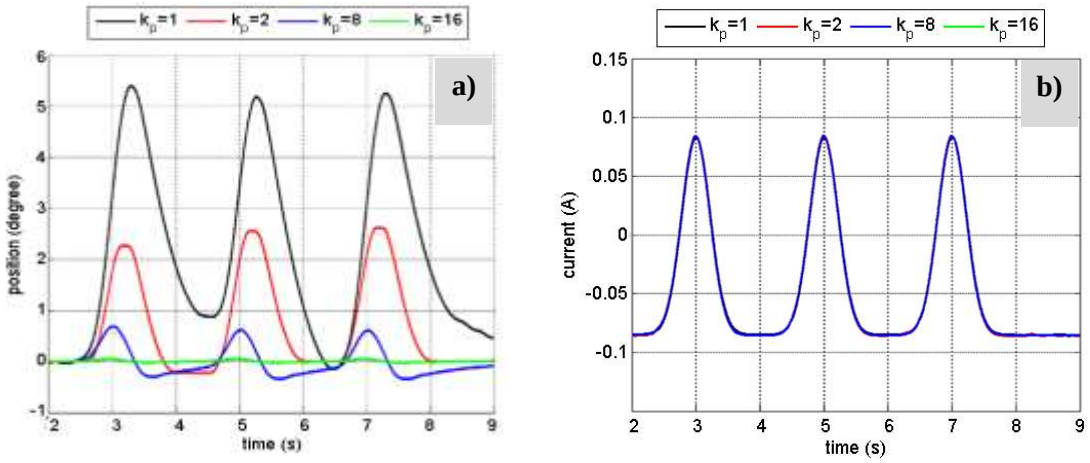


Figure 77 Simulation de l'influence du coefficient K_P du contrôleur P de la position sur les caractéristiques du mouvement de l'articulation (position articulaire et le courant du moteur).

IV.1.4 - Expériences préliminaires d'interaction entre un bras robotique et le bras de l'homme

IV.1.4.1 - Effets d'une interaction physique

Le but de ces expériences présentées ici est d'estimer la réponse du manipulateur à une série de forces externes inconnues exercées par un humain (dans le plan vertical en extrémité du bras). Deux types de séries de forces sont appliqués, au même point (voir Figure 78.). Selon deux scenarios d'interaction. Dans le Scénario A: l'intensité de la force varie progressivement (rampe en force). Dans le Scénario B: intensité de la force varie brutalement (impulsion de force).

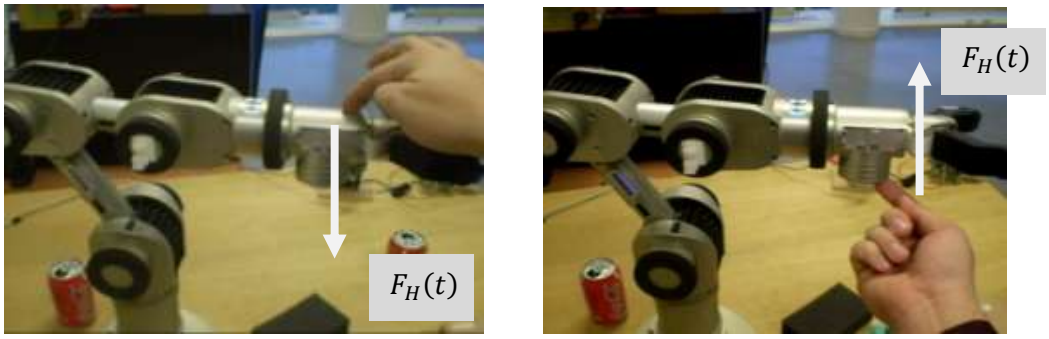


Figure 78 Expérimentation avec le robot Katana : application d'une force externe inconnue

Des exemples de réponse du robot aux perturbations du scénario «A» et «B» sont représentés sur la Figure 79. L'action de la perturbation peut être décomposée en deux phases. Pendant la première phase (périodes *a* et *c* sur la Figure 79a l'homme pousse le bras qui se déplace de sa position initiale. Dans la deuxième phase (périodes *b* et *d* sur la Figure 79a), l'homme arrête de pousser le bras qui revient dans sa position initiale. Les valeurs moyennes de la vitesse et du courant sont présentées dans les Tableau 11 et Tableau 12.

En comparant les réponses à une perturbation provenant de la force exercée par l'être humain, nous pouvons voir que la perturbation provoque le même effet. En effet, dans le scénario non agressif « A » Figure 79A, l'influence de la force externe provoque un déplacement articulaire d'environ 3 degrés et le courant maximal consommé par est d'environ 284 mA, pour une vitesse allait jusqu'à 0,0055 rad/s. Pour le Scénario B, qui est plus agressif: l'influence de la force provoque une vitesse jusqu'à 0,0107 rad/s et le courant consommé jusqu'à 236 mA, le déplacement 2,5 degrés.

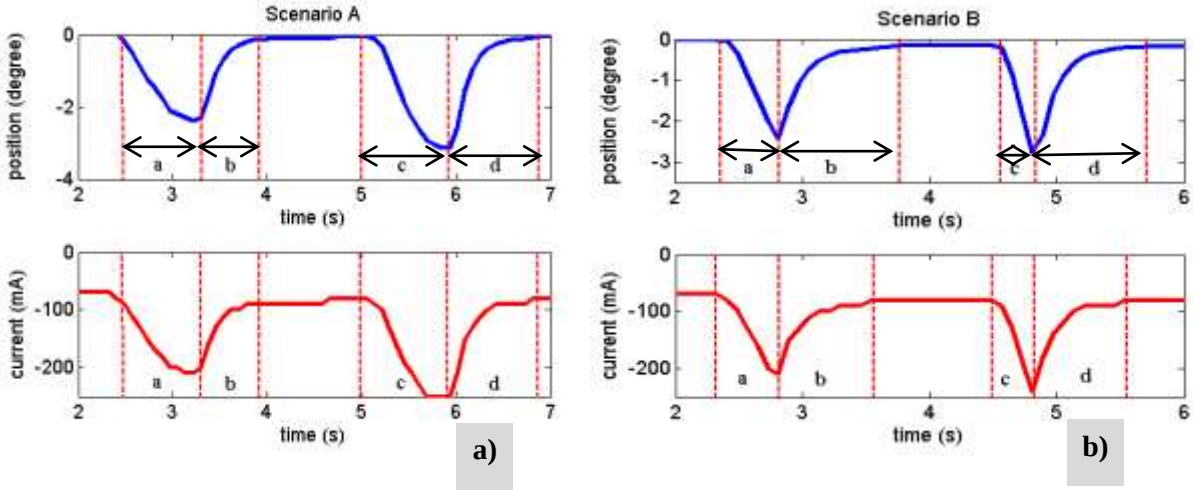


Figure 79. Variations de l'angle articulaire ΔΘ(t) et le courant du moteur I(t) en cas de perturbation

Tableau 11. Perturbation of the Type "A"

Phase	Valeur moyenne de la vitesse angulaire, rad/s	Valeur moyenne du courant, mA
a	0.0047	161.3
b	0.0039	100.1
c	0.0062	199.8
d	0.0055	107.6

Tableau 12. Perturbation of the Type "B"

Phase	Valeur moyenne de la vitesse angulaire, rad/s	Valeur moyenne du courant, mA
a	0.0085	140.1
b	0.0037	100.3
c	0.0130	114
d	0.0065	118.7

La Figure 79 représente la réponse du système à une perturbation par les deux scénarios pour différentes valeurs du gain proportionnel K_P de la boucle de la position. Les résultats sont très semblables aux simulations de la Figure 77. Cependant le courant diffère de 0.5 mA lorsque $K_P = 16$ car la boucle de régulage possède un grande coefficient proportionnel.

Nous voyons que, pour de faibles valeurs du gain, le système subit une force extérieure avec une grande variation angulaire parce que la raideur d'asservissement est faible. En augmentant le gain, le système devient plus «rigide». Ces résultats sont bien connus en théorie d'asservissement (c'est ce qu'on apprend dès les premiers cours d'automatique) cependant, dans tous les cas, les variations de courant sont presque identiques à l'ordre de 0,1 A. Par rapport à la simulation, les différences sont causées par la prise en compte approximative des forces de frottement et inerties, de la même articulation.

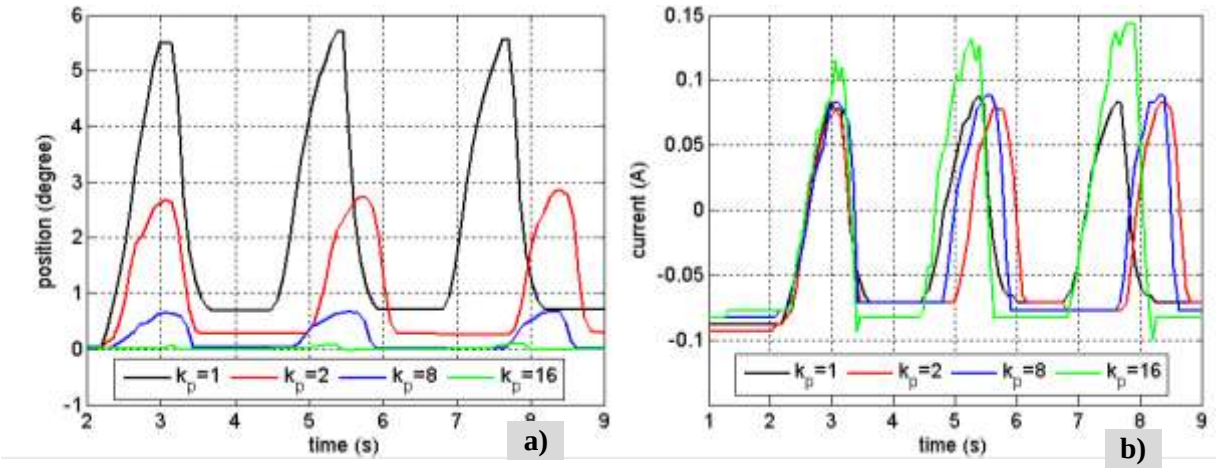


Figure 80. Dépendances expérimentales du coefficient d'influence de gain K_P du contrôleur proportionnel de position : a) la position articulaire ; b) le courant du moteur.

IV.1.5 - Interaction rythmique passive Homme-Robot

Une série d'expériences préliminaires sont menées ici pour mieux comprendre la dynamique d'une interaction physique rythmique entre un homme et un robot, particulièrement les fréquences « naturelles » qui apparaissent lors d'un mouvement de poignée de main entre l'homme et d'un robot.

IV.1.5.1 - Montage expérimental

Le robot est en mode passif c'est-à-dire qu'il n'est pas alimenté et qu'aucun moteur n'est asservi. Le mouvement rythmique est appliqué par l'humain avec deux comportements: un mouvement rythmique rapide et un autre lent.

Figure 81. Interaction rythmique passive d'une personne avec le bras manipulateur Katana.

Pour enregistrer la vitesse de l'articulation le manipulateur Katana 6M180 est instrumenté par deux accéléromètres à trois axes (355 ADXL) et le gyroscope à trois axes (LPR530AL, LY530ALH) placés sur le robot comme indiqué sur la Figure **82** en suivant les principes présentés dans [Khomenko et al. (2011)]. Les valeurs courantes des accélérations (verticale et horizontale) sont traitées par un microcontrôleur et envoyées à une période d'échantillonnage de 40 ms au système de commande du robot après filtrage et

transformation des systèmes de coordonnées pour les enregistrer. La position articulaire et la vitesse sont calculées à partir des signaux du gyroscope.

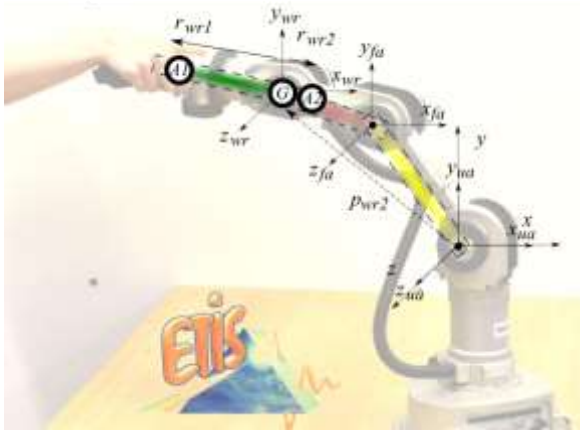


Figure 82. Dispositif expérimental : bras manipulateur Katana, la position du gyroscope G et des accéléromètres A1 et A2.

IV.1.5.2 - Aspect dynamique de l'interaction physique rythmique

Le modèle est construit avec l'hypothèse qu'il existe un contact parfait et rigide entre la main de l'homme et l'articulation du robot. La Figure 83 montre le portrait de phase pour le mouvement de l'articulation du coude pour les deux types du mouvement appliqués par l'être humain et les résultats de décomposition spectrale (FFT Matlab).

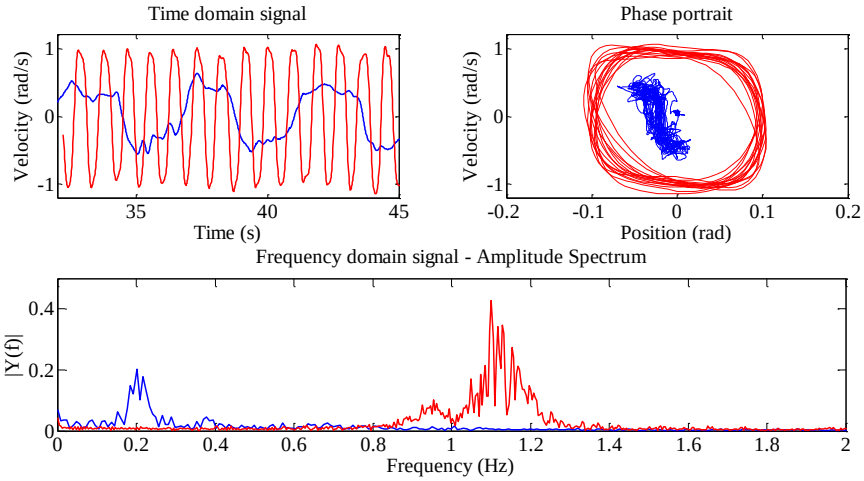


Figure 83 Analyse de l'interaction rythmique avec le bras manipulateur passif rapide (rouge) et lent (bleu) : signaux et portrait de phase, analyse spectrale (FFT).

Dans cette expérience, il est demandé de l'humain, d'essayer de faire un geste de poignée de main avec le robot suivant deux scenarios (rapide et lent). On constate que les fréquences de l'interaction rythmique entre l'être humain et le robot sont d'environ 0.2 Hz (mouvement lent) ou 1.1 Hz (interaction rapide). On observe que les portraits de phase sont remarquablement différents. De plus les mouvements de poignée de main rapides ne sont très sinusoïdaux, au contraire des mouvements lents. Ceci est dû aux caractéristiques mécaniques de l'articulation dont les frictions principalement statiques et visqueuses d'un côté, et du tremblement musculaire humain de l'autre. Aucun questionnaire été utilisés durant cette expérience. Le comportement décrit a été constatée via observation subjectives des participants.

IV.1.6 - Exemple de compliance articulaire contrôlée

L'expérience précédente, nous a permis d'identifier les caractéristiques électromécaniques du bras robotique. Nous proposons ici de modifier la boucle d'asservissement en fonction des paramètres d'interaction physique tels que le déplacement causé par cette interaction. Le bras robotisé doit accompagner le mouvement du bras humain en fonction de l'intensité et de la direction de la force (deux directions dans notre expérience : vers le haut ou vers le bas). Nous proposons de changer la consigne de la position articulaire en fonction de la direction et de l'intensité de la force appliquée par l'homme. (Figure 84) qui correspond au Scenario « B » de la section précédente.

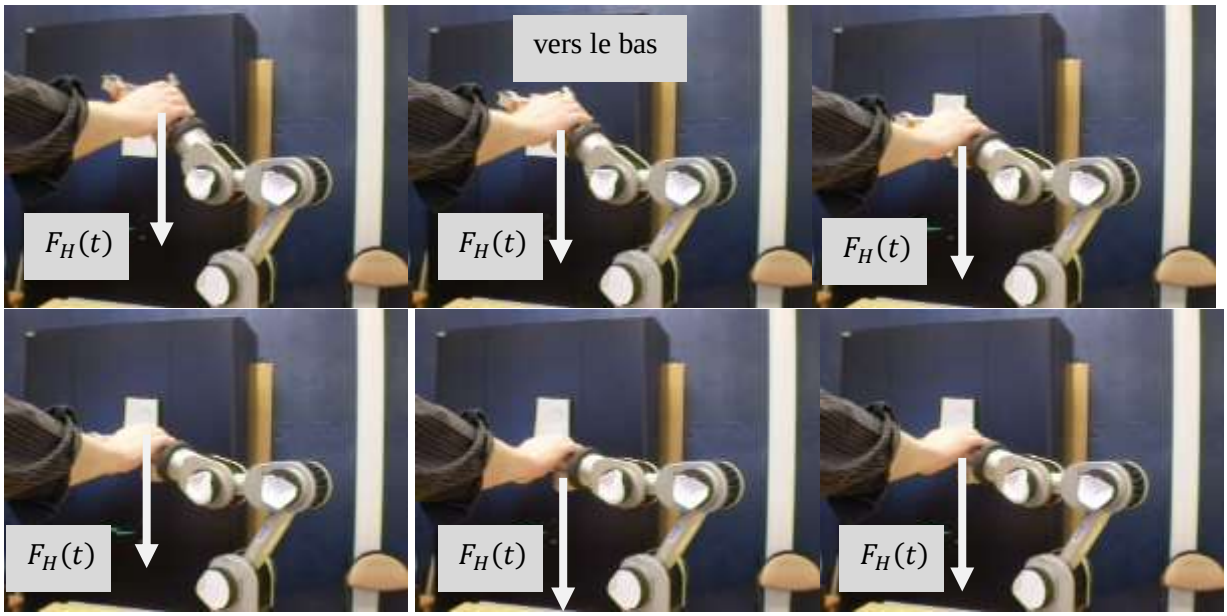


Figure 84. Expériences d'adaptation d'une articulation du robot manipulateur Katana aux forces appliquées par un humain.

IV.1.7 - Algorithme d'adaptation de la consigne « pas-à-pas »

Nous proposons un algorithme de commande articulaire basé sur la variation de la consigne en utilisant une valeur du déplacement minimal $\Theta_{\min}$. En mesurant le courant du module PWM, une nouvelle consigne pour la boucle de position est recalculée. Cette nouvelle consigne est incrémentée en fonction du sens de variation du courant, qui dépend lui-même de la direction de rotation du moteur. Ainsi, la loi de commande est:

$$\begin{cases} \Theta_{i+1} = \Theta_i + \Theta_{\min} & if \quad I > I_{min} \\ \Theta_{i+1} = \Theta_i - \Theta_{\min} & if \quad I < -I_{min} \\ \Theta_{i+1} = \Theta_i & if \quad I = 0 \end{cases} \tag{5.6}$$

où I_{min} est l'amplitude du courant mesurée (ajusté par la voie expérimentale pour minimiser l'automouvement causée par le bruit de mesures).

Les résultats de l'interaction physique avec cet algorithme implémentée sur une articulation sont représentés sur la Figure 85.

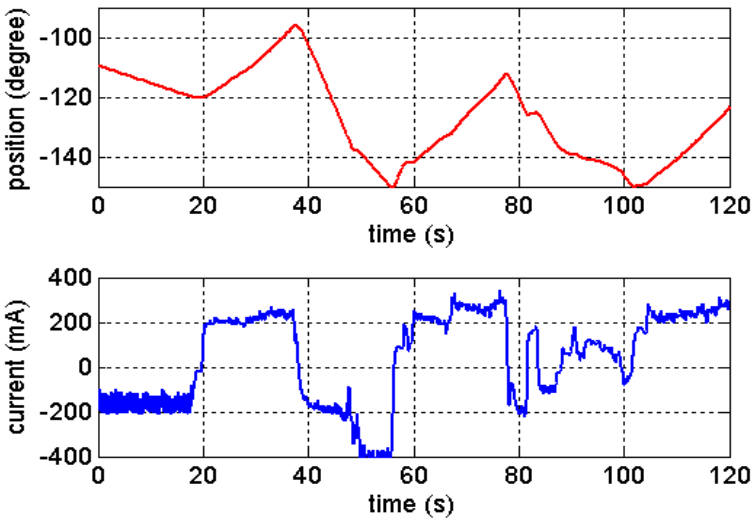


Figure 85. Dépendances de variation d'angle Θ(t) et du courant du moteur avec l'algorithme d'adaptation de la consigne pas à pas.

Le Tableau 13 présente les valeurs de l'angle de déplacement de l'articulation sous l'action de la force de l'être humain, la moyenne Ω_{av} de la valeur absolue de la vitesse, calculée selon l'éq. (5.7) et la valeur active du courant I_{act}, calculée selon l'éq. (5.8).

$$\Omega_{av} = \frac{1}{T}\int_0^T |\omega(t)|dt \tag{5.7}$$

$$I_{act} = \sqrt{\frac{1}{T}\int_0^T [i(t)]^2 dt} \tag{5.8}$$

Tableau 13. Valeurs observées lors de l'expérience de la Figure 85

Période de temps, s	**0.0-19.5**	**19.5-37.6**	**37.6-55.9**
Déplacement, deg	10	25	55
Valeur absolue moyenne de la vitesse angulaire, Ω_{av}, rad·s^{-1}	0.0021	0.0029	0.0069
Valeur du courant, mA	175	212	278
Période de temps, s	**55.9-77.6**	**77.6-102**	**102-120**
Déplacement, deg	38	38	25
Valeur absolue moyenne de la vitesse angulaire, rad·s-1	0.0042	0.0044	0.0033
Valeur du courant, mA	230	106	233

Le plus petit déplacement observé avec l'articulation du robot est de 10 degrés avec une vitesse angulaire moyenne 0,0021 rad/s^{-1}. La valeur moyenne du courant enregistrée est de 175 mA pendant l'intervalle donné. Le plus grand déplacement atteint est de 55 degrés avec une vitesse angulaire moyenne de 0,0069 rad/s^{-1}, et une valeur moyenne de 278 mA pour le courant.

Pour l'utilisateur final qui interagit avec le robot, il est très important de se comporter de manière naturelle et se sentir en confort. La personne qui a participé à cette expérience a dit qu'elle n'avait pas exactement ressentit la sensation de confort et la fluidité du mouvement, En effet, le bras vibre et possède beaucoup de frottements, la personne a eu donc quelques difficultés à pousser l'articulation aux positions désirées.

IV.1.8 - Algorithme d'adaptation de la consigne « pas-à-pas » proportionnellement au mouvement.

Cette approche est aussi basée sur le changement de la consigne pour la boucle de position. La consigne est calculée proportionnellement à la force d'interaction avec l'homme. Les coefficients des régulateurs des boucles de commande ne changent pas pendant l'expérience. L'algorithme précédent peut être modifié pour effectuer le réglage de la consigne pour la boucle de position. Ceci impose une variation de la consigne proportionnellement à la différence entre position actuelle et précédente $\Delta_\Theta = \Theta_i - \Theta_{i-1}$ causée par la force externe. Cette loi de commande (eq. (5.9)) est plus simple que la première (eq. (5.6)):

$$\Theta_{i+1} = \Theta_i + \Delta_\Theta \cdot K \tag{5.9}$$

Les résultats de l'interaction physique sont représentés sur la Figure 86. La comparaison des performances des deux algorithmes proposés montre que le premier algorithme permet une moyenne de 31 degrés dans le déplacement de mouvement pour un courant moyen de 205 mA (1 degré consomme environ 4,46 mA). Le second algorithme permet un déplacement de mouvement similaire (moyenne de 33 degrés), mais pour une moyenne actuelle de 68 mA (1 degré consomme 2 mA environ).

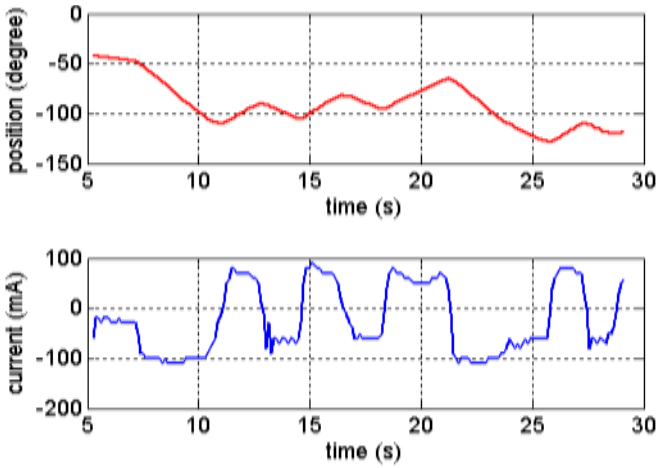


Figure 86. Dépendances de variation d'angle Θ(t) et du courant avec l'algorithme d'adaptation de la consigne proportionnellement aux variations angulaires.

Table 1 Valeurs observées lors de l'expérience de la Figure 86

Période de temps, s	**7.15-10.9**	**10.9-12.8**	**12.8-14.6**
Déplacement, deg	61.6	19.5	15
Valeur absolue moyenne de la vitesse angulaire, Ω_av, rad•s-1	0.0348	0.0232	0.0190
Valeur du courant, mA	95.1	60.3	61
Period of time, s	**16.5-18.2**	**18.2-21.3**	**21.3-25.8**
Déplacement, deg	13	31	63
Valeur absolue moyenne de la vitesse angulaire, Ω_av, rad•s-1	0.0163	0.0219	0.0305
Valeur du courant, mA	50.8	59.1	86

IV.2 - INTERACTION HOMME ROBOT PAR CONTROLEUR D'ADMITTANCE

Pour interagir avec l'environnement, les robots, comme les humains ont besoin de contrôler la force et de l'impédance au niveau des points de contact. La vigueur prévoit la stabilité de mouvement et de contact au cours de l'exécution de la tâche tout en gardant une impédance mécanique aide à stabiliser le système contre les perturbations. La plupart des manipulateurs industriels utilisent une grande rigidité dans le contrôle de trajectoire, car ils ont été conçus principalement pour se déplacer rapidement dans l'espace libre (par exemple, pour placer dans des boîtes), ou sont suffisamment rigide pour que l'interaction dynamique puisse être négligée. Cependant, les robots légers modernes interagissent avec les objets fragiles, d'autres machines voire les humains. Cette dynamique exigeante et différente nécessite une adaptation continue de la force, de l'impédance, pour éviter les obstacles, suivre les trajectoires.

Deux approches de contrôle sont utilisées dans des applications haptiques et dans le domaine de l'interaction homme-robot, à savoir, le contrôle d'impédance et le contrôle d'admittance. Le contrôleur d'impédance récupère un déplacement mesuré à son entrée et produit une consigne en force. Les dispositifs commandés par cette méthode devraient idéalement avoir des faibles inertie et frottement ou même aucune imperfection du matériel puisque l'utilisateur devra inévitablement sentir ces forces si elles ne sont pas adéquatement compensées. Le contrôleur d'admittance, d'autre part, opère à son entrée avec une force mesurée et génère une consigne en déplacement. Les contrôleurs d'impédance représentent la grande majorité des contrôleurs proposés dans la littérature et dans les applications déployées tandis que les contrôleurs d'admittance sont moins fréquents.

IV.2.1 - Admittance articulaire contrôlée

IV.2.1.1 - Généralités

L'interaction physique homme-robot (pHRI) s'appuie généralement sur le contrôle d'admittance. Cette méthode tolère la présence des frottements dans les articulations et des imperfections des matériels, en utilisant la différenciation de la force comme un capteur naturel de l'intention humaine. Elle ne demande pas de la matrice jacobéenne décrivant la relation entre les déplacements différentiels dans les systèmes des coordonnées articulaires et cartésiennes pour le calcul des consignes. Cette conception du contrôle d'admittance peut être appliquée à la tâche de poignée de main entre le robot et l'humain.

Du point de vue de l'instrumentation, un capteur de force / couple est normalement utilisé pour détecter les intentions de l'être humain (Kosuge & Kazamura, 1997; Colgate, et al., 2003). Il pourrait être également possible d'utiliser des capteurs de couple au niveau de chaque articulation du robot de (Grunwald, et al., 2001) ou d'utiliser la rétroaction de courant de moteur (Kobayashi, et al., 2005) afin d'estimer les forces de contact avec l'environnement, comme nous l'avons montré à la section précédente. Différents robots ont été conçus de collaborer avec les humains (Colgate, et al., 2003; Peshkin, et al., 2001).

Afin d'améliorer l'intuitivité, plusieurs lois de contrôle d'admittance variables ont été développées dans la littérature. Dans (Ikeura & Inooka, 1995) l'amortissement virtuel est choisi entre deux valeurs prescrites en fonction de la vitesse alors que dans (Ikeura, et al., 2002) l'amortissement est ajusté en ligne de manière à minimiser une fonction de coût sélectionnée. Dans (Tsumugiwa, et al., 2002) l'amortissement est modifié sur la base de l'estimation en ligne de la raideur du bras humain. Enfin, dans (Duchaine & Gosselin, 2007), et dans (Tsumugiwa, et al., 2001) la dérivée dans le temps de la force est utilisée, de façon différente, pour ajuster l'amortissement virtuel.

IV.2.1 - Caractéristiques du bras MICO

Le bras manipulateur MICO disponible à l'Ecole des Mines de Nancy possède des actionneurs électriques et des transmissions mécaniques à chaque articulation. L'architecture de commande est inconnue à l'utilisateur final, (la documentation fournie l'information minimale). Selon la documentation chaque axe est contrôlé séparément pour contrôle articulaire ou Cartésien. Le contrôle en force et en couple sont aussi possibles. Le bras manipulateur est équipé d'un accéléromètre, d'un capteur de couple et d'un capteur de position dans chaque articulation. Ces deux derniers rendent possible la commande en position et en couple. La vue principale du bras est présentée sur la Figure 87 et les données articulaires sont présentées dans le Tableau 14 (sauf deux doigts).

Figure 87. Bras robotique MICO Kinova [extrait de documentation de société « Kinova »].

Tableau 14. Données principales du système électromécanique du bras manipulateur MICO Research

Numéro d`articulation	Moteur Brushless DC motor		Réducteur Harmonic Drive[tm]	Accéléromètre/ Capteur du courant/ Capteur du couple
	Couple continu, Nm	Vitesse de rotation, tr/min	Coefficient de transmission	+/- 3g in X, Y, Z / +/- 5 A / installé
1	9,5	9	136	
2	9,5			
3	9,5			
4	3,8	18	110	
5	3,8			
6	3,8			

IV.2.2 - Contrôle d'admittance dans le bras robotique MICO

Dans le bras robotique MICO le principe de base pour le contrôle d'admittance est basé sur le modèle de (Lecours, et al., 2012). Pour réaliser le contrôle d'admittance on mesure le couple dans chaque articulation du bras et on extrait le couple de gravité de cette valeur (Figure 88). Ensuite, la force cartésienne est estimée à partir des couples articulaires et est envoyée au modèle d'admittance exprimé par l'équation :

$$\mathrm{f_H} = m\ddot{x} + \mathrm{c}\dot{x} \tag{5.10}$$

où f_H : force artésienne appliquée, m : masse virtuelle, c : coefficient d'amortissement (damping), $\dot{x}$ et $\ddot{x}$: vitesse et l'accélération.

Dans l'espace de Laplace de la vitesse désirée s'écrit :

$$\dot{X}_\mathrm{d}(s) = \frac{F_H(s)}{ms+c} \tag{5.11}$$

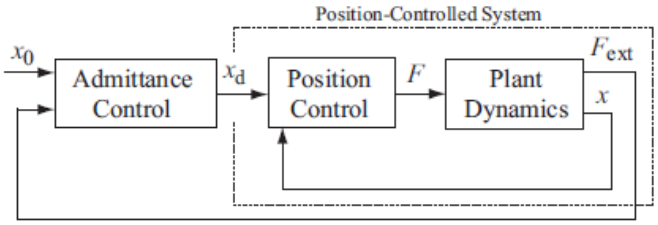


Figure 88 Contrôle d'admittance (extrait de (Ott, et al., 2010))

Via l'API fournie avec le robot MICO on peut modifier différents paramètres du modèle : la masse virtuelle pour chaque axe, le coefficient d'amortissement virtuel (damping) pour chaque axe, la force minimale pour chaque axe, la force maximale pour chaque axe.

IV.2.3 - Poignée de main avec impédance articulaire contrôlée

Le robot MICO est en mode actif c'est-à-dire que chaque moteur est asservi. La poignée de main est initialisée par l'homme (Figure 89). Les paramètres de modèle d'admittance sont présentés dans le Tableau 15.

Figure 89. Montage expérimental pour la poignée de main entre l'humain et le robot MICO

Sur la Figure 90 sont montrées les valeurs de la position relative et de la force articulaires en cours de l'interaction. On voit que les articulations 1, 4 et 6 ne participent pas dans l'interaction rythmique en se déplaçant dans la position demandée. Les articulations 2, 3 et 5 s'engagent au mouvement rythmique durant 13 s environ. La fréquence du mouvement est 0,7 Hz environ avec la force de 30 N dans l'articulation 2. Les valeurs articulaires sont importantes durant l'analyse du comportement d'une articulation car le commande est toujours appliquée au niveau de la consigne articulaire.

Tableau 15. Paramètres de modèle d'admittance du robot MICO.

% Experiment of 7/5/114 Miko's parameters, record started at 18:1:6							
Articulation, i	Contrôleur PID position			Contrôleur d'admittance		Autres paramètres d'admittance	
	P[i]	I[i]	D[i]	val_inertia[i]	val_dumping[i]	val_minactforce[i]	val_maxactforce[i]
0:	0.8	0.0	0.1	0.001415	0.023580	1.5	3.0
1:	0.8	0.0	0.1	0.001880	0.031440	4.0	6.0
2:	0.8	0.0	0.1	0.002830	0.047170	2.0	5.0
3:	0.8	0.0	0.1	0.000472	0.007860	1.5	2.0
4:	0.8	0.0	0.1	0.000472	0.007860	1.5	2.0
5:	0.8	0.0	0.1	0.000472	0.007860	1.5	2.0

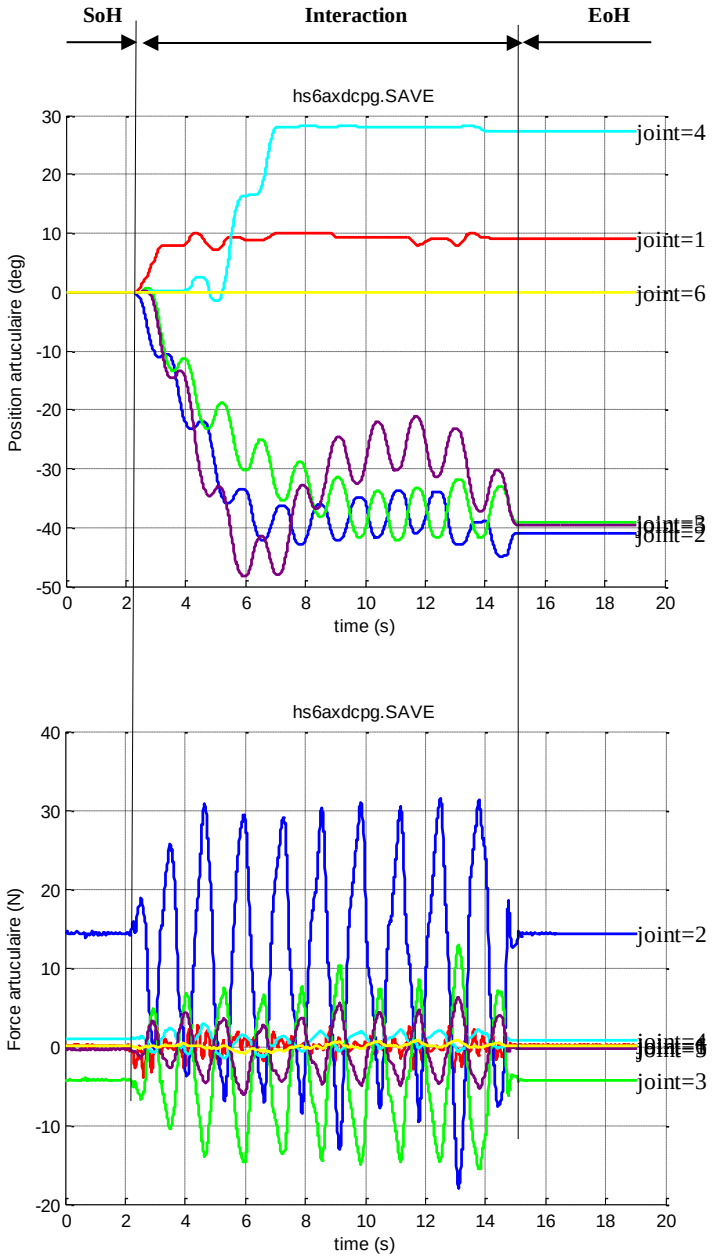


Figure 90. Positions et forces articulaires enregistrées via fonctions API du robot durant la poignée de main avec l'humain.

Pour l'analyse globale il est intéressant d'observer le comportement du bras dans l'espace cartésien. Sur la Figure 91 sont présentées les trois projections de la force cartésienne. On voit que la projection sur l'axe Z du système des coordonnées du robot est dominante par rapport aux projections sur l'axe Y et sur l'axe X. Cela montre bien que le mouvement de la poignée de main peut être considéré comme dans un seul plan.

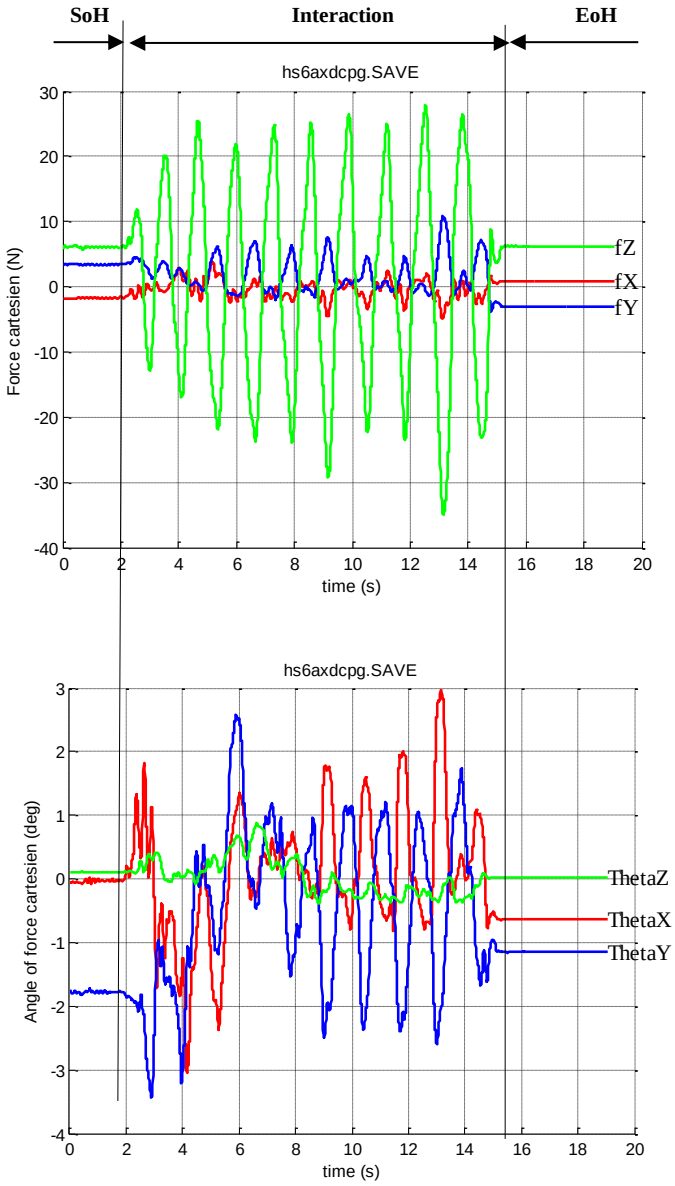


Figure 91. Forces cartésiennes durant la poignée de main entre robot et l'humain.

IV.3 - IMPLEMENTATION DU CPG POUR LE BRAS ROBOTIQUE

Sur la base des conditions d'équilibre de la tension de la membrane dans les équations de Rowat-Selverston, des solutions pratiques de conception de CPG peuvent être obtenues. Dans une application pratique, il est généralement préférable d'effectuer un minimum de calculs pour augmenter la vitesse computationnelle de la boucle implémentée.

IV.3.1 - Contrôle d'une articulation du bras manipulateur

A cette fin, le modèle initial du mécanisme produisant le comportement rythmique représenté sur la Figure 92 est résolu numériquement avec la méthode d'Euler; le reste de l'architecture du CPG est l'ensemble des équations algébriques. Sur la Figure 92 l'architecture du CPG est montrée par une ligne pointillée. Les fonctions marquées par les rectangles LR et C qui prennent en charge la réalisation de l'apprentissage de la fréquence et le retour sensoriel complètent le contrôleur neuronal proposé précédemment.

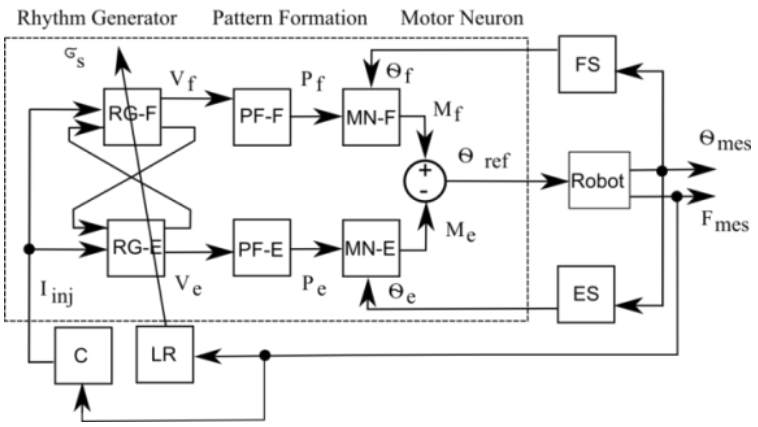


Figure 92. Modèle complet du contrôleur CPG pour une articulation du robot.

Sur la Figure 93 sont présentées les dépendances temporelles du comportement du modèle de CPG appliquée à l'articulation du bras du robot Katana. Le premier graphique représente la tension de la membrane, la cellule est en mode d'oscillation, le courant injecté est proportionnel à la position de l'articulation pilotée. Le second graphique montre les signaux de sortie des neurones de deuxième et troisième étages PF, MN et E. Le troisième graphique montre la position angulaire de l'articulation contrôlée par le contrôleur bio inspiré.

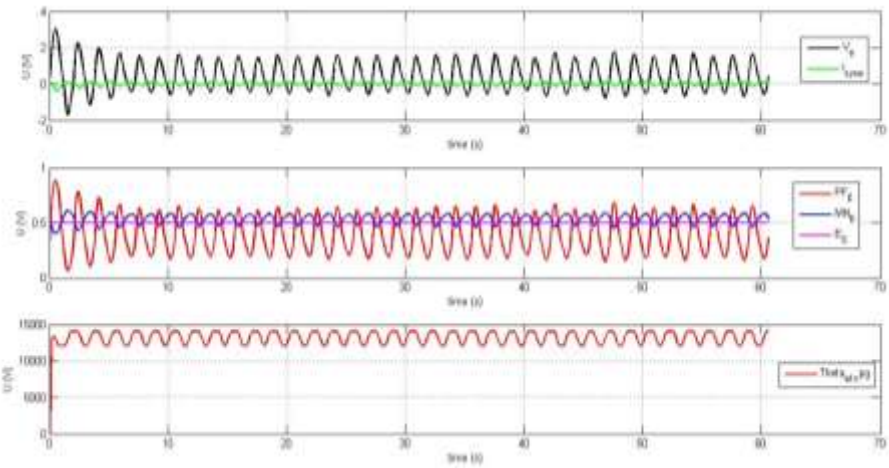


Figure 93 Activation des neurones d'un CPG pendant les mouvements rythmiques

Sur la Figure 94 sont présentées les courbes expérimentales de la poignée de main avec le robot avec une articulation pilotée par le contrôleur neuronale. La force agissante dans l'articulation est mesurée par le biais d'une fonction de l'API du robot Katana et elle est utilisée comme retour proprioceptif pour l'apprentissage de la fréquence de l'interaction. Cette fonction mesure le courant électrique d'induit de l'actionneur et le recalcule en force, il s'agit donc d'une mesure indirecte. Sur la sous figure les paramètres de la cellule sont présentés. La deuxième sous figure détaille les paramètres de l'articulation et la troisième sous figure illustre trois zones temporelles pour les étapes de l'apprentissage de la fréquence durant l'interaction. La séquence de 0 à 5 s illustre l'oscillation de la tension avec une fréquence initiale et on voit l'apparition du signal injecté avec une fréquence différente. Deuxième séquence de 10 à 15 s montre la synchronisation en cours, on constate que la phase de la tension se change pour s'approcher du signal d'apprentissage. La dernière séquence présente la phase de 22 s à 26 s ou les signaux ont la même fréquence et la même phase.

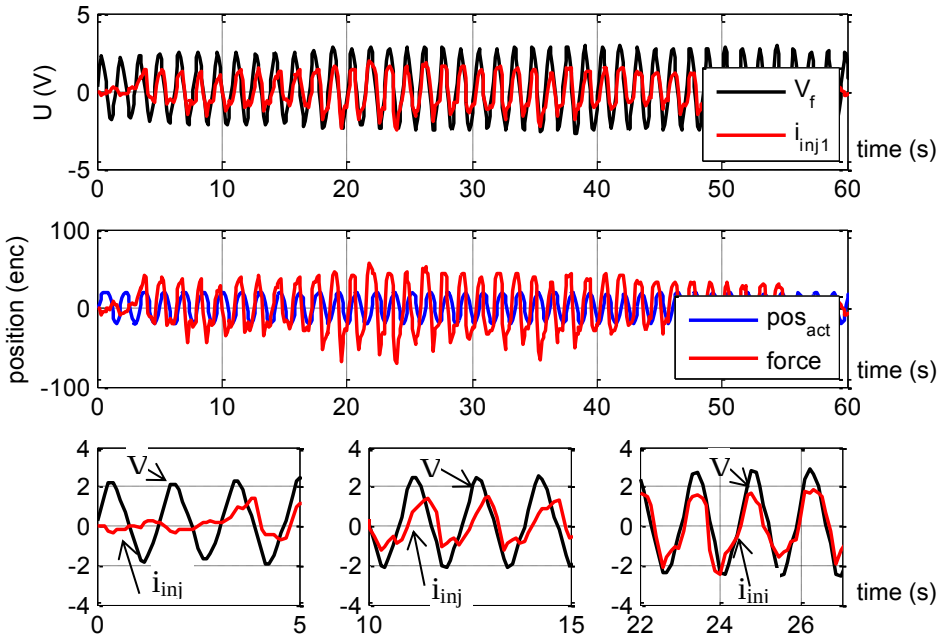


Figure 94. Apprentissage des paramètres du mouvement durant l'interaction avec 1 articulation.

Dans le système de coordonnées de la base du manipulateur Figure 95 présente la trajectoire du mouvement dans le plan sagittal (x, y).

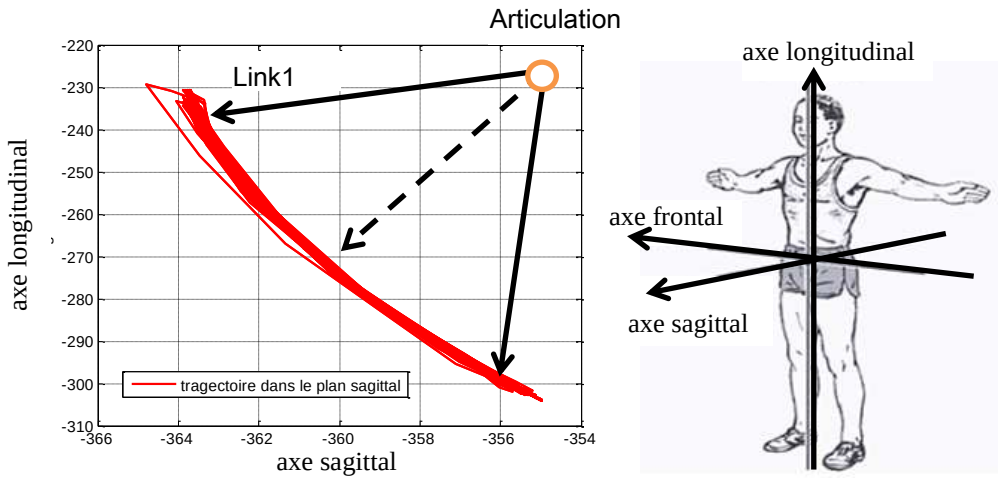


Figure 95. Trajectoire du mouvement durant l'interaction avec 1 articulation.

IV.3.2 - Contrôle de deux articulations du bras manipulateur

Dans le cas du contrôle de deux articulations du bras robotique Katana l'architecture devient plus sophistiquée (Figure 96). L'architecture est implémentée pour les articulations numéro 3 et 4 (cf. Figure. 42 p. 56). Pour cette expérimentation les CPG ne sont pas liés entre eux, sauf la liaison via la chaine cinématique du manipulateur interagissant avec l'humain.

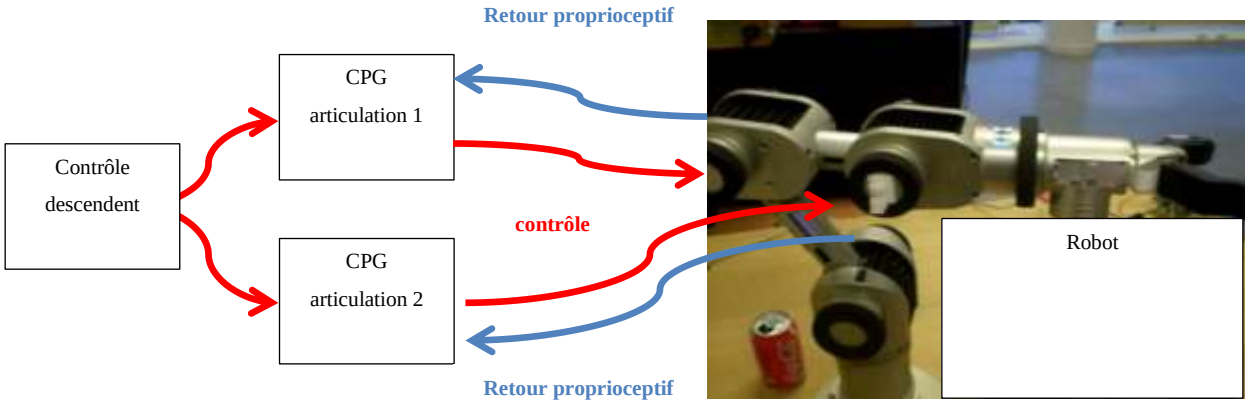


Figure 96. Deux articulations du robot manipulateur contrôlées

La Figure 97 présente séparément les résultats d'apprentissage de l'architecture du contrôleur neuronal à base de CPG comme sur la Figure 94. Chaque contrôleur d'articulation apprend son rythme du mouvement pour que l'organe terminal du bras se synchronise avec le mouvement imposé par la main de l'humain (les articulations numéro 3 et 4 cf. Figure. 42 p. 56). Sur la Figure 97a la première sous figure

présente les paramètres de la cellule du CPG de, la deuxième sous figure détaille la position articulaire et la force d'articulation et la troisième sous figure illustre trois zones temporelles de la poignée sous figure pour les étapes d'apprentissage de la fréquence durant l'interaction (initiation ; apprentissage ; fin de l'apprentissage). La Figure 97a

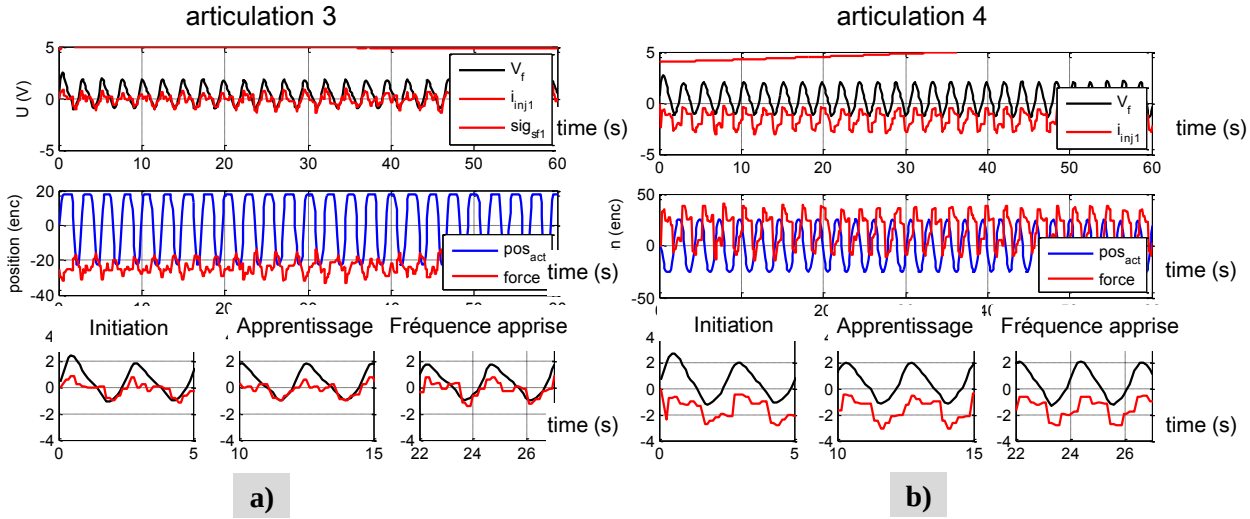


Figure 97. Apprentissage des paramètres du mouvement durant l'interaction avec deux articulations.

La comparaison de comportement du robot Figure 94 et Figure 97 permet de conclure que chaque de deux articulation apprend sa propre fréquence du mouvement. L'appel des deux fonctions d'API pour avoir la valeur de la force augmente le temps des calculs des équations du CPG ce qui réduit la précision et la qualité de la trajectoire exécutée par le robot.

L'augmentation du nombre d'articulations actives enrichit la trajectoire du mouvement du robot durant l'interaction. Sur la Figure 98 la trajectoire dans le plan sagittal du mouvement est présentée dans son évolution en trois états durant l'apprentissage.

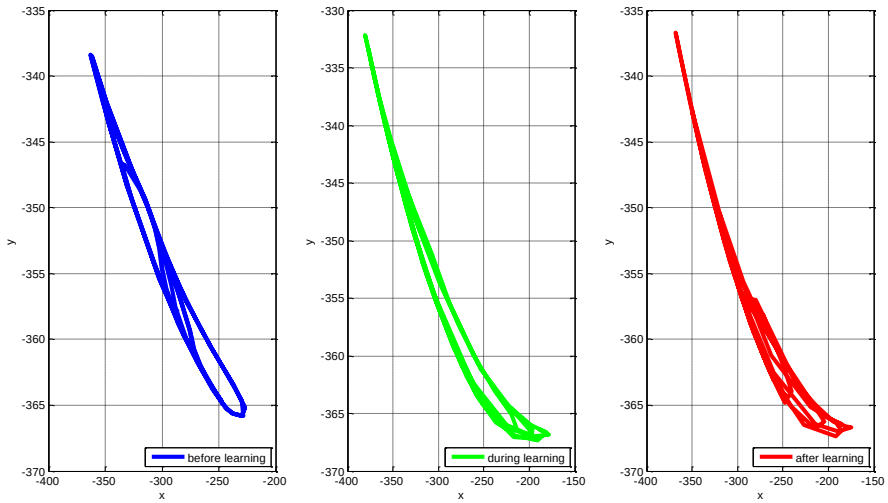


Figure 98. Trajectoire du mouvement durant l'interaction avec deux articulations.

IV.4 - INTERACTION PHYSIQUE RYTHMIQUE AVEC LE BRAS ROBOTIQUE KATANA

L'expérience est effectuée sur le manipulateur 6M180 Katana au sein de l'équipe Neurocybernétique de laboratoire ETIS. Le bras manipulateur est équipé de capteurs inertiels pour organiser un retour sensoriel de l'accélération articulaire. Selon le principe de fonctionnement les boucles de commande ont besoin des valeurs mesurées des vitesses et des positions articulaires. Elles sont mises à jour chaque 40 ms par des fonctions API fournies avec le robot. De plus la dernière version du robot permet de mesurer la force articulaire via les valeurs du courant mesuré. Ces trois paramètres (position, vitesse et force) qui sont disponibles pour l'enregistrement, peuvent être utilisés pour organiser le retour sensoriel du générateur du rythme et pour l'apprentissage. Le bras est également équipé d'une boucle sensorielle d'accélération articulaire décrite dans le chapitre III basée sur un microcontrôleur indépendant. Cela veut dire que la valeur de l'accélération articulaire est utilisée pour les mesures et comme retour sensoriel pour le contrôleur CPG. Le bras manipulateur est fixé sur la table et est orienté vers l'homme pour commencer l'interaction.

Figure 99 Montage expérimental pour la poignée de main entre l'humain et le robot (Pour améliorer le côté esthétique de cette expérience on a mis une image de l'être humain dans l'écran équipé d'un manteau et d'une écharpe).

IV.4.1 - Analyse de la poignée de main entre le robot et l'humain

IV.4.1.1 - Position articulaire comme retour proprioceptif

Afin de mieux comprendre le fonctionnement du contrôleur, nous avons réalisé des retours sensoriels avec la position articulaire ou avec l'accélération articulaire. Les résultats de la poignée de main entre le robot et l'humain sont présentés sur les Figure 100. Pour l'analyse de la synchronie nous avons utilisé la même approche que dans le chapitre III (cf. page 40). Sur la Figure 100 les paramètres du modèle d'un de deux neurones de l'étage rythmique sont présentés. On retrouve le même phénomène en quatre phases comme dans le chapitre III.

- La phase de SoH va de 0 à 9 s. La cellule du générateur de rythme est dans l'état 'plateau', la consigne est telle que le robot tend le bras et attend l'interaction. Les paramètres de la cellule neuronale tels que A_f et σ_s sont constants et correspondent aux valeurs de la fréquence et de l'amplitude initiales. L'homme est en face du montage expérimental et tends sa main vers le robot.

- A partir de 9 s on observe la phase de PhC. L'homme prend le bras robotique et initie le mouvement en agissant avec la force. Cela provoque l'apparition du signal de courant injecté, et

le modèle de neurone effectue le passage de l'état 'plateau' vers l'état 'oscillateur'. Dans cette phase les deux signaux, l'un provenant de l'étage rythmique et l'autre injecté comme courant, sont désynchronisées. Le mécanisme d'apprentissage de la rythmicité est mis en marche dans cette phase. On constate la croissance de σ_s pour l'augmenter la fréquence intrinsèque du générateur de patrons. En même temps l'apprentissage de l'amplitude est effectué, par décroissance du coefficient A_f.

- Apres 12 s, la fréquence de 0.45 Hz est apprise et l'interaction continue dans sa phase MS. Durant cette période de 21 à 44 s ont lieu les déviations de rythmicité du côté de l'être humain et le mécanisme d'apprentissage suit chaque changement du mouvement rythmique. L'homme continue d'interagir avec le robot et au total la phase dure 25 s avec une fréquence quasi-stable de 0.5 Hz. L'analyse des paramètres du modèle et le calcul de la valeur PLV montre une phase d'interaction qui très particulière.

- Enfin, le contact physique s'interrompt (EoH , à 43 s) par la fin de l'interaction, la cellule passe au régime 'plateau', la consigne articulaire ne se génère plus et le bras manipulateur reste immobile

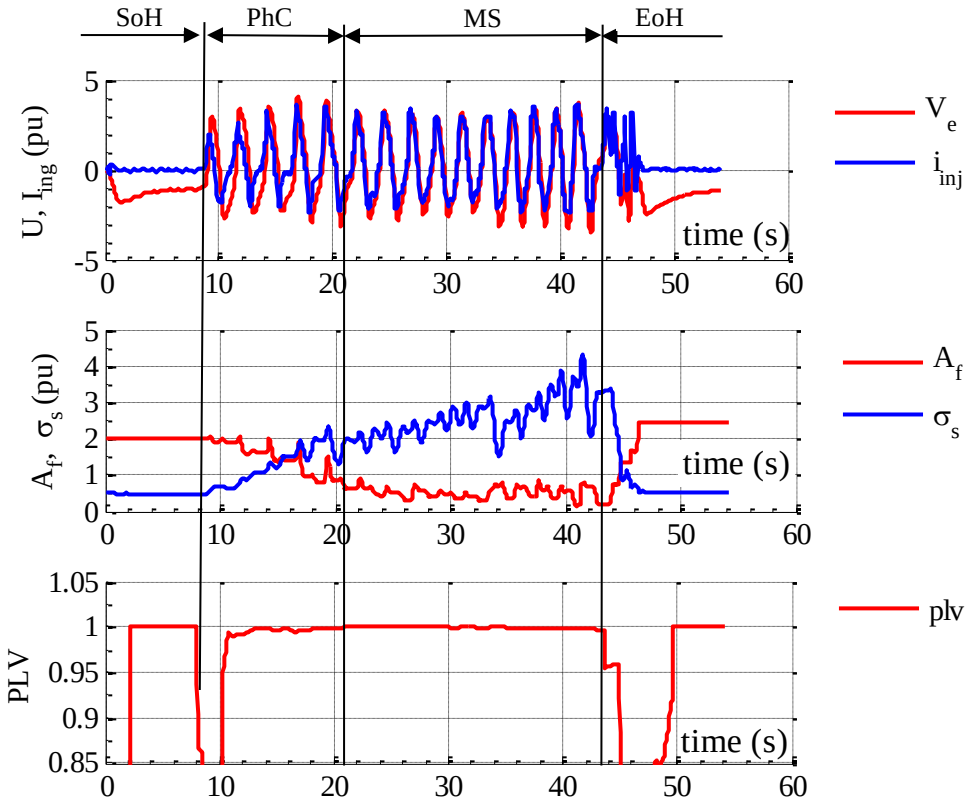


Figure 100 Résultats expérimentaux de la poignée de main entre l'homme et le robot Katana avec apprentissage de la position articulaire et l'analyse de la synchronie

En regardant l'activité des neurones du CPG (Figure 101) on observe les patrons de mouvement pour le fléchisseur et l'activité du motoneurone. Dans la même échelle temporelle la position de l'articulation pilotée par CPG est présentée sur la deuxième sous figure. On a le débattement angulaire de 40 degrés et la fréquence de 0.45 Hz pour cette poignée de main entre l'homme et le robot.

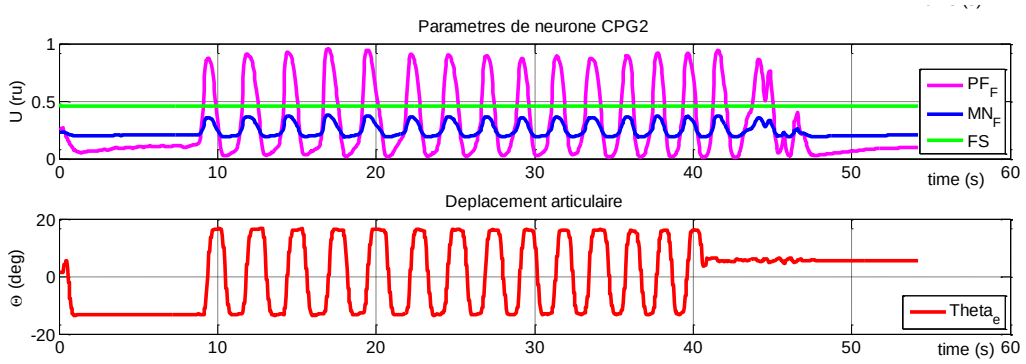


Figure 101 Parametres des neurones du fléchisseur du CPG

On peut constater l'augmentation du temps d'interaction de 2-3 secondes dans le cas d'interaction entre humains à 20 – 30 secondes dans le cas d'interaction avec le robot. Ce phénomène est causé par la bande passante faible du robot. La vitesse du robot est limitée au niveau du système du contrôle du bras afin de sécuriser l'interaction physique, et c'est une contrainte qui nous empêche de nous approcher vers les conditions naturelle de la poignée de la main.

IV.4.1.2 - Accélération articulaire comme retour proprioceptive

Sur la Figure 102 les paramètres du modèle d'un de deux neurones d'étage de formation du rythme sont présentés. Comme c'était pris en considération avant on considère des phases SoH, PhC, MS, LS et EoH.

- La phase de SoH est très courte dans cette expérience, elle a la durée de 0 à 0.5 s. La cellule du générateur de rythme passe immédiatement dans le régime des oscillations. L'homme est en face du montage expérimental et tends sa main vers le robot. Les paramètres A_f et σ_s correspondent aux valeurs de la fréquence et de l'amplitude initiales.

- A partir de 0.5 s on observe la phase de PhC dans lequel l'homme prend le bras robotique et initie le mouvement. La valeur de l'accélération de l'articulation active est récupérée via une boucle extérieure et se renvoie comme le signale de courant injecté. Dans cette phase les deux signaux, la tension de la membrane et le courant injecté sont désynchronisées. Le mécanisme de l'apprentissage de la rythmicité déclenche la synchronisation durant l'interaction. Le coefficient σ_s s'accroit pour augmenter la fréquence intrinsèque du générateur du rythme.

- En 11 s la fréquence est apprise et l'interaction continue dans sa phase MS. Durant cette période de 12 à 37 s ont lieu les déviations de rythme imposé par l'humain et mécanisme d'apprentissage suit ce changement du mouvement rythmique. L'homme continue d'interagir avec le robot durant 38 s avec une fréquence quasi-stable de 0.5 Hz.

On peut remarquer, qu'avec le pas d'échantillonnage de 40 ms et le bras robotique qui est rigide l'accéléromètre monté sur le bras joue le rôle de capteur de l'angle, car il mesure l'accélération apparente.

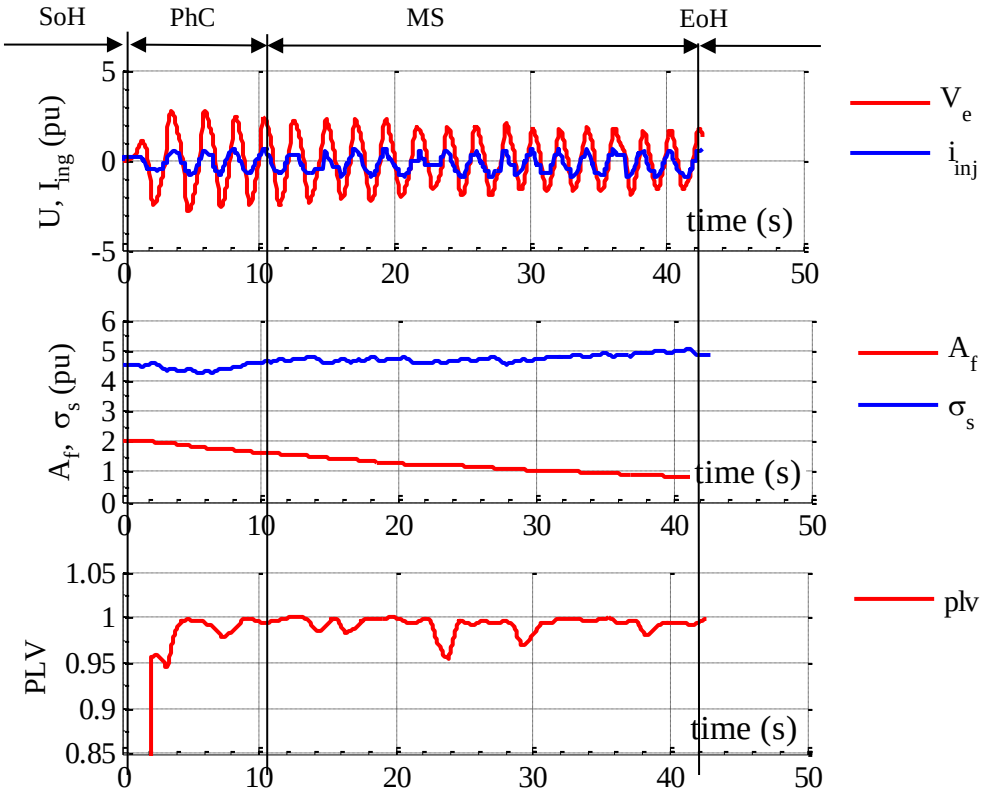


Figure 102. Résultats expérimentaux de la poignée de main entre l'homme et robot Katana avec un retour sensoriel de l'accélération.

IV.5 - CONCLUSION

Dans ce chapitre nous avons étudié les propriétés d'une articulation du manipulateur Katana durant l'interaction physique avec d'humain. L'aspect de l'interaction rythmique a été étudié afin de déterminer la plage possible de la variation des fréquences et amplitudes. Un l'algorithme de contrôle simple pour une articulation du bras manipulateur a été proposé de donner au dernier (au robot) des propriétés interactives. Manipulateur du robot Katana modifie la position actuelle en fonction du déplacement provoqué par la force appliquée, de sorte que le manipulateur est guidé par l'homme. Les contraintes de bras robotique Katana sont dues à l'absence du capteur de la force ou du couple articulaire ce qui rend impossible de contrôler le compliance articulaire. Les propriétés du robot MICO ont été également étudiées. Le capteur du courant intégré dans le système d'entrainement de chaque articulation et le contrôle en impédance implémentés ont permis de réaliser la poignée de main entre le robot et l'humain. Le robot piloté par le contrôleur d'admittance suit le mouvement rythmique en restant passif. Ce comportement est nécessaire durant l'accompagnement main non durant l'interaction active. Finalement l'architecture de CPG a été implémente vers le robot Katana a permis de mener l'interaction durant la poignée de main. L'implémentation du contrôle par CPG sur le bras MICO n'a pas pu être effectué à temps, mais des tels qui sait en cours donnent de très bon espoirs sur une interaction plus fluide.

CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES

Conclusion générale

Les travaux présentés dans cette thèse se situent principalement dans le domaine de la robotique interactive. L'interaction physique entre le robot et l'humain est un domaine relativement nouveau et possède un grand nombre d'applications pratiques.

Nous avons vu durant l'analyse de l'état de l'art que plusieurs domaines scientifiques sont intéressés par l'étude de la poignée de main entre les humains pour le seul objectif d'enrichir le comportement du robot humanoïde.

Nos travaux ont montré une dynamique riche de la poignée de main entre les humains par des mesures des paramètres de l'interaction tels que les accélérations et vitesses des membres supérieurs et les forces dans les points de contact. L'analyse détaillée nous a permis d'établir quatre phases de l'interaction durant lesquels on voit les particularités comportementales et notamment la synchronie du mouvement.

Nous avons montré l'intérêt d'utiliser un contrôleur inspiré du système nerveux moteur qui possède des propriétés intéressantes pour l'adaptation et la plasticité qui peuvent être reproduites dans le contrôleur du robot. Pour réaliser l'architecture du système de contrôle du robot, un CPG à trois étages a été implémenté avec des retours proprioceptifs et une loi d'apprentissage. En vue de reproduire un comportement plus naturel une loi d'apprentissage des paramètres neuronaux a été implémentée pour la fréquence et l'amplitude. Le modèle de Rowat-Selverston a été choisi non seulement pour organiser l'étage de rythmogenèse, mais pour le comportement discret aussi.

Les expérimentations avec le bras robotique Katana ont permis de tester le contrôleur durant l'interaction physique homme – robot dans la situation de la poignée de main. La bande passante du robot et les limitations de la sécurité ont permis malgré tout de réaliser des poignées de main satisfaisantes mais avec une dynamique abaissée en comparaison avec des humains. L'apprentissage des paramètres du mouvement a eu lieu durant l'interaction, mais dans l'échelle des contraintes imposées par la dynamique du robot. Finalement, les participants ont remarqué une dynamique passable de l'interaction physique.

Perspectives

Les perspectives de ce travail peuvent être divisées en plusieurs points. Tout d'abord l'amélioration technique concernant l'augmentation de la fréquence des mouvements rythmiques, c'est-à-dire de la bande passante du bras. Selon nos expériences avec des robots électromécaniques Katana et Mico ces bras robotique peuvent exécuter le mouvement avec une fréquence limitée à 0.5 Hz environ ce qui est inférieure aux fréquences du mouvement des bras de l'humain durant la poignée de main entre les deux humains dans deux contextes étudiés (de 3 à 4 Hz). Le cas idéal pour avoir un robot bien situé dans le domaine de l'interaction physique avec l'humain, est un robot avec une dynamique plus rapide et une architecture des boucles de la commande électrique facilement reconfigurables (par exemple Adept Viper s650, Kuka lightweight arm, PR2). Une telle architecture doit permettre à l'utilisateur de former les tensions aux bornes des actionneurs. De plus dans le cadre de l'interaction physique avec le robot et l'humain, il est désirable d'avoir une chaine mécanique du bras naturellement compliante ce qui est contradictoire avec une conception générale de la robotique industrielle d'aujourd'hui.

Perspectives à court terme

Le contrôleur proposé peut être amélioré grâce aux couplages synaptiques entre les CPG et l'injection de d'informations proprioceptives pondérées. L'analyse du corpus de données existant doit être menée avec des techniques modernes de traitement du signal telles que le synchrosqueezing ainsi que la classification des poignées de main par des méthodes probabilistes.

Perspectives à moyennes terme

Le corpus des données collecté durant les journées de l'interaction à l'UNTD n'a pas été organisé idéalement, le contenu du corpus a été défini par rapport aux ressources humaines et au matériel disponible au laboratoire. Les résultats obtenus peuvent être considérés comme une bonne base pour les expérimentations prochaines. Comme amélioration la plus proche on peut remarquer l'utilisation du système de capture optique du mouvement commercialisé par Kinect ou Asus. Des expériences préliminaires ont été menées à l'UNTD en 2013 (cf. voir Annexe 4). Une amélioration peut être mise en place concernant l'augmentation des capteurs inertiels portés sur les membres supérieure et sur le torse des personnes Des expériences préliminaires ont été menées à l'UNTD en 2014 (cf. voir Annexe 5). Dans la perspective, pour obtenir les résultats de mesure des paramètres de mouvements plus exacts on peut utiliser les systèmes de capture optique sophistiquée comme « Vicon » ou des systèmes portés sans fil comme « T-sense » ou « X-sense ». Un système de mesure de la durée du contact visuel peut être mise en œuvre dans les expérimentations prochaines. Des instrumentations comme les « Google glasses » peuvent utilisés par les chercheurs pour avoir accès à cette modalité. Pour mieux comprendre des phénomènes psychologiques, les signaux de l'activation musculaire, fréquence cardiaque, humidité de la paume peuvent être intégré dans le corpus des données. Si on a l'accès à une multitude des données provenant de l'acte d'interaction interpersonnelle, l'analyse conjointe de ces données entrainera une meilleure compréhension de l'acte social tel que la poignée de main et améliorera les approches de commande du robot. L'aspect psychologique et émotionnel doit être considéré dans les prochains travaux, par exemple l'interférence entre la peur et l'amplitude ou l'extraversion et durée de la poignée de main. Dans des conditions ou de nombreux capteurs sont situés sur le bras. On peut distinguer non seulement la contraction musculaire statique et dynamique durant la poignée de main mais aussi voir si les muscles des plusieurs parties du corps (épaule) conjuguent leur action pour cette activité motrice, on peut observer l'activité cardiaque avant, durant et après la poignée de main. Cette information peut être utilisée pour la prédiction d'intention durant le mouvement ce qui pourrait être mis en œuvre pour le contrôleur du robot qui « saurait » ce que va faire l'humain, comment il se sent et quel est l'influence a provoqué l'interaction physique avec du robot.

Perspectives à long terme

A plus long terme, à partir des résultats obtenus avec un bras robotique, on peut imaginer implémenter un contrôleur complet de la poignée de main sur un robot humanoïde qui viendrait à la rencontre d'un humain. Les diffèrent phases d'approches pourraient dépendre du caractère sociale de la rencontre et de l'état émotionnelle de la personne ou de celui codé dans le robot.

BIBLIOGRAPHIE

Alami, R. et al., 2006. Safe and dependable physical Human-Robot interactio in anthropic domains: State of the art and challenges. *Procceedings IROS Workshop on pHRI – Physical Human-Robot Interaction in Anthropic Domains*, October.

Alhalabi, O. M. & Horiguchi, S., 2001. Tele-Handshake: A Cooperative Shared Haptic Virtual Environment. *Proc. EuroHaptics, EuroGraphics*, pp. 60-64.

Amini, B., Bidani, A., Zwischenberger, J. . B. & Clark, J. W. J., 2004. A Model of the Rat Phrenic Motor Neuron. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(07), pp. 1103-1114.

Amrollah, E. & Henaff, P., 2010. On the role of sensory feedbacks in Rowat–Selverston CPG to improve robot legged locomotion. *Frontiers in Neurorobotics*, Volume 4, pp. 1-9.

Angstadt, J. D. & Calabrese, R. L., 1989. A hyperpolarization-activated inward current in heart interneurons of the medicinal leech. *Neurophysiol.*, Issue 9, p. 2846–2857.

Astrom, J., 1994. Introductory greeting behaviour: a laboratory investigation of approaching and closing salutation phases. *Perceptual and Motor Skills*, Volume 79, pp. 863-897.

Astrom, J. & Thorell, L.-H., 1996. Greeting behaviour and psychogenic need: interviews on experiences of therapists, clergymen, and car salesmen. *Perceptual and Motor Skills*, Issue 83, pp. 939-956.

Astrom, J., Thorell, L.-H., Holmlund, U. & d'Elia, G., 1993. Handshaking, personality, and psychopathology in psychiatric patients, a reliability and correlational study. *Perceptual and Motor Skills*, Issue 77, pp. 1171-1186..

Augimeri, A. et al., 2010. A Cooperative Approach for Handshake Detection based on Body Sensor Networks. *Systems Man and Cybernetics (SMC), 2010 IEEE International Conference on*, pp. 281-288.

Avraham, G. et al., 2012. Toward Perceiving Robots as Humans: Three Handshake Models Face the Turing-Like Handshake Test. *IEEE Transactions on Haptic*, pp. 196-207.

Barrick, M. R., Mount, M. K. & Judge, T. A., 2001. Personality and. *International Journal of Selection and Assessment*, 9(1–2), p. 9–30.

Benet-Martínez, V. & Oliver , J. P., 1998. Los Cinco Grandes across cultures and ethnic groups: Multitrait-multimethod analyses of the Big Five in Spanish and English.. *Journal of Personality and Social Psychology*, 75(3), pp. 729-750.

Bernieri, F. J. & Kristen, P. N., 2011. The influence of handshakes on first impression accuracy. *Social Influence*, 6(2), pp. 78-87.

Bianchi, M., Salaris, P. & Bicchi, A., 2012. Synergy–based Hand Pose Sensing: Reconstruction Enhancement. *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2012 IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 3929 - 3935.

Brooks, R. A. & Stein, L. A., 1994. Building brains for bodies. *Autonomous Robots*, 1(1), p. 7–25.

Buscher, G. et al., 2012. Tactile dataglove with fabric-based sensors. *12th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 204-209.

Cajal, R. y., 1909. *Histologie du système nerveux de l'homme et des vertébrés.*. Paris: Maloine.

Cecarec, Z. & Marke, S., 1968. Matning av psyko erza behov rned fra eformztlarsteknik. *Stocogholm.*

Chaplin, W. F. et al., 2000. Handshaking, Gender, Personality, and First Impressions. *Personality sod Social Psychology*, 79(1), pp. 110-117.

Cheek, J. M. & Buss, A. H., 1981. Shyness and sociability. *Journal of Personality and Social Psychology*, 41(2), pp. 330-339.

Chris, T., 2009. *"Handshake" - Priest and two soldiers, 500BC. Pergamon Museum Berlin (SK1708).* [Online]

Available at: https://plus.google.com/photos/+ChrisThomasmiltoncontact/albums/5375908723525279169/5375911583917789890?pid=5375911583917789890&oid=107595387761034666575
[Accessed 4 Septembre 2011].

Ciro, N., Koeppe, R. & Hirzinger, G., 2000. A systematic design procedure of force controllers for industrial robots.. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Volume 5(21), p. 122–133.

Colgate, J. E., Peshkin, M. & Klostermeyer, S. H., 2003. Intelligent assist devices in industrial applications: a review. *Proceedings of the International Conference on Intelligent Robots and Systems*, p. 2516–2521.

Costa, P. T. J. & McCrae, R. R., 1992. Revised NEO Personality Inventory (NEO-PI-R) and NEO Five-Factor Inventory (NEO-FFI) professional manual. *Psychological Assessment Resources.*

Daubechies, I., Lu, J. & Wu, H.-T., 2013. Synchrosqueezed Wavelet Transforms: a Tool for Empirical Mode Decomposition. *Signal Processing*, 93(5), pp. 1079-1094.

Dautenhahn, K. et al., 2006. What is a Robot Companion – Friend, Assistant or Butler?. *Proc. of the 1st ACM SIGCHI/SIGART Conf. on Human-robot interaction*, pp. 172 - 179.

de Luca, A. & Mattone, R., 2005. Sensorless Robot Collision Detection and Hybrid Force/Motion Control. *In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, p. 999 – 1004.

Dejnabadi, H., Jolles, B. M. & Aminian, K., 2005. A New Approach to Accurate Measurement of Uniaxial Joint Angles Based on a Combination of Accelerometers and Gyroscopes. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, August, 52(8), pp. 1478-1484.

Doya, K., Selverston, A. I. & Rowat, P. F., 1993. A Hodgkin-Huxley Type Neuron Model That Learns Slow Non-Spike Oscillation. *NIPS*, pp. 566-573.

Duchaine, V. & Gosselin, C. M., 2007. General model of human-robot cooperation using a novel velocity based variable impedance control. *Proceedings of the World Haptics*, p. 446–451.

Friedman, H. S., Prince, L. M., Riggio, R. E. & DiMatteo, M. R., 1980. Understanding and assessing nonverbal expressiveness: The Affective Communication Test. *Journal of Personality and Social Psychology*, Volume 39, pp. 333-351.

Gabbiani, F. & Cox, S. J., 2010. *Mathematics for Neuroscientists.* 1 ed. s.l.:Academic Press.

Giannopoulos, E. et al., 2011. Comparison of people's responses to real and virtual handshakes within a virtual environment. *Brain Research Bulletin*, Volume 85, p. 276– 282.

Goffman, E., 1971. *Relations in Public.* New York: Basic Books.

Goldberg, L. R., 1990. An Alternative "Description of Personality": The Big-Five Factor Structure. *Journal of Personality and Social Psychologs*, 59(6), pp. 1216-1229.

Golowasch, J. & Marder, J., 1992. Ionic currents of the lateral pyloric neuron of the stomatogastric ganglion of the crab. *Neurophysiol.*, Volume 67, p. 318–331.

Golubchik, P. et al., 2012. Handshaking as a measure of social responsiveness in patients with autistic spectrum disorder. *Comprehensive Psychiatry*, Volume 53, p. 805–808.

Grunwald, G., Schreiber, G., Albu-Schaffer, A. & Hirzinger, G., 2001. Touch: The direct type of human interaction with a redundant service. *Proceedings of the IEEE International Workshop on Robot*, p. 347–352.

Guckenheimer, . J. & Holmes, P., 1983. *Nonlinear Oscillations, Dynamical Systems, and Bifurcations of Vector Fields..* New York: Springer-Verlag.

Haddadin, S. et al., 2011. Towards the Robotic CoWorker. *International Springer Tracts in Advanced Robotics*, Volume 70, pp. 261-282.

Hall, P. M. & Hall, D. A. S., 1983. The handshake as interaction. *Semiotica,* Volume 45, pp. 249-264.

Harrison, R. R., 1974. *Beyond Words: An Introduction to Nonverbal Communication.* s.l.:Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall, Inc..

Hashimoto, H. & Manorotkul, S., 1996. Tele-Handshake through the Internet. *IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, pp. 90-95.

Hasnain, S. K., Gaussier, P. & Mostafaoui, G., 2012. Synchrony as a Tool to Establish Focus of Attention for Autonomous Robots. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 10.

Hasnain, S., Mostafaoui, G. & Gaussier, P., 2012. A synchrony-based. *Paladyn* , 3(3), pp. 156-171 .

Hodgkin, A. L. & Huxley, A. F., 1952. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve.. *The Journal of Physiology* , 117(4), pp. 500-544.

Hogan, N., 1985. Impedance control; an approach to manipulation:. *Transactions of the ASME Journal of Dynamic System,*, Volume 107, p. 1–24.

Huwer, J., 2003. *Understanding handshaking : the result of contextual, interpersonal and social demands.* s.l.:s.n.

Ikeura, R. & Inooka, H., 1995. Variable impedance control of a robot for cooperation with a human. *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Volume 3, p. 3097–3102.

Ikeura, R., Moriguchi, T. & Mizutani, K., 2002. Optimal variable impedance control for a robot and its application to lifting an object with a human. *Proceedings of the IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, p. 500–505.

Intersense, 2011. *Intersense IS900..* [Online] Available at: http://www.intersense.com/pages/20/14

Jatta, F., Legnani, G., Visioli, A. & Ziliani, G., 2006. On the use of velocity feedback in hybrid force/velocity control of industrial manipulators.. *Control Engineering Practice*, p. 1045–1055.

Jindai, M., Ota, S., Yamauchi, H. & Watanabe, T., 2012. A Small-Size Handshake Robot System for a Generation of Handshake Approaching Motion. *Proceedings of the 2012 IEEE International Conference on Cyber Technology in Automation, Control and Intelligent Systems*, 27-31 May, pp. 80-85.

Jindai, M. & Watanabe, T., 2007. Development of a handshake robot system based on a handshake approaching motion model. *Advanced intelligent mechatronics*, p. 1–6.

Jindai, M. & Watanabe, T., 2008. A Handshake Robot System Based on a Shake-Motion Leading Model. *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 22-26 Septembre, pp. 3330-3335.

Jindai, M. & Watanabe, T., 2010. A Small-Size Handshake Robot System Based on a Handshake Approaching Motion Model with a Voice Greeting. *2010 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, 6-9 July , pp. 521-526.

Jindai, M. & Watanabe, T., 2011. Development of a Handshake Request Motion Model Based on Analysis of Handshake Motion between Humans. *2011 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM2011)*, 3-7 July, pp. 560-565.

Jindai, M., Watanabe, T., Shibata, S. & Yamamoto, T., 2006. Development of a Handshake Robot System for Embodied Interaction with Humans. *The 15th IEEE International*

Symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN06), 6-8 September, pp. 710-715.

Karime, A., Al-Osman, H., Gueaieb, W. & El Saddik, A., 2011. E-GLOVE: AN ELECTRONIC GLOVE WITH VIBRO-TACTILE FEEDBACK FOR WRIST REHABILITATION OF POST-STROKE PATIENTS. *Multimedia and Expo (ICME), 2011 IEEE International Conference on*, pp. 1 - 6.

Karniel, A., Nisky, . I., Avraham, G. & Bat-Chen, P., 2010. A Turing-Like Handshake Test for Motor Intelligence. *International Conference, EuroHaptics 2010. Proceedings, Part I*, 8-10 July, pp. 197-204.

Kasuga, T. & Hashimoto, M., 2005. Human-Robot Handshaking using Neural Oscillators. *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 3802-3807.

Katana 400 User Manual. © Neuronics AG, 2001-2007. All rights. s.l.:s.n.

Kelly, R., 1997. PD control with desired gravity compensation of robotic manipulators: a review. *International Journal of Robotics Research*, 16(5), pp. 660 - 672.

Kempter, R., Gerstner, W. & van Hemmen, J., 1999. Hebbian learning and spiking neurons. *Phys. Rev*, Volume E 59, pp. 4498-4514.

Khomenko, V. et al., 2011. Non-Invasive Low Cost Method for Linear and Angular Accelerations Measurement in Biped Locomotion Mechanisms. *Sensors*, p. 1756 – 1759.

Kim, J. et al., 2013. Initial Experiments of Data Acquisition System for Tele-Handshaking. *The 10th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI 2013)*, p. 125.

Kobayashi, S., Muis, A. & Ohnishi, K., 2005. Sensorless cooperation between human and mobile manipulator. *IEEE International Conference on Industrial Technology*, p. 811–816.

Komiya, R., 2000. Virtual Reality Telecommunication System -A person to person multimedia communication system. *Haptic*, pp. 1354-1358.

Kopell, N. & Somers, D., 1995. Anti-phase solutions in relaxation oscillators coupled through excitatory interactions. *Math. Biol.*, Volume 33, p. 261–280.

Kosuge, K. & Kazamura, N., 1997. Control of a robot handling an object in cooperation with a human. *6th IEEE International Workshop*, p. 142 –147.

Kugler, P. N. & Turvey, M. . T., 1987. *Information, Natural Law, and the Self-assembly of Rhythmic Movement.* s.l.:L. Erlbaum Associates.

Kuroda, T. et al., 2004. Consumer price data-glove for sign language recognition. *Proc. 5th Int. Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc. Tech.*, pp. 253--258.

Kushida, D., Nakamura, M., Goto, S. & Kyura, N., 2003. Flexiblemotion realized by force-free control: Pull-out work by an articulated robot arm. *International Journal of Control, Automation, and Systems*, Volume 1(4), p. 464–473.

Kwon, S. & Kim, J., 2009. Real-Time Upper Limb Motion Prediction from noninvasive biosignals for physical Human-Machine Interactions. *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, October, pp. 847-852.

Kwon, S. & Kim, J., 2011. Real-Time Upper Limb Motion Estimation From Surface Electromyography and Joint Angular Velocities Using an Artificial Neural Network for Human–Machine Cooperation. *IEEE Transactions on information technology in biomedicine*, July, pp. 522-530.

Lachaux, J., Rodriguez, E., Martinerie, J. & Varela , F., 1999. Measuring phase synchrony in brain signals. *Human Brain Mapping*, 8(4), pp. 194-208.

Lecours, A., Mayer-St-Onge, B. & Gosselin, C., 2012. Variable admittance control of a four-degree-of-freedom intelligent assist device. *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 14-18 May , pp. 3903-3908.

Lindegard, B., 1953. Variations of human body build.. *Psychiatrica et Neurologica Scandinavica.*

Liu, K., Inoue, Y. & Shibata, K., 2010. Analysis of lower limb segment orientation using triaxial accelerometers. *J. of Biomech. Science and Engineering,* 5(4), pp. 368-379.

LoFaro, T., Kopell, N., Marder, E. & Hooper, S. L., 1994. Subharmonic coordination in networks of neurons with slowconductances. *Neural Computation,* 6(1), p. 69–84.

Marder, E., 2000. Motor pattern generation. *Current Opinion in Neurobiology,* 10(691-698).

Marder, E. & Bucher, D., 2001. Central pattern generators and the control of rhythmic movements. *Current Biology,* Volume 11, p. 986–996.

Mason, M. T., 1981. Compliance and force control for computer controlled manipulators. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics,* Volume 11, p. 418–432.

Matsuoka, . K., 1985. Sustained oscillations generated by mutually inhibiting neurons with adaption. *Biological Cybernetics,* Volume 52, pp. 367-376.

McCrea, D. A. & Rybak, I. A., 2008. Organization of mammalian locomotor rhythm and pattern generation. *Brain Research Reviews,* Volume 57, pp. 134-146.

Mesnil, A., 2011. *Neurocybernétique: apprentissage d'un mouvement rythmique par le robot Nao,* Cergy-Pontoise.

Michael, B. et al., 1982. *Robot motion: Planning and control..* Cambridge: The MIT Press.

Morris, C. & Lecar, H., 1981. Voltage oscillations in the barnacle giant muscle fiber.. *Biophys,* 35(1), pp. 193-213.

Morris, D., 1977. *Manwalching: A Field Guide to Human Behavior..* New York: Harry N. Abrams, Inc., Publishers..

Nassour, J., Hénaff, P., Benouezdou, F. & Cheng, G., 2014. Multi-layered multi-pattern CPG for adaptive locomotion of humanoid robots. *Biol. Cybern.,* pp. 1-13.

Opdyke, C. A. & Calabrese, R. L., 1994. A persistent sodium current contributes to oscillatory activity in heart interneurons in the leech. *Comp. Physiol,* Volume 175, p. 781–789.

Ott, C., Mukherjee, R. & Nakamura, Y., 2010. Unified Impedance and Admittance Control. *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on,* 5, pp. 554 - 561.

Ouchi, K. & Hashimoto, S., 1997. Handshake Telephone System to Communicate with Voice and Force. *IEEE International Workshop on Robot and Human Communication,* pp. 466-471.

Paredes-Madrid, L. & Gonzalez de Santos, P., 2013. Dataglove-based interface for impedance control of manipulators in cooperative human–robot environments. *MEASUREMENT SCIENCE AND TECHNOLOGY,* Volume 24, pp. 1-13.

Paunonen, S. V., 2003. Big Five Factors of Personality and Replicated Predictions of Behavior. *Journal of Personality and Social Psychology,* 84(2), p. 411–424.

Peshkin, M. et al., 2001. Cobot architecture. *IEEE Transactions on Robotics and Automation,* 17(4), p. 377–390.

Purves, D. et al., 2011. *Neuroscience.* 5th ed. Sunderland, MA: Sinauer Associates.(Sinauer Associates)

Reyes, F. & Rosado, A., 2005. Polynomial family of PD-type controllers for robot manipulators. *Control Engineering Practice,* Volume 13(4), p. 441–450.

Righetti, L., Buchli, J. & Ijspeert, A. J., 2006. Dynamic Hebbian learning in adaptive frequency oscillators. *Physica,* Volume 216 , p. 269–281.

Rowat, P. F. & Selverston, A. I., 1993. Modeling the Gastric Mill Central Pattern Generator of the Lobster With a Relaxation-Oscillator Network. *Neurophysiology,* 70(3), pp. 1030-1053.

Rowat, P. F. & Selverston, A. I., 1997. Oscillatory Mechanisms in Pairs of Neurons Connected with Fast Inhibitory Synapses. *Journal of Computational Neuroscience,* Volume 4, p. 103–127.

Sato, T., Hashimoto, M. & Tsukahara, M., 2007. Synchronization Based Control using Online Design of Dynamics and Its Application to Human-Robot Interaction. *Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, 15 -18 December, pp. 652-657.

Schaal, S., Sternad, D., Osu, R. & Kawato, M., 2004. Rhythmic arm movement is not discrete. *Nature Neuroscience* , Volume 7, pp. 1136 - 1143.

Scheflen, A. & Ashcraft, N., 1976. *Human Territories: How We Behave in Space-Time.* s.l.:Prentice-Hall, Inc..

Scheflen, A. E., 1972. *Body Language and Social Order.* s.l.:Englewood Cliffs, N.J..

Schiffrin, D., 1974. Handwork as Ceremony: The Case of the Handshake. *Semiotica,* 12(3), pp. 189-202.

Sciavicco, L. & Siciliano, B., 1996. *Modeling and Control of Robot Manipulators.* New York: McGraw-Hill.

Sciavicco, L. & Siciliano, B., 2000. *Modelling and control of robot manipulators.* London: Springer.

Siciliano, B. & Khatib, O., 2008. *Springer Handbook of Robotics.* s.l.:Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

Siqueira, A. G., Terra, M. H. & Maciel, C. . O., 2006. Nonlinear mixed H2/H∞ control applied to manipulators via actuation redundancy.. *Control Engineering Practice*, Volume 14(4), p. 327–335.

Skinner, F. K., Kopell, N. & Marder, M., 1994. Mechanisms for oscillation and frequency control in reciprocal inhibitory model neural networks. *Comput. Neuroscience,* 1(1/2), p. 69–88.

Somers, D. & Kopell, N., 1993. Rapid synchronization through fast threshold modulation. *Biol. Cybern.,* Volume 68, p. 393–407.

Stewart, G. L., Susan, D. L., Barrick, M. R. & Darnold, T. C., 2008. Exploring the Handshake in Employment Interviews. *Journal of Applied Psychology,* 93(5), p. 1139–1146.

Stryker, S., 1973. Fundamental principles of social interaction. *Sociology: An Introduction,* pp. 495-547.

Systems, C., 2011. *CyberGlove II Data Glove..* [Online] Available at: http://www.cyberglovesystems.com/products/cyberglove-ii/overview

Tarchanidis, K. N. & Lygouras, J. N., 2003. Data Glove With a Force Sensor. *IEEE TRANSACTIONS ON INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT,*, JUNE, 52(3), pp. 984-989.

Tayebi, A. & Islam, S., 2006. Adaptive iterative learning control for robot manipulators: Experimental results.. *Control Engineering Practice*, Volume 14(7), p. 843–851.

Thakur, G., Brevdo, E., Fuckar, N. S. & Wu, H.-T., 2013. The Synchrosqueezing algorithm for time-varying spectral analysis: robustness properties and new paleoclimate applications. *Signal Processing,* Volume 93, pp. 1079-1094.

Tsumugiwa, T., Yokogawa, R. & Hara, K., 2001. Variable impedance control with regard to working process for man-machine cooperation-work system. *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Volume 3, p. 1564–1569.

Tsumugiwa, T., Yokogawa, R. & Hara, K., 2002. Variable impedance control based on estimation of human arm stiffness for human-robot cooperative calligraphic task. *IEEE International Conference on Robotics and Automation,* Volume 1, p. 644–650.

Turvey, M. T., 1990. Coordination. *American psychologist,* Volume 45, pp. 938-953.

Vanello, N. et al., 2010. Neural Correlates of Human-Robot Handshaking. *19th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication Principe*, Septembre, pp. 12-15.

Vanello, N. et al., 2008. Sensing Glove for Brain Studies: Design and Assessment of Its Compatibility for fMRI With a Robust Test. *IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS*, June, 13(3), pp. 345-35.

Wadden, T. & Ekeberg, O., 1998. A neuro-mechanical model of legged locomotion: single leg control. *Biol. Cybern.*, Volume 79, pp. 161-173.

Walters, M. L. et al., 2006. Exploratory studies on social spaces between humans and a mechanical-looking robot. *Connection Science* , 18(4), pp. 429-439.

Wang, Z. et al., 2011. Handshake: Realistic Human-Robot Interaction in Haptic Enhanced Virtual Reality. *Presence*, 20(4), p. 371–392.

Wang, Z., Peer, A. & Buss, M., 2009. An HMM approach to realistic haptic human-robot interaction. *Third Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, 18-20 March , pp. 374-379.

Watson, D., Clark, L. A. & Tellegen, A., 1988. Development and validation of brief measures of positive and negative affect: The PANAS scales.. *Journal of Personality and Social Psychology*, 54(6), pp. 1063-1070.

Williamson, M. M., 1998 . Neural control of rhythmic arm movements. *Neural Networks*, Volume 11, p. 1379–1394.

Yamato, Y., Jindai, M. & Watanabe, T., 2008. Development of a shake-motion leading model for human-robot handshaking. *SICE Annual Conference*, p. 502–507.

Yamato, Y., Jindai, M. & Watanabe, T., 2008. Development of a shake-motion leading model for human-robot handshaking. *SICE Annual Conference The University Electro-Communications*, 20-22 August, pp. 502-507.

Zehr, E., 2005. Neural control of rhythmic human movement: the common core hypothesis. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, Issue 33, pp. 54-60.

Zehr, E. P. et al., 2004. Possible contributions of CPG activity to the control of rhythmic human arm movement. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 82(8-9), pp. 556-568.

Zimmerman, T. G., 1985. *Optical flex sensor.* s.l. Patent No. US Patent 4,542,291.

ANNEXES

ANNEXE.1 - LISTE DE PUBLICATIONS DE L'AUTEUR

Publications dans des conférences Internationales

Melnyk A. A., Henaff P., Razakarivony S., Borysenko V. Ph., Gaussier Ph., (2011) Adaptive Behavior Of An Electromechanical Arm Robot In a Case Of Physical Interaction With a Human Being, in Proc. of IEEE/ASME Int. Conf. on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM2011), Hungary, pp. 689-694.

Khomenko V., Henaff P., Borysenko V., **Melnyk A.,** Bruneau O., Ouezdou F.B., (2011) Non-Invasive Low Cost Method for Linear and Angular Accelerations Measurement in Biped Locomotion Mechanisms, in proc. of IEEE/ SENSORS 2011, Ireland, pp. 1756 – 1759.

Pugach, G., Khomenko, V., **Melnyk, A.,** Pitti, A., Henaff, P., and Gaussier Ph. (2013) Electronic hardware design of a low cost tactile sensor device for physical Human-Robot Interactions. IEEE Int. Conf. Electronics and Nanotechnology (ELNANO), pp. 445-449.

Melnyk A.A., Khomenko M. V., Borysenko Ph. V., Hénaff P., (2013) Physical Human-Robot Interaction In The Handshaking Case: Learning Of Rhythmicity Using Oscillators Neuron, 2013 IFAC Conference on Manufacturing Modelling, Management, and Control, Russia, pp. 1089 - 1094.

Melnyk, A., Khomenko, V., Borysenko, V., Henaff, P. (2014) Sensor Network Architecture to Measure Characteristics of a Handshake Between Humans. IEEE XXXIV International Scientific Conference Electronics and Nanotechnology (ELNANO) pp. 264-268.

Melnyk A. A., Henaff P., Borysenko V. Ph. (2014) Analysis of Synchrony of a Handshake Between Humans, IEEE/ASME Int. Conf. on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM2014), France, 1753- 1758.

Workshops

Pugach G., Pitti A., **Melnyk A.,** Henaff P. and Gaussier P. Demonstration: Learning spatial Touch in an Artificial Skin with Neural Network. Haptics: Neuroscience, Devices, Modeling, and Applications,9th International Conference, EuroHaptics 2014, Versailles, France, June 24-26, 2014, Proceedings, Part II ; pp.458-460.

Publication dans des conférences ukrainiennes

Melnyk A., Khomenko V., Plis P., Henaff P., Borysenko V. (2011), Le modèle cinématique du robot à six degrés de liberté et la possibilité de pris en compte des jeux d'engrenage dans les articulations (publié en russe) // Travaux scientifiques de l'Université technique nationale de Donetsk, vol. 10 (186), 2011, pp. 113–120.

Snegina E., Pougatch A., Khomenko V., **Melnyk A.,** Henaff P., Borysenko V. (2011), Practical aspects of Rowat-Selverston bio-inspired oscillator simulation // Travail scientifiques de l'Université technique national de Donetsk, vol. 11 (186), 2011, pp.369–373.

Khomenko V., **Melnyk A.,** Mesnil A., Hénaff P., Borysenko V., (2012), Adaptive behavior of electromechanical anthropomorphic robots during physical interaction with environment and with human being, Theoretical and Applied Aspects of Cybernetics, Proc. 2nd Int. Conf. of Students and Young Scientists, Cybernetics Faculty of T. Shevchenko National University of Kyiv, V.M. Glushkov Institute of Cybernetics of National Academy of Sciences of Ukraine, pp 170-175.

Khomenko V., **Melnyk A.,** Henaff P., Kuzmin G., Borysenko V., (2013), Experiments in measurement of rhythmical movements of anthropomorphic robots or humans, // Travaux scientifiques de l'Université technique nationale de Donetsk, 1 (14), 2013.–287–292.

Vulgarisation scientifiques dans la presse ukrainienne

Poignée de main entre l'être humain et le robot // En russe Рукопожатие человека и робота // Вечерний Донецк // 06.09.2013, [Online] : http://vecherka.donetsk.ua/index.php?show=news&newsid=106212#.U_ojafnV8vk

ANNEXE.2 - CORPUS DES DONNEES DE LA POIGNEE DE MAIN

Les mesures sont effectuées à l'aide de système des capteurs portés sur la personne [Melnyk et al, 2014, a]. Le corpus des données représente les mesures brutes de paramètres du mouvement telles que l'accélération apparente, la vitesse angulaire et les forces du contact entre les deux mains durant l'interaction physique. Les valeurs mesurées sont transférées par le microcontrôleur à l'ordinateur avec une période d'échantillonnage (16 ±3,6) ms. Le corpus de données est construit comme une suite de lignes des données. Cela veut dire que les paramètres sont placés dans le fichier l'un après l'autre. Enfin la ligne des données se termine par la valeur de l'intervalle temporel nécessaire pour les récupérer des capteurs.

La visualisation et l'analyse du corpus des données sont effectuées à l'aide du logiciel Matlab. L'objectif principal est le phénomène de la synchronie du mouvement qui est déterminé selon la mesure (la métrique) proposées dans (Lachaux, et al., 1999). Dans le cas étudié il s'agit de la synchronie entre des signaux identiques des mains qui interagissent durant la poignée de main, par exemple la projection de l'accélération du poignet sur l'axe sagittal du corps. Les études préliminaires avec une population de 10 personnes ont validé l'approche d'organisation du corpus des données (Melnyk et al, 2014b). Pour attacher les capteurs aux membres supérieurs des participants et les faire apprendre le principe de fonctionnement et le processus de calibration on réserve 7-10 minutes. La série des mouvements d'étalonnage dure 25-35 secondes. Apres la vérification par la visualisation des données reçues durant la calibration on commence l'expérience principale. On propose aux participants de se situer l'un en face de l'autre et de commencer à reproduire la série de la poignée de main dans les contextes sociaux différents. Le corpus des données considéré inclut les enregistrements de la poignée de main de deux contextes sociaux selon (Huwer, 2003). Les participants exécutent cinq poignées de main durant un enregistrement correspondant au contexte, par exemple, la consolation. La pause entre les interactions n'est pas imposée, mais est définie par la volonté des participants.

L'exploitation du corpus des données par l'utilisateur est organisée via deux fenêtres de dialogue et cinq fenêtres des résultats. Apres avoir lancé le fichier drawing_corpus_universal.m on fait le choix du couple des personnes et de la poignée de main pour la visualisation et le traitement Figure A2.1 a) et b). Ensuit le script Matlab prépare les données « nues » pour l'utilisation et il visualise les dépendances temporelles et fréquentielles.

- Figure A2.1 c montre les accélérations du poignet de deux personnes projetées sur trois axes orthogonaux et la force moyenne du contact pour analyser les différences entre les protections des accélérations.
- Figure A2.1 d contient les graphs des forces du contact entre deux poignets pour étudier état complet du serrage.
- Figure A2.1 e présente les projections de l'accélération apparente sur l'axe sagittal, la valeur du PLV entre eux et la force moyenne des forces de contact entre deux poignets pour extraire les quatre phases de la poignée de main.
- Figure A2.1 f présente la transformation d'ondelette de Morlet, actuellement cette information n'est pas prise en compte pour l'analyse.
- Figure A2.1 g présente le spectre dynamique actuellement cette information n'est pas prise en compte pour l'analyse.

Pour améliorer la qualité du traitement de résultats on peut utiliser un nouvel outil d'analyse robuste pour les signaux de fréquences du spectre variant dans le temps par l'algorithme de Synchrosqueezing

[Daubechies et al, 2010, Thakur, et al., 2013]. Les résultats préliminaires de transformation de Synchrosqueezing sont présentés sur la Figure 2 d'Annexe 2.

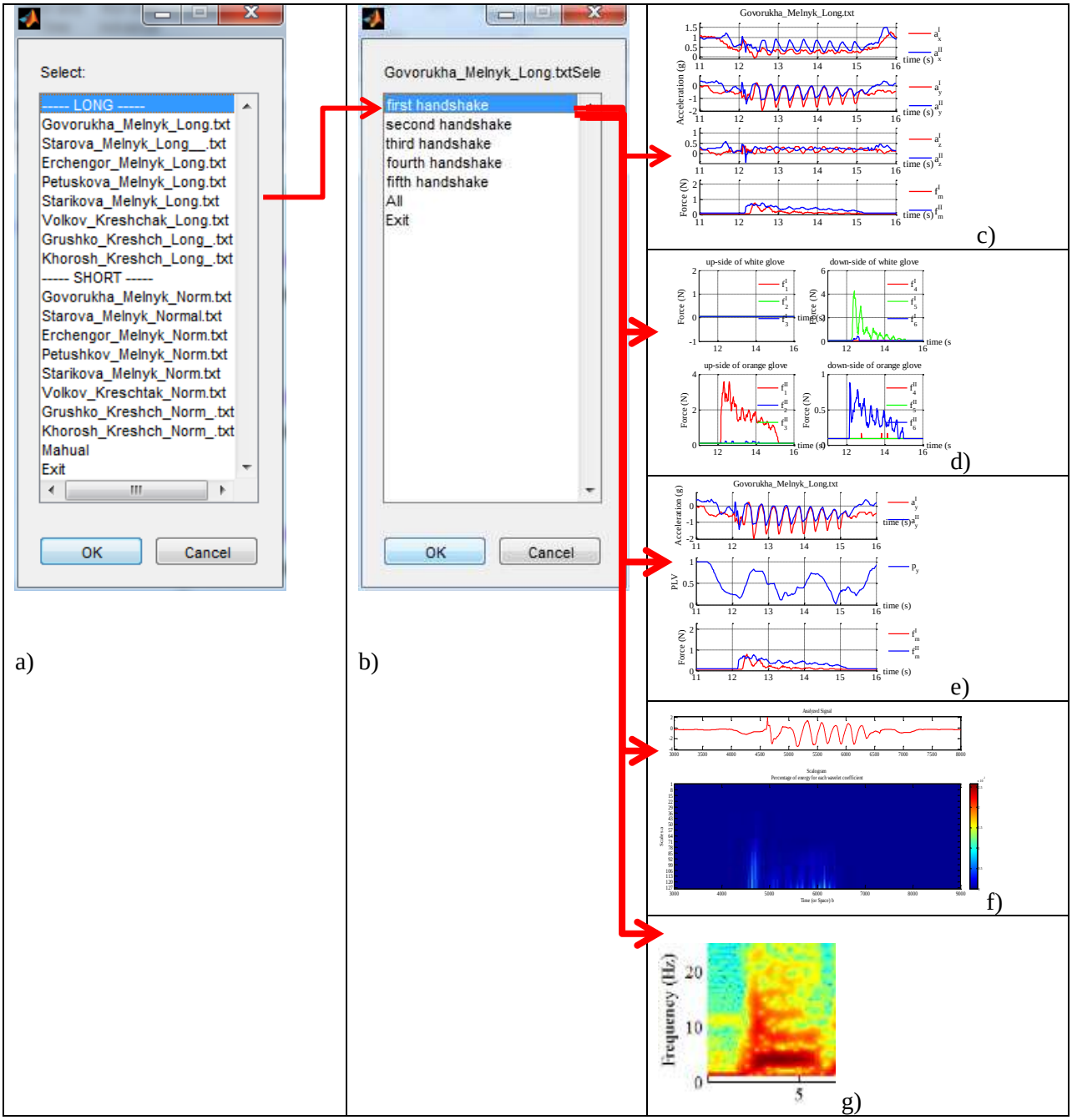


Figure A2.1. Interface d'utilisateur et types de visualisation/traitement du signale

L'analyse Synchrosqueezing des accélérations mesurées sur les poignets durant l'interaction physique fait une nouvelle contribution de trois façons importantes. Tout d'abord, il produit des traces spectrales nettes de l'évolution d'un phénomène d'interaction. Deuxièmement, il définit mieux le passage d'une phase à l'autre sur les plages de fréquences spécifiques lorsque l'on compare deux personnes durant mouvement conjoint. Les composantes de basse fréquence sont la plupart du temps robustes au bruit induit par la déviation du torse et de l'épaule durant l'interaction, des procédés de mesure. Troisièmement, le synchrosqueezing permet une reconstruction plus exacte des composantes de signal dans des bandes de fréquences d'intérêt. Les questions sur le phénomène de la synchronisation peuvent être résolues à l'aide du synchrosqueezing, en combinant avec des données des capteurs de force.

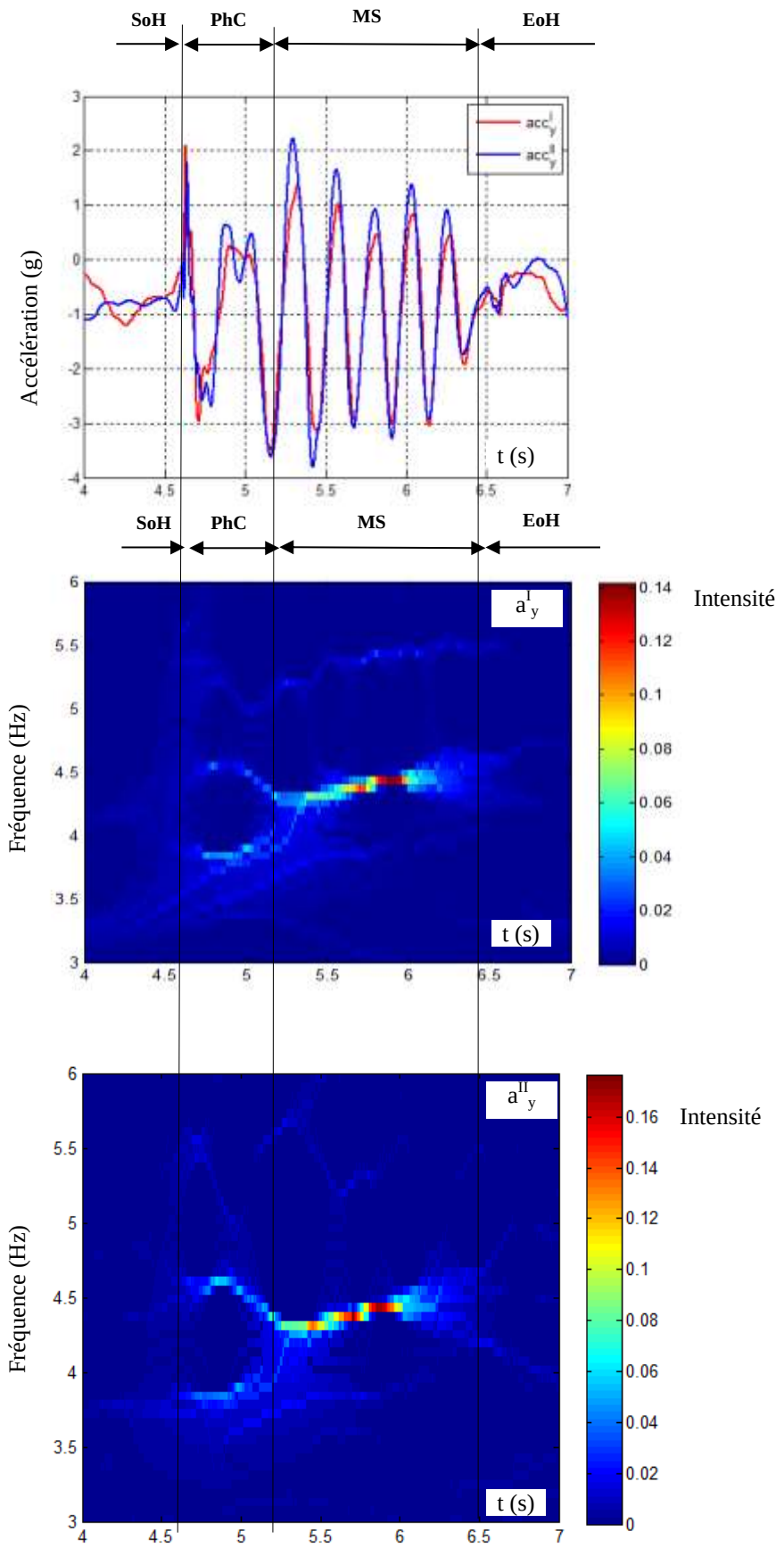


Figure A2.2. Transformation de synchrosqueezing de l'accélération de main durant la poignée de main entre deux humains.

ANNEXE.3 - DONNEES TECHNIQUES DE L'ACCELEROMETRE

Les données techniques de l'accéléromètre ADXL 355.

ADXL335

SPECIFICATIONS

T_A = 25°C, V_S = 3 V, C_X = C_Y = C_Z = 0.1 µF, acceleration = 0 *g*, unless otherwise noted. All minimum and maximum specifications are guaranteed. Typical specifications are not guaranteed.

Table 1.

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
SENSOR INPUT	Each axis				
Measurement Range		±3	±3.6		*g*
Nonlinearity	% of full scale		±0.3		%
Package Alignment Error			±1		Degrees
Interaxis Alignment Error			±0.1		Degrees
Cross-Axis Sensitivity[1]			±1		%
SENSITIVITY (RATIOMETRIC)[2]	Each axis				
Sensitivity at X_{OUT}, Y_{OUT}, Z_{OUT}	V_S = 3 V	270	300	330	mV/*g*
Sensitivity Change Due to Temperature[3]	V_S = 3 V		±0.01		%/°C
ZERO *g* BIAS LEVEL (RATIOMETRIC)					
0 *g* Voltage at X_{OUT}, Y_{OUT}	V_S = 3 V	1.35	1.5	1.65	V
0 *g* Voltage at Z_{OUT}	V_S = 3 V	1.2	1.5	1.8	V
0 *g* Offset vs. Temperature			±1		m*g*/°C
NOISE PERFORMANCE					
Noise Density X_{OUT}, Y_{OUT}			150		µ*g*/√Hz rms
Noise Density Z_{OUT}			300		µ*g*/√Hz rms
FREQUENCY RESPONSE[4]					
Bandwidth X_{OUT}, Y_{OUT}[5]	No external filter		1600		Hz
Bandwidth Z_{OUT}[5]	No external filter		550		Hz
R_{FILT} Tolerance			32 ± 15%		kΩ
Sensor Resonant Frequency			5.5		kHz
SELF-TEST[6]					
Logic Input Low			+0.6		V
Logic Input High			+2.4		V
ST Actuation Current			+60		µA
Output Change at X_{OUT}	Self-Test 0 to Self-Test 1	−150	−325	−600	mV
Output Change at Y_{OUT}	Self-Test 0 to Self-Test 1	+150	+325	+600	mV
Output Change at Z_{OUT}	Self-Test 0 to Self-Test 1	+150	+550	+1000	mV
OUTPUT AMPLIFIER					
Output Swing Low	No load		0.1		V
Output Swing High	No load		2.8		V
POWER SUPPLY					
Operating Voltage Range		1.8		3.6	V
Supply Current	V_S = 3 V		350		µA
Turn-On Time[7]	No external filter		1		ms
TEMPERATURE					
Operating Temperature Range		−40		+85	°C

[1] Defined as coupling between any two axes.
[2] Sensitivity is essentially ratiometric to V_S.
[3] Defined as the output change from ambient-to-maximum temperature or ambient-to-minimum temperature.
[4] Actual frequency response controlled by user-supplied external filter capacitors (C_X, C_Y, C_Z).
[5] Bandwidth with external capacitors = 1/(2 × π × 32 kΩ × C). For C_X, C_Y = 0.003 µF, bandwidth = 1.6 kHz. For C_Z = 0.01 µF, bandwidth = 500 Hz. For C_X, C_Y, C_Z = 10 µF, bandwidth = 0.5 Hz.
[6] Self-test response changes cubically with V_S.
[7] Turn-on time is dependent on C_X, C_Y, C_Z and is approximately 160 × C_X or C_Y or C_Z + 1 ms, where C_X, C_Y, C_Z are in microfarads (µF).

Rev. 0 | Page 3 of 16

ANNEXE.4 - EXPERIENCES EN MESURE DE MOUVEMENTS RYTHMIQUES DE L'HUMAIN

Le système de mesure des paramètres du mouvement par des capteurs inertiels portés peut être complété par un périphérique Kinect destiné à la console Xbox 360. Ce périphérique est doté de lentilles détectant la couleur et la profondeur et d'un micro à reconnaissance vocale, qui est motorisé pour suivre les déplacements de l'humain. Cet appareil à bas coût est utilisé par les chercheurs pour pratiquer la capture de tous les types de mouvement. L'utilisation de plusieurs Kinect simultanément permet en effet d'obtenir un résultat proche de celui des systèmes professionnels.

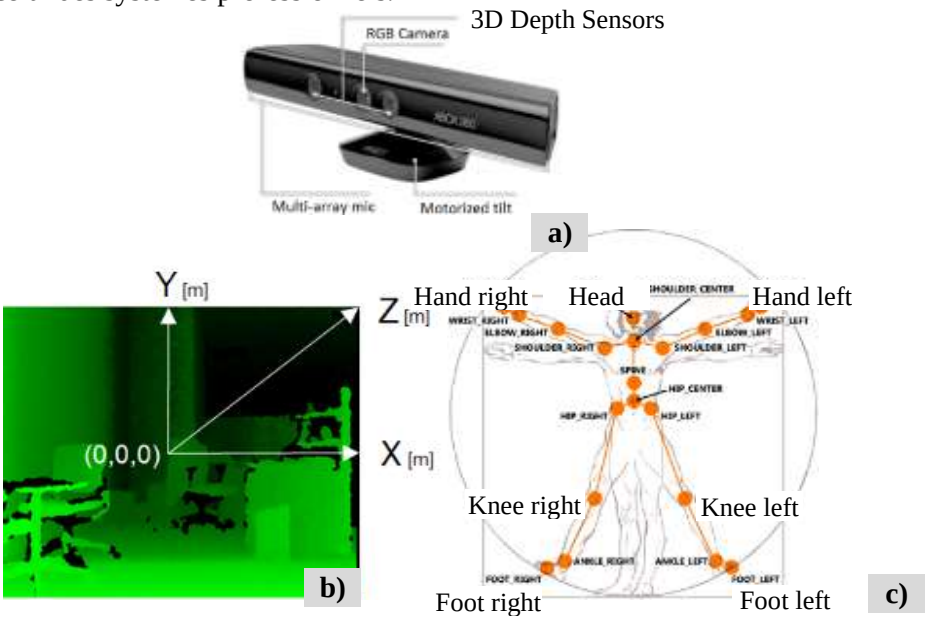


Figure A4.1 – Vue générale de capteur Kinect et système des coordonnées du capteur Kinect et point squelettiques (extracted from Microsoft MSDN and MATLAB® 7.11.1 documentations)

Un SDK a été développé par Microsoft pour pouvoir utiliser Kinect sur PC sous Windows 7. Après un module "Image Acquisition Toolbox™" dans logiciel MATLAB® a été développé pour accueillir des données de Microsoft® Kinect. Ce Toolbox organise l'interaction entre le camera RGB, le capteur de profondeur 3-D et le microphone 4-canaux. C'est un outil qui peut effectuer un suivi squelettique de l'humain, la reconnaissance de gestes, de suivi du visage, et la reconnaissance vocale. Sur la figure 1b est présenté le système de coordonnées du capteur et la figure 1c illustre les points squelettiques. La Figure A4.2 illustre le regroupement des signaux provenant du capteur inertiel, du capteur de force et du Kinect. Cette expérience préliminaire a été menée à l'Université Nationale Technique de Donetsk en 2013

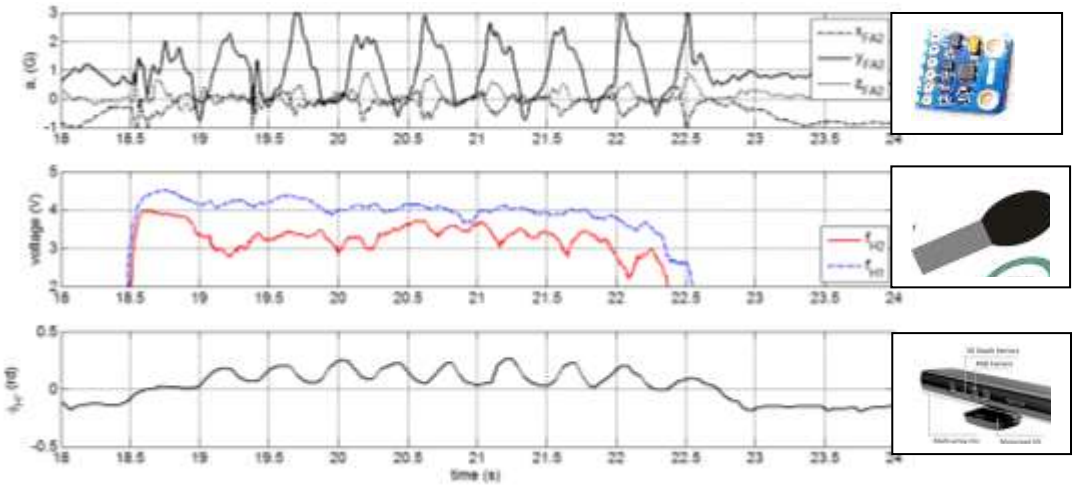


Figure A4.2 – Exemple du regroupement des signaux pour l'analyse de la poignée de main entre deux personnes.

ANNEXE.5 - INSTRUMENTATION DE L'AVANT-BRAS

Ce système est conçu à partir du gant de données que nous avons proposé (Melnyk et al., 2014a). Pour étudier la dynamique de l'avant-bras il est nécessaire de l'équiper de centrales inertielles supplémentaires et d'acquérir l'information par le même contrôleur. L'architecture du système de mesure est présentée sur la Figure A5.1a. Les principes du positionnement des capteurs sur le membre du corps humain sont détaillé (Liu, et al., 2010) ou (Dejnabadi, et al., 2005). On utilise la méthode (Liu, et al., 2010) qui demande deux accéléromètres et un gyroscope par articulation Figure A5.1b.

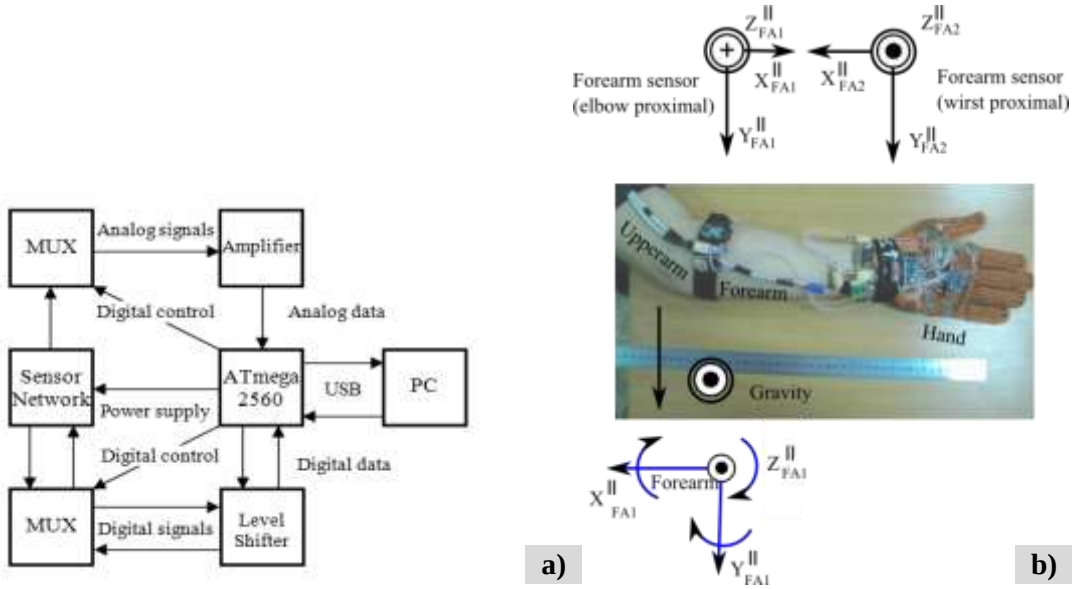


Figure A5.1 Système des coordonnées locales (SC) des accéléromètres et des gyroscopes de l'avant-bras instrumenté par les centrales d'inertie, architecture du système proposé pour la mesure des paramètres du mouvement durant la poignée de main.

Tableau A1. Capteurs utilisés pour instrumenter l'avant-bras.

Measured value	*Sensor*	*Range*	*I2C address*
Acceleration, r_{H1}	ADXL345	±3g	0x60 and 0x1D
Acceleration, r_{H2}	BMA180	±3g	0x40 and 0x41
Velocities, ω_H	L3GD20-MOD	300 s^{-1}	0x6A 0x6B