



Ecole Nationale Polytechnique
Département d'Automatique
Laboratoire de commande des processus



Thèse de doctorat

Réalisée par

Safia BENAHMED

Magister en Robotique et productique (ENP)

Thème

***Contribution à la commande, l'optimisation et la
conduite temps réel de la stimulation électrique des
muscles : théorie et application***

Présentée et soutenue publiquement le 05 mai 2019

Devant le jury

M. Hemici Boualem, Professeur, ENP, Alger

M. Mohamed Tadjine, Professeur, ENP, Alger

M. Grouni Said, Professeur, UMBB, Boumerdes

M. Bouchhida Ouahid, Professeur, UYFM, Médéa

M. Benzineb Omar, Maitre de conférences A, USDB

M. Boucherit Mohamed Seghir, Professeur, ENP

M. Omar Kermia, Maitre de Recherche A, CDTA

Président du jury

Directeur de thèse

Examineur

Examineur

Examineur

Examineur

Membre invité

Année 2019

Ecole Nationale Polytechnique ENP
10 Avenue Hassen Badi, El-Harrach, Alger



Ecole Nationale Polytechnique
Département d'Automatique
Laboratoire de commande des processus



Thèse de doctorat

Réalisée par

Safia BENAHMED

Magister en Robotique et productique (ENP)

Thème

***Contribution à la commande, l'optimisation et la
conduite temps réel de la stimulation électrique des
muscles : théorie et application***

Présentée et soutenue publiquement le 05 mai 2019

Devant le jury

M. Hemici Boualem, Professeur, ENP, Alger
M. Mohamed Tadjine, Professeur, ENP, Alger
M. Grouni Said, Professeur, UMBB, Boumerdes
M. Bouchhida Ouahid, Professeur, UYFM, Médéa
M. Benzineb Omar, Maitre de conférences A, USDB
M. Boucherit Mohamed Seghir, Professeur, ENP
M. Omar Kermia, Maitre de Recherche A, CDTA

Président du jury
Directeur de thèse
Examinateur
Examinateur
Examinateur
Examinateur
Membre invité

Année 2019

Ecole Nationale Polytechnique ENP
10 Avenue Hassen Badi, El-Harrach, Alger

ملخص: الإحراض الثانوية الناتجة عن إثارة العضلة الرباعية بواسطة التحفيز الكهربائي الوظيفي (FES) تجعل مشكلة التحكم صعبة. تناولت أعمال قليلة السيطرة على هذا السلوك الغير الخطي حيث لا يمكن استعمالهم في العالم الحقيقي. لتحسين مقاييس وحدات التحكم المتوفرة في الأبحاث ، نختبر وحدات تحكم أخرى و هي PID اللامركزية ، Backstepping ، Backstepping مع إجراء متكامل و Super-twisting. ومن ثم ، اقترحنا وحدة تحكم متكيفة . النتائج واعدة ويمكن استعمالها بسهولة من قبل الممارسين لإعادة تأهيل المرضى المصابين بشلل نصفي. تتوفر دراسة في الوقت الحقيقي أيضا في هذه الدراسة حيث نقترح تحسين استعمال الموارد الإعلامية. لدراسة سلوك وحدات التحكم هذه انجزنا محفزا لنختبر وحدة التحكم التكيفية على شخص بصحة جيدة. النتائج مثيرة للاهتمام ويتم اقتراح وجهات نظر للعمل في المستقبل.

الكلمات الدالة: مشلول ، عضلات الفخذ ، PID اللامركزية ، Backstepping ، super twising ، التحكم المتكيف ، الوقت الحقيقي

Abstract: The non-idealities resulting from the excitation of the paraplegic quadriceps muscle by the functional electrical stimulation (FES) make the control problem challenging. Few works addressed the control of this highly nonlinear behavior where the elaborated controllers are useless in the real world. To improve the controllers' metrics available in the literature, we test other controllers which are the Decentralized PID, the Backstepping, the Backstepping with an integral action and the Super-twisting. And then, we proposed an adaptive super twisting controller assuring a global stability. The results are promising and may be explored easily by practitioners for reeducation of paraplegic patients. A real time context study is available too, where we propose to optimize the processor utilization. To study the behavior of these controllers, we realized a stimulator. Finally, we test the adaptive controller for able subject. The results are interesting and perspectives are suggested for future work.

Key words: paraplegic, quadriceps, decentralized PID, Backstepping, integral backsepping, super twisting, adaptiv control, real time, stimulator.

Résumé: Peu de travaux ont porté sur le contrôle du comportement du quadriceps paraplégique où les contrôleurs élaborés sont difficilement utilisables dans le monde réel. Pour améliorer les métriques des contrôleurs disponibles dans la littérature, nous testons d'autres contrôleurs : le PID Décentralisé, le Backstepping, le Backstepping avec une action intégrale et le Super-Twising. Par la suite, nous proposons un contrôleur adaptatif assurant une stabilité globale. Les résultats sont prometteurs et peuvent être facilement explorés par les praticiens pour la rééducation des patients paraplégiques. Une étude en contexte temps réel est également disponible dans ce travail où nous proposons d'optimiser les ressources en calcul. Pour étudier le comportement de ces contrôleurs en pratique, nous avons réalisé un stimulateur adapté aux besoins de cette recherche. Enfin, nous testons le contrôleur adaptatif sur un sujet valide. Les résultats sont intéressants et des perspectives sont suggérées pour les travaux futurs.

Mots clés: paraplégique, quadriceps, PID décentralisé, Backstepping, Backstepping avec action intégral, super twisting, contrôle adaptatif, temps réel, stimulateur.

Table des matières

Liste des tableaux

Table des figures

Nomenclature

Introduction générale	16
Partie 1	18
Chapitre 1: Généralités et état de l'art	
1.1 Introduction	20
1.2 Physiologie du système nerveux	20
1.2.1 Transmission du message nerveux	20
1.2.2 Pathologies causées par les lésions nerveuses	21
1.3 Anatomie du quadriceps	22
1.4 Domaines de recherche traitants le handicap	22
1.4.1 Prothèses de jambe	23
1.4.2 Neuroprothèses	23
1.4.3 Les exosquelettes :	23
1.4.4 Principe de l'électrostimulation fonctionnelle	23
1.5 Etat de l'art	25
1.5.1 Traitement en boucle ouverte	25
1.5.2 Orientation vers la boucle fermée	25
1.6 Objectifs	26
1.7 Conclusion	26
Chapitre 2 : Modélisation et caractéristiques dynamiques	
2.1 Introduction	28
2.2 Modélisation	28
2.2.1 Modélisation des oscillations libres	29
2.2.2 Modélisation des oscillations forcées	29
2.2.3 Modélisation de l'effort produit par un quadriceps paraplégique	29
2.2.4 Description du problème à traiter	31

2.3	Représentation d'état	32
2.4	Caractéristiques dynamiques	32
2.4.1	Points d'équilibre	32
2.4.2	Observabilité et la Commandabilité	33
2.4.3	Réponse d'un muscle paraplégique non-entraîné	34
2.4.4	Définition des cas de simulation	34
2.5	Conclusion	37

Chapitre 3: Synthèse de lois de commande

3.1	Introduction	40
3.2	Outils métriques	40
3.3	PID décentralisé	41
3.3.1	Résultats	42
3.4	Commandes basées Lyapunov	46
3.4.1	Backstepping	46
3.4.2	Backstepping avec action intégrale	51
3.4.3	Commande par mode glissant d'ordre 2	56
3.5	Commande par mode glissant adaptative	61
3.5.1	Résultats	63
3.6	Etude comparative	64
3.6.1	Comparaison entre les commandes élaborées	64
3.6.2	Comparaison des commandes étudiées avec celles de la littérature	66
3.7	Conclusion	71

Partie 2

Chapitre 4 : Réalisation et mise en œuvre

4.1	Introduction	74
4.2	1 ^{ère} partie : Conception et réalisation	74
4.2.1	Cahier des charges	74
4.2.2	Conception	75
4.2.3	Réalisation et implémentation	79
4.2.4	Algorithme	81
4.2.5	Vérification du montage	82

4.2.6	Mise au point du stimulateur _____	83
4.3	2 ^{ème} Partie : tests et résultats _____	85
4.4	Analyse et discussion _____	87
4.5	Conclusion _____	87
Chapitre 5: Amélioration des performances par analyse temps réel		
5.1	Introduction _____	90
5.2	Introduction aux systèmes temps réel _____	90
5.2.1	Définition d'une tâche temps réel _____	91
5.2.2	Algorithmes d'ordonnancement _____	92
5.3	Simulation du comportement temps réel du système à contrôler _____	92
5.3.1	Simulation du comportement temps réel _____	93
5.3.2	Sélection de la fréquence d'échantillonnage _____	93
5.3.3	Implémentation du système _____	94
5.3.4	Résultat en boucle ouverte et discussion _____	95
5.4	Ordonnancement par commande rétroactive _____	96
5.4.1	Résultats _____	97
5.4.2	Discussion _____	99
5.5	Conclusion _____	99
Conclusion générale		101
Perspectives		103
Annexe _____		105
Annexe B _____		107
Bibliographie _____		112

Liste des tableaux

Tableau 1. Points d'équilibre des individus H1, H2, H3, H4, H5, P1, P2 et P3. _____	33
Tableau 2. Gains du PID décentralisé pour les individus H4, P1 et P2 _____	42
Tableau 3. Principales caractéristiques du PID décentralisé _____	44
Tableau 4. Gains de la commande backstepping pour H4, P1 et P2 _____	48
Tableau 5. Principales caractéristiques du backstepping _____	50
Tableau 6. Gains de la commande par backstepping +intégrale pour les individus H4, P1, P2 _____	53
Tableau 7. Principales caractéristiques du backstepping + action integrale _____	55
Tableau 8. Gains utilisés de la commande glissante pour les individus H4, P1 et P2 _____	58
Tableau 9. Principales caractéristiques de la commande glissante d'ordre 2 _____	60
Tableau 10. Métriques de H4 pour la référence fixe et sinusoïdale _____	66
Tableau 11. Métriques de P1 pour la référence fixe et sinusoïdale _____	66
Tableau 12. Métriques de P2 pour la référence fixe et sinusoïdale _____	67
Tableau 13. Métriques de P3 pour la référence fixe et sinusoïdale _____	67
Tableau 14. Récapitulation des caractéristiques des commandes effectuées pour le système étudié. __	71

Table des figures

Figure 1. a. Colonne vertébrale indiquant la paraplégie b. Moelle spinale. c. Le fonctionnement des neurones. ____	20
Figure 2. Cellule nerveuse. Potentiel de repos. Potentiel d'action. Passage de stimulation _____	21
Figure 3. Innervation des fibres par les motoneurons _____	21
Figure 4. Anatomie du quadriceps et mouvement d'extension et flexion effectué par le genou _____	22
Figure 5. Principe de fonctionnement _____	24
Figure 6. Types d'onde de la FES _____	24
Figure 7. Représentation de la position du sujet _____	28
Figure 8. Entrées et sorties de la régulation _____	31
Figure 9. Détermination du point d'équilibre du patient P1 par simulation _____	32
Figure 10. Réponse du quadriceps pour les trois patients et le sujet H4 à une stimulation de $220\mu\text{s}$ de largeur d'impulsion _____	34
Figure 11. Poursuite de trajectoire pour une position fixe pour le patient P2 dans le cas idéal (PID décentralisé) __	35
Figure 12. Poursuite de trajectoire de forme sinusoïdale pour le patient P2 dans le cas idéal (PID décentralisé) __	35
Figure 13. Poursuite de trajectoire pour une position fixe pour le patient P2 dans le cas non-idéal (PID décentralisé) _____	36
Figure 14. Poursuite de trajectoire de forme sinusoïdale pour le patient P2 dans le cas non-idéal (PID décentralisé) _____	36
Figure 15. Poursuite de trajectoire pour une position fixe pour le patient P2 dans le cas optimal (PID décentralisé)	37
Figure 16. Poursuite de trajectoire de forme sinusoïdale pour le patient P2 dans le cas optimal (PID décentralisé)	37
Figure 17. Représentation schématique des outils de comparaison : t_{rise} t_{settling} e_{ss} OS. (Ici pour une réponse à un échelon de 45°) _____	41
Figure 18. Représentation schématique des outils de comparaison : Lag. (Ici pour une référence simulant la marche) _____	41
Figure 19. Représentation de la loi de commande du double PID _____	42
Figure 20. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu H4 avec le PID décentralisé _____	42
Figure 21. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P1 avec le PID décentralisé _____	43
Figure 22. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P2 dans le cas optimal avec le PID décentralisé _	43
Figure 23. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas optimal avec le PID décentralisé _____	43
Figure 24. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue modérée) avec le PID décentralisé _____	43
Figure 25. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P2 dans le cas optimal avec le PID décentralisé _____	44
Figure 26. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue sévère) avec le PID décentralisé _____	44
Figure 27. Stabilité des caractéristiques du PID décentralisé par rapport aux individus _____	45
Figure 28. Robustesse du double PID par rapport au changement des paramètres du système dans le cas optimal	45
Figure 29. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu H4 avec le backstepping _____	48
Figure 30. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P1 avec le backstepping _____	48
Figure 31. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P2 dans le cas optimal avec le backstepping ____	48

Figure 32. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas optimal avec le backstepping	49
Figure 33. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue modérée) avec le backstepping	49
Figure 34. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P2 dans le cas optimal avec le backstepping	49
Figure 35. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue sévère) avec le backstepping	49
Figure 36. Stabilité des caractéristiques du backstepping par rapport aux individus	50
Figure 37. Robustesse du backstepping par rapport au changement des paramètres du système dans le cas optimal	51
Figure 38. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu H4 avec le backstepping + l'action intégrale	53
Figure 39. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P1 avec le backstepping + action intégrale	53
Figure 40. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P2 dans le cas optimal avec le backstepping + action intégrale	54
Figure 41. Réponse pour une référence de marche de l'individu P1 dans le cas optimal avec le backstepping + intégrale	54
Figure 42. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue modérée) avec le backstepping + action intégrale	54
Figure 43. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P2 dans le cas optimal avec le backstepping + action intégrale	54
Figure 44. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue sévère) avec le backstepping + action intégrale	55
Figure 45. Stabilité des caractéristiques du backstepping + action intégrale par rapport aux individus	55
Figure 46. Robustesse du backstepping + action intégrale par rapport au changement des paramètres du système dans le cas optimal	56
Figure 47. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu H4 avec la commande glissante d'ordre 2	58
Figure 48. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P1 avec la commande glissante d'ordre 2	58
Figure 49. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P2 dans le cas optimal avec la commande glissante d'ordre 2	58
Figure 50. Réponse pour une référence de marche de l'individu P1 dans le cas optimal avec la commande glissante d'ordre 2	59
Figure 51. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue modérée) avec la commande glissante d'ordre 2	59
Figure 52. Réponse pour une référence de marche de l'individu P2 dans le cas optimal avec la commande glissante d'ordre 2	59
Figure 53. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue sévère) avec la commande glissante d'ordre 2	59
Figure 54. Stabilité des caractéristiques de la commande glissante d'ordre 2 par rapport aux individus + action intégrale	60
Figure 55. Robustesse de la commande glissante d'ordre 2 par rapport au changement des paramètres du système dans le cas optimal	61
Figure 56. Commande adaptative directe du Super twisting	61
Figure 57. Réponse de l'angle du genou de P1: La ligne bleue représente la référence et la ligne rouge représente la réponse de la commande adaptative	63

Figure 58. Erreur de poursuite	63
Figure 59. Variation du paramètre d'adaptation α_2	63
Figure 60. Sensibilité des commandes sous conditions optimales pour une variation de a :20% et b :50% des paramètres du patient P1	65
Figure 61. Sensibilité des commandes sous conditions optimales pour une variation de a :20% et b :50% des paramètres du patient P2	65
Figure 62. Variation de t_{rise} par rapport aux commandes implémentées pour les individus : H4, P1, P2, P3	67
Figure 63. Variation de $t_{settling}$ par rapport aux commandes implémentées pour les individus : H4, P1, P2, P3	68
Figure 64. Variation du dépassement OS par rapport aux commandes implémentées pour les individus : H4, P1, P2, P3	68
Figure 65. Variation du retard Lag par rapport aux commandes implémentées pour les individus : H4, P1, P2, P3	69
Figure 66. Variation de l'erreur quadratique e_{rms} par rapport aux commandes implémentées pour les individus : H4, P1, P2, P3	69
Figure 67. Stabilité des commandes par rapport à l'application pour les différents individus	69
Figure 68. Représentation statistique des meilleurs résultats des commandes étudiées et celles de la littérature	70
Figure 69. Fonctionnement du stimulateur	74
Figure 70. Architecture proposée du stimulateur à réaliser	76
Figure 71. Schéma électrique du circuit de haute tension (pompe à diodes)	77
Figure 72. Schéma global de la conception sous Protéus.8	78
Figure 73. Stimulateur réalisé.	79
Figure 74. Carte de commande Arduino mega2560.	79
Figure 75. Gyroscope (GY-951).	80
Figure 76. Électrodes.	80
Figure 77. Pile 9v rechargeable 170mah	81
Figure 78. Schéma synoptique de l'algorithme du programme implémenté	82
Figure 79. Train d'impulsion à 50Hz généré par la carte de commande	82
Figure 80. Largeur d'impulsion de 250 μ s.	83
Figure 81. Tension à la sortie du générateur de haute tension.	83
Figure 82. Circuit conçu sous l'environnement PCB Layout de Proteus 8.6	84
Figure 83. Stimulateur réalisé V0-2018	84
Figure 84. Conception du boîtier du stimulateur sous l'environnement SolidWorks	84
Figure 85. Le stimulateur V0-2018	85
Figure 86. Test expérimental	85
Figure 87. Angles de rotation effectués par le genou	86
Figure 88. Largeur d'impulsion : la commande PW	86
Figure 89. Poursuite, Erreur de la poursuite et Vitesse angulaire (de haut vers le bas respectivement)	87
Figure 90. Système temps réel	90
Figure 91. Modèle d'une tâche temps réel	91
Figure 92. Etat d'une tâche temps réel	91
Figure 93. Noyau temps réel True time	93
Figure 94. Réponse des deux membres inférieurs : avec un temps d'échantillonnage différent pour le sujet P1, la ligne en pointillés est pour le temps d'échantillonnage $T_s = 0.01s$, la ligne continue fine est pour $T_s = 0.001s$ et la ligne pleine épaisse est pour $T_s = 0,0013s$.	94
Figure 95. Système simulé sous Simulink	95

<i>Figure 96. Réponse pour une planification en boucle ouverte des deux membres inférieurs. La ligne pleine est pour la première jambe et la ligne pointillée pour la deuxième jambe.</i>	95
<i>Figure 97. Ordonnancement EDF</i>	96
<i>Figure 98. Principe du FS</i>	96
<i>Figure 99. Architecture proposée pour la commande du système en temps réel</i>	97
<i>Figure 100. Réponse pour une planification en boucle ouverte des deux membres inférieurs avec le même échantillonnage $T_s = 0,001s$, et pour le même WCET = 0,0002s, la ligne pleine est pour la première jambe et la ligne pointillée pour la deuxième jambe.</i>	98
<i>Figure 101. La commande PID de l'utilisation du processeur $U_{ref}=90\%$. $P=0, I=1, D=0$</i>	98
<i>Figure 102. Courbe de la période P3 utilisée pour le contrôle de l'utilisation</i>	99

Nomenclature

θ : Position angulaire du genou

θ_d : position angulaire désirée

$\dot{\theta}$: Vitesse angulaire du genou.

$\dot{\theta}_d$: vitesse angulaire désirée

$\ddot{\theta}$: Accélération angulaire du genou.

φ : Angle entre l'axe de la cuisse et l'ischio-jambier

J : Moment d'inertie de la partie jambe + cheville.

m : Masse de la jambe + la cheville.

g : Constante gravitationnelle.

l : Distance entre le genou et le centre de masse.

λ, E : Coefficients du terme exponentiel.

ω : Angle de l'attente élastique du genou.

B : Coefficient de viscosité d'amortissement.

G : Gain de la fonction de transfert pour une fréquence particulière.

η : Constante de temps de la fonction de transfert.

$PW(s)$: Fonction de transfert de la largeur d'impulsion du signal de stimulation.

pw : Largeur d'impulsion du signal de stimulation.

FES: Electro-stimulation fonctionnelle (Functional Electrical Stimulation)

SEF: Stimulation électrique fonctionnelle

FS: Régulation d'ordonancement (Feedback scheduling) .

ST: Super twisting.

BS: Backstepping.

PID: Régulateur proportionnel, integral dérive.

D-PID: Régulateur proportionnel integral dérivé décentralisé.

GSC: Régulateur à gain proportionnel (Gain scheduling controller).

SMC: Régulateur par mode de glissement d'ordre 1 (Sliding mod controller)

$\tau_i(t)$: Couple d'inertie

$\tau_g(t)$: Couple gravitationnel

$\tau_s(t)$: Couple de raideur

$\tau_d(t)$: Couple d'amortissement

$\tau_q(t)$: Couple généré par le quadriceps

$\tau_{spastic}(t)$: Couple spastique

$\tau_{rq}(t)$: Couple généré par un quadriceps paraplégique entraîné

$f(t)$: Fonction de la fatigue

$T_{spasm}(t)$: tension de la cuisse

\bar{l} : Distance entre l'insertion du muscle de la fibule et le centre de rotation du genou

T_d : délai entre la stimulation et le début des contractions

$U(t)$: Commande à générer par les régulateurs

x_1 : Variable d'état qui représente la position angulaire

x_2 : Variable d'état qui représente la vitesse angulaire

H_i : Individu en bonne santé (i représente le numéro de la personne)

P_i : Patient paraplégique (i représente le numéro de la personne)

M_1 : Matrice d'observabilité

M_2 : Matrice de commandabilité

$L_f h(x)$: Dérivée de Lie

K_p : Gain réglable du contrôleur proportionnel pour le réglage de la position angulaire

$e(t)$: Erreur entre la position angulaire et la position désirée

K_I : Gain réglable du contrôleur intégral pour le réglage de la position angulaire

K_D : Gain réglable du contrôleur dérivé pour le réglage de la position angulaire

K'_p : Gain réglable du contrôleur proportionnel pour le réglage de la vitesse angulaire

$\dot{e}(t)$: Erreur entre la vitesse angulaire et la vitesse angulaire désirée

K'_I : Gain réglable du contrôleur intégral pour le réglage de la vitesse angulaire

K'_d : Gain réglable du contrôleur dérivé pour le réglage de la vitesse angulaire

V_i : Fonction de Lyapunov candidate

\dot{V}_i : Dérivé de la fonction de Lyapunov candidate

UGAS : Stabilité asymptotique uniforme globale

s : Surface de glissement

\dot{s} : Dérivé de la surface de glissement

A mes filles

Remerciements

Je souhaite remercier en premier lieu mon directeur de thèse, Mohamed Tadjine, Professeur à l'école nationale polytechnique pour m'avoir accueilli au sein du laboratoire commande des processus (CDP). Je lui suis également reconnaissante pour son encadrement et ses conseils.

J'exprime également ma gratitude à mon chef d'équipe Omar Kermia, maître de Recherche A au Centre du développement des technologies avancés pour sa disponibilité, ses qualités pédagogiques et scientifiques.

Je remercie cordialement, d'avoir accepté d'être président du jury, Hemicci Boualem, Professeur à l'école nationale polytechnique. Je remercie également : Grouni Said (Professeur à l'Université de M'hamed Bougara Boumerdes), Bouchhida Ouahid (Professeur à l'Université Yahia fares Médéa), Benzineb Omar (Maitre de conférences A à l' Université Saad Dahlab Blida) et Boucherit Mohamed Seghir (Professeur à l'école nationale polytechnique) d'avoir accepté d'être examinateurs de cette thèse.

J'adresse mes remerciements à Zakaria Guettatfi, Riadh Rabie Benrezki, Smaine Azzedine Tchenderli-Braham et Ibrahim Mezzah qui font partie de mon équipe, Conception des Systèmes Embarqués (CSE) au CDTA. A mes collègues du CDTA : Assia Smaali, Maouia Bentlemcen, Wahiba Benzaba , Wassila Dib, Zina Achour, Farid Harizi, Abdeladim Derbal, Khaled Kara, Fouad Yacef, et tous mes collègues pour tous les échanges techniques et scientifiques et pour leur sympathie pendant la préparation de cette thèse.

Introduction générale

Aussi intuitif que ça pourrait être, la marche, la coordination des mouvements, l'équilibre et le tout petit mouvement que nous effectuons dans notre quotidien sont des tâches très complexes. Où nous ne nous interrogeons pas sur leurs modes de fonctionnement, jusqu'au moment où ces tâches deviennent un calvaire à surmonter au moment de la rééducation ou de le handicap.

En observant les enfants, nous pouvons nous rendre compte de la complexité de l'apprentissage. Ce savoir-faire est acquis dès le jeune âge. Citons à titre d'exemple la natation, le vélo ou le dessin. Cela dit, n'impliquant pas que l'apprentissage ne se fait qu'à l'enfance, mais plutôt il faut imaginer le temps que cela prend. Ce n'est, toutefois, pas l'habilité que nous visons dans ce manuscrit mais tout juste : la recreation du mouvement.

Le mouvement peut être défini par une réaction liée à la contraction musculaire. Un mouvement est dit volontaire quand il est actionné par un message transmis par le cerveau via les neurones puis la moelle épinière puis le nerf relié au muscle souhaité. Le traumatisme permanent survenu dans la moelle épinière de la septième vertèbre cervicale (C7) à la vingt-quatrième vertèbre lombaire (L2) provoque une rupture de ce signal d'activation qui est à son tour la cause de la paralysie des membres inférieurs. Ce traumatisme est appelé paraplégie.

A notre connaissance, les tentatives de restauration du mouvement par voie médicale restent très timides. Cependant, plusieurs tentatives des chercheurs dans le domaine technique sont enregistrées. Parmi les solutions adoptées pour la régénération du signal qui commande le mouvement, nous citons la stimulation électrique fonctionnelle (FES). Dans ce travail, nous allons commander le muscle responsable du mouvement de l'extension du genou c.à.d. le quadriceps. Un stimulateur va être réalisé puis testé.

Le manuscrit est structuré en deux parties. La première partie est constituée de trois chapitres. Dans le premier chapitre, nous proposons de voir quelques généralités comme la description du fonctionnement du message neuronal ou l'anatomie du quadriceps, les types de stimulateurs existants sont aussi catégorisés. Nous étalerons dans ce chapitre un état de l'art qui ciblera l'actualité du domaine. Dans le deuxième chapitre, nous proposons de revoir la dynamique

du système. Où nous étudions les caractéristiques de son mouvement. Ensuite, dans le troisième chapitre, nous proposons de simuler le comportement de plusieurs régulateurs (le PID décentralisé, le Backstepping, le Backstepping avec action intégrale et le mode glissant du second ordre (Super twisting)) prouvant la convergence globale en utilisant la fonction de Lyapunov (sauf pour le PID décentralisé). Une étude comparative détaillée est proposée pour mettre en évidence les avantages et les inconvénients de chaque contrôleur. Nous finalisons cette partie par la proposition d'une commande adaptative.

La deuxième partie est constituée par le quatrième et le cinquième chapitre. Dans le quatrième chapitre, nous proposons une architecture de stimulateur communicant en série avec un terminal pour l'envoi des données. Une fois que le stimulateur est réalisé en assemblant un dispositif constitué de carte de commande, carte de puissance capteur et électrodes, nous implémentons la commande jugée : la plus adéquate sur la carte de commande Arduino. Plusieurs tests vont être effectués. Dans le cinquième chapitre, nous optimiserons les ressources de calcul grâce au feedback scheduling. Et en fin, une conclusion et des perspectives sont proposés à la fin de cette étude.

Partie 1

Chapitre 1

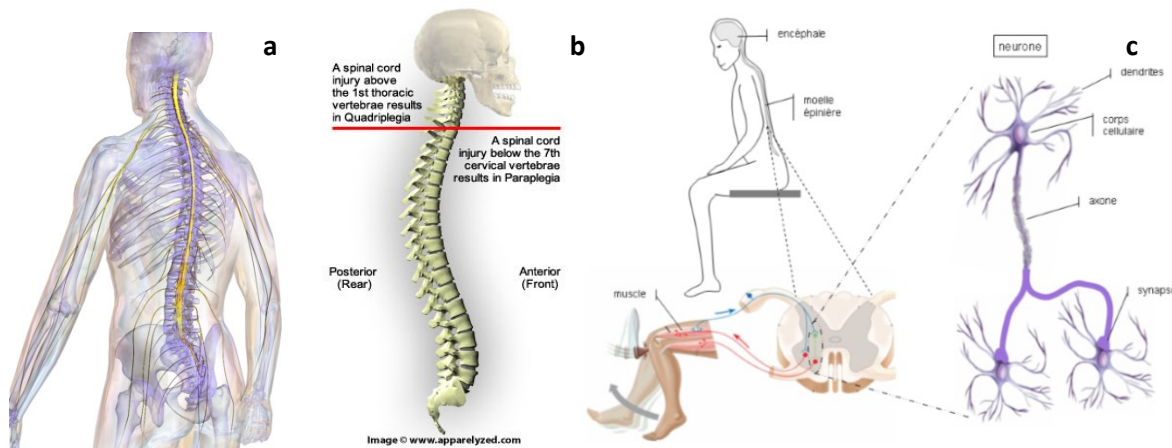
1 Généralités et état de l'art

1.1 Introduction

Nous allons définir dans ce chapitre plusieurs termes médicaux tels que la moelle spinale, l'anatomie de la jambe, paraplégie...etc. Nous introduisons aussi quelques outils de stimulation artificielle tels que la FES, les stimulateurs ou les électrodes. Ces définitions vont servir pour une compréhension profonde du comportement musculaire lors des stimulations. Un état de l'art va être établi plus tard, où nous ciblerons les problèmes constatés des différentes commandes étudiées. Nous finalisons ce chapitre par la description de l'objectif visé par cette étude.

1.2 Physiologie du système nerveux

La moelle spinale (ou épine, figure 1.a) fait partie du système nerveux central. Elle s'abrite dans le canal rachidien (colonne vertébrale-figure 1.b) est composée de 31 segments: 8 cervicaux (C), 12 thoraciques (T), 5 lombaires (L), 5 sacrés (S) et 1 coccygien (Co) [1]. Elle est également responsable de la transmission des signaux nerveux provenant du cerveau. Ces signaux vont être transmis via les neurones (axones : neurones sensoriels ou motoneurones) et les cellules gliales.



1.2.1 Transmission du message nerveux

Au repos, l'intérieur du neurone est chargé négativement à une moyenne de -70mV . Ce potentiel de repos est résultant de la différenciation ionique entre l'intérieur et l'extérieur de la cellule. La stimulation du neurone entraîne une inversion transitoire entre l'intérieur et l'extérieur en se déplaçant le long de la cellule nerveuse.

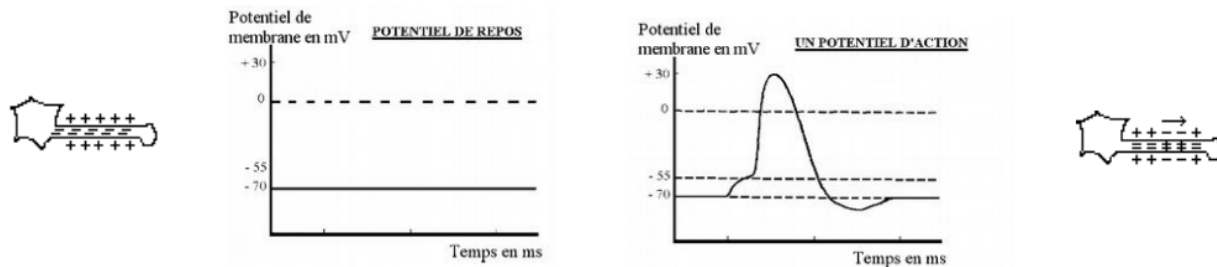


Figure 2. Cellule nerveuse. Potentiel de repos. Potentiel d'action. Passage de stimulation

Cette réaction est appelée le potentiel d'action. Ce potentiel d'action atteint en moyenne 30mV et il est d'amplitude constante. Par conséquent, le message se déplace sous forme de train d'impulsions électriques. Ce message codé en fréquence de potentiel d'action est appelé message présynaptique. Il sera codé en message chimique via les synapses des axones, Figure.1.c. Le corps cellulaire du motoneurone reçoit des informations au niveau de synapses provenant des muscles pour les réflexes ou du cerveau pour la création du mouvement volontaire. Chaque motoneurone innerve une unité motrice mais seulement une seule fibre de cette unité motrice va recevoir le message.

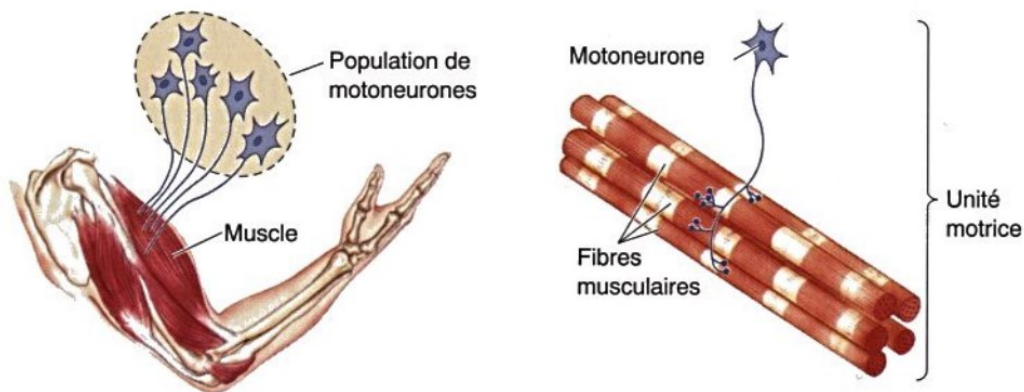


Figure 3. Innervation des fibres par les motoneurones

Et finalement le mouvement souhaité sera créé par la contraction musculaire provoquée par l'activation de plusieurs moto-neurones ordonnés par le cerveau [2].

1.2.2 Pathologies causées par les lésions nerveuses

La paralysie du membre est définie par la diminution ou l'absence de sa motricité. Elle est causée, en générale, par la rupture de la communication entre le cerveau et les axones (sensoriels ou motoneurones). Les lésions survenues à la moelle épinière causent des paralysies d'origine centrales. Suite à ces lésions, les traumatismes peuvent être permanents ou temporaires. Ces traumatismes sont classés selon [3] en trois grandes catégories:

La tétraplégie provoque une perte de mouvement et de sensation dans les quatre membres (bras et jambes). Elle survient généralement à la suite d'une blessure au niveau T1 ou supérieur. La tétraplégie affecte également les muscles de la poitrine. Les blessures au niveau C4 ou supérieures nécessitent un appareil respiratoire mécanique.

La paraplégie est définie par une perte de mouvement et/ou des sensations dans la moitié inférieure du corps (jambes droite et gauche). Elle survient généralement à la suite de blessures au niveau T1 ou inférieur.

L'hémiplégie est une affection caractérisée par une faiblesse grave des membres d'un côté du corps. Elle survient souvent suite à des accidents vasculaires cérébraux (AVC).

1.3 Anatomie du quadriceps

Puisque nous traitons dans ce manuscrit le cas du genou paraplégique, il devient impératif de définir le quadriceps : le muscle responsable, en grande partie, de la marche. Il est également responsable de l'extension du genou. Le quadriceps est le muscle le plus volumineux du corps humain. Il est situé sur la face avant de la cuisse et constitué de quatre chefs musculaires : le droit antérieur, le vaste externe, le vaste intermédiaire et le vaste interne [4]. Le quadriceps supporte une importante partie du poids de corps et nous permet de nous déplacer. Il est considéré comme poly-articulaire puisqu'il mobilise l'articulation de la hanche et du genou. Avec ses quatre chefs musculaires, il assure : l'extension de la jambe sur la cuisse, la flexion de la cuisse sur le bassin et l'antéversion du bassin. [5]

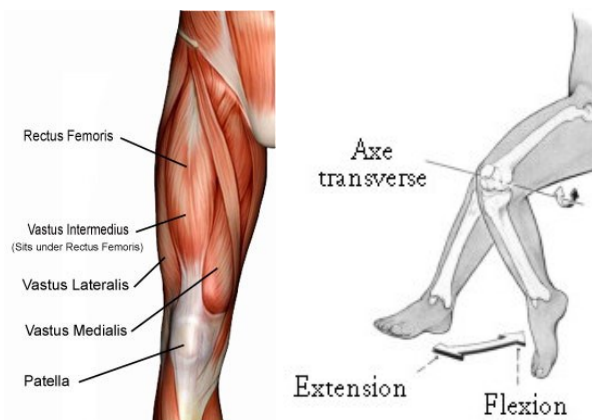


Figure 4. Anatomie du quadriceps et mouvement d'extension et flexion effectué par le genou

1.4 Domaines de recherche traitants le handicap

Plusieurs méthodes existent pour venir en aide aux personnes handicapées, selon le type d'handicap. Nous citerons dans ce qui suit les grands axes de recherche.

1.4.1 Prothèses de jambe

Les transtibiales, transfémorales et prothèses de hanche sont les trois grandes familles de prothèses de jambes [6]. Elles sont distinguées selon le niveau de l'amputation. Les prothèses transtibiales remplacent l'articulation de la cheville et les transfémorales celle de du genou.

Il est certain que la première aide apportée aux handicapés était sous forme de prothèses mais elle servait plus comme support de poids ne facilitant pas les déplacements [7]. Elles apportaient plus du confort moral que pratique. Leur progression en matière technique est remarquable. Car du support mécanique passif qu'elles étaient, elles sont équipées actuellement de moteurs. Ces prothèses actives s'approchent à grand pas des fonctions des membres naturels [8].

1.4.2 Neuroprothèses

Comme son nom l'indique, la neuro-prothèse est une prothèse qui assure ou rétablie la communication neuronale. Elle stimule le système sensori-moteur. Coupés de communication du système nerveux central, les muscle fonctionnels mais innervés retrouveront la communication avec le contrôle volontaire de la personne. Cette technique nécessite toujours une intervention chirurgicale. [9]

1.4.3 Les exosquelettes :

Les exosquelettes sont des structures mécaniques équipés de moteurs électriques. Le patient paraplégique est supposé le porter incluant les batteries de fonctionnement. Le patient se déplacera à l'aide de béquilles. Actuellement, ils sont commercialisés et destinés aux patients souffrants de paraplégie. [10]

1.4.4 Principe de l'électrostimulation fonctionnelle

Contrairement à l'exosquelette, qui est une architecture portable alimentée par une énergie externe, la FES est un signal modulé sous forme d'impulsions électriques utilisant l'énergie biologique du muscle pour générer le mouvement. Motivés par cet avantage, divers travaux utilisent la FES pour contrôler un grand nombre de muscles [11-33].

Le principe de la FES est illustré par la figure.5. Le signal de stimulation est transmis via les électrodes au muscle pour générer des contractions, cela rétablie le mouvement. Ce signal peut être défini par son amplitude, sa fréquence et sa largeur d'impulsion [23], voir figure.6.

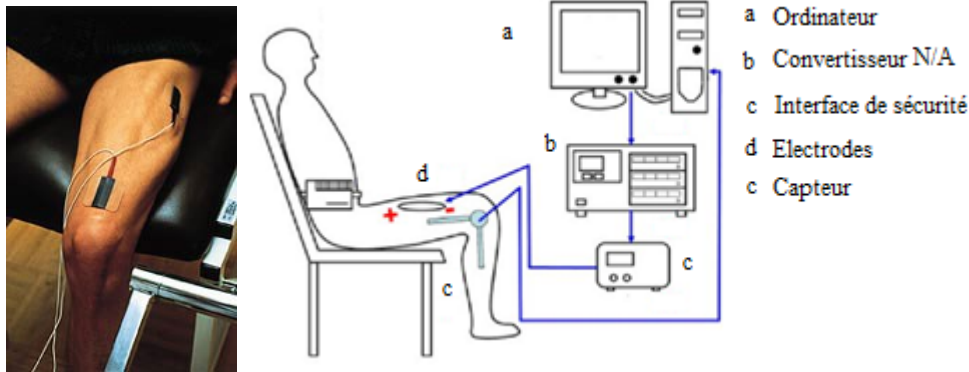


Figure 5. Principe de fonctionnement

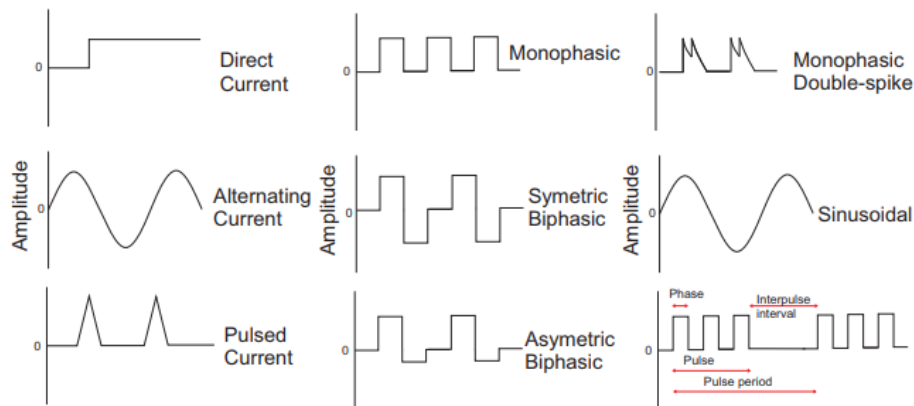


Figure 6. Types d'onde de la FES

Le stimulateur cardiaque est un exemple de système FES (pacemaker)[24]. D'autres systèmes FES ont été mis au point pour restaurer les fonctions : des membres supérieurs, des membres inférieurs, de la vessie, des intestins et du système respiratoire [25]. Les différentes classes de stimulateurs sont illustrées et expliquées dans [26]

La description de la FES est simple mais sa mise au point l'est moins. La difficulté réside dans la conception de régulateur dont les résultats se rapprochent du comportement naturel de la fonction à contrôler.

1.4.4.1 Effets secondaires de la FES

Comme tout appareillage la FES énumère trois effets secondaires causés par son utilisation : les spasmes, la fatigue et l'effet de l'entraînement.

Sont des contractions brusques, violentes et involontaires des muscles. Ils touchent les muscles lisses, les muscles squelettiques et même le muscle cardiaque.

Fatigue

Durant les tests expérimentaux, les praticiens ont constaté une apparition de fatigue précoce. Cette apparition est justifiée par l'excitation continue de la même fibre musculaire qui est due à l'emplacement statique de l'électrode.

Effet de l'entraînement

L'entraînement entraîne en général une augmentation de la masse musculaire ce qui augmentera à son tour la puissance de la contraction au moment de la stimulation.

1.5 Etat de l'art

L'électrothérapie est définie par l'utilisation du courant électrique dans le traitement des pathologies. Son emploi dans le traitement de la douleur est ancestral. Il était connu dans l'époque de la Grèce antique d'utiliser des poissons capables de produire du courant électrique tel que les poissons chat ou autre spécimen dans le traitement des douleurs articulaires. Ce n'est qu'au dix-huitième siècle que Luigi Galvani a établi une approche scientifique démontrant que la contraction musculaire est liée directement à l'excitation du nerf adjacent. Depuis, ses travaux étaient repris par plusieurs thérapeutes.

1.5.1 Traitement en boucle ouverte

En 1961 dans [27], les chercheurs ont publié un travail utilisant la FES dans le traitement de l'hémiplégie. Où, pour la première fois, le terme fonctionnel est utilisé. Cette terminologie décrit la recréation d'une fonction perdue. Bien après, en 1973 [28], des chercheurs travaillant au départ sur l'hémiplégie traitent le cas de la paraplégie. Leur article est intitulé : FES : un nouvel espoir pour les patients paraplégiques? Ce travail peut être considéré comme le pionnier des travaux qui ont suivi.

Dans [29] les chercheurs traitent la fonction de la marche en s'intéressant aux lésions de moelle épinière non-complète. Nous avons rencontré le terme commande pour la première fois dans l'article [30] enchaîné par ordre chronologique par [31] pour une commande en boucle ouverte puis [32] pour une étude de simulation puis [33] une commande de la FES pour un mouvement cyclique.

1.5.2 Orientation vers la boucle fermée

Plusieurs contrôleurs sophistiqués sont disponibles dans la littérature pour commander les muscles de la jambe humaine. Gaino et al. [16] ont conçu deux régulateurs flous pour contrôler la position de la jambe paraplégique de 0 degré à 60 degrés. Kabaravi et Erfanian [17] ont proposé un contrôleur adaptatif robuste décentralisé pour le mouvement de la cheville utilisant le mode

glissant et le compensateur adaptatif non linéaire. Vette et al. [18] ont étudié la position debout de la personne paraplégique. Ajoudani et Erfanian [19] ont modélisé l'incertitude et utilisé un contrôleur de mode neuro-glissant. Riess et Abbas [20] ont contrôlé le mouvement cyclique avec un réseau neuronal adaptatif.

Contrairement aux autres, seuls les travaux de Lynch et Popovic ont porté sur l'excitation du quadriceps en prenant en considération les non-idéalités causés par la stimulation pour exprimer au mieux le comportement du quadriceps dans le monde réel [21]. Plus tard dans [22], ils ont testé trois contrôleurs : le régulateur proportionnel intégral dérivé (PID), le premier mode glissant et le gain adaptatif. La prise en considération de ces non-idéalités (fatigue, spasme et effets dus à la rééducation) peut prédire les pires scénarios. Cependant, la convergence globale de leurs contrôleurs n'est pas assurée tout le temps. D'un autre côté, la conception de leurs commandes nécessite une linéarisation et une résolution d'une dé-convolution approximative en temps réel, ce qui n'est pas souhaitable dans la pratique.

1.6 Objectifs

Le but de ce travail est en premier lieu : la proposition de nouveaux régulateurs donnant des résultats meilleurs que ceux de la littérature tout en résolvant les problèmes rencontrés par les chercheurs telle que : la dé-convolution et la linéarisation. Et en deuxième lieu, l'implémentation de ces commandes pour les tester en pratique. Pour cela, la réalisation d'un stimulateur adapté aux besoins de l'étude sera nécessaire.

1.7 Conclusion

Nous avons introduit dans ce chapitre un domaine qui n'est pas forcément connu des automaticiens. La nécessité de connaître d'abord le fonctionnement du mouvement tel dans sa nature nous permettra d'avoir une vue d'ensemble du phénomène et ainsi de comprendre l'encheminement des solutions proposées à travers le temps.

L'état de l'art proposé révèle un certain manque, en matière de savoir, d'application de commande dans la position assise de l'individu. Le but de cette étude exprime la volonté de proposer des commandes qui n'ont pas été conçues jusqu'à présent pour ce modèle. Des solutions vont être proposées dès le chapitre suivant.

Chapitre 2

2 Modélisation et caractéristiques dynamiques

2.1 Introduction

Le modèle dynamique peut être défini par l'interprétation mathématique des phénomènes physiques. Dans ce chapitre, nous étalerons le modèle dynamique du mouvement du genou humain en position assise. Bien que ce modèle existe dans la littérature, nous avons pris la liberté de le remodeler selon nos besoins et nos exigences. Dans la thèse [33], le chercheur a effectué une large recherche bibliographique qui énumère un grand nombre de modèles dynamiques disponibles dans la littérature pour le membre inférieur.

Nous décryptons, en premier lieu, les différentes parties du modèle dynamique en expriment chaque couple générant un mouvement ou généré par un mouvement. Après cela, nous généralisons l'équation dynamique de telle sorte qu'elle soit utilisée pour les deux types d'individus : sains et paraplégiques.

Nous enchainons la représentation du modèle obtenu par une étude académique où nous élaborons la représentation d'état. La recherche des points d'équilibre est effectuée par simulation. L'étude de l'observabilité et la commandabilité est établie. Nous finaliserons par la définition des différents cas de simulation pour introduire le chapitre suivant.

2.2 Modélisation

En 2000, les deux chercheurs Ferrarin et Pedotti ont proposé une relation entre la largeur d'impulsion de FES et l'intensité du couple conséquent produit par le quadriceps [34]. La figure.7 schématise la position pour laquelle cette relation a été validée. Dans le même papier, les deux chercheurs identifient les paramètres du modèle dynamique pour cinq personnes valides et trois paraplégiques.

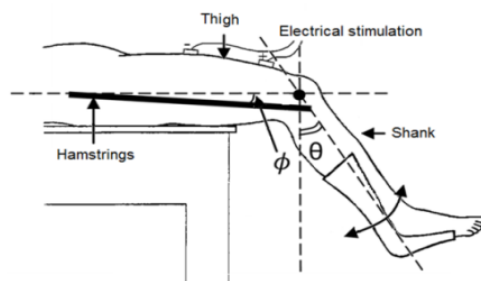


Figure 7.Représentation de la position du sujet

Dans ce modèle le sujet est supposé assis et sa cheville est fixée avec une orthèse à 90 degrés. La cuisse est immobile et le reste de la jambe est libre à osciller. L'orthèse permet la stabilité de la valeur d'inertie. Le membre inférieur est modélisé comme une chaîne cinématique ouverte avec un degré de liberté qui se manifeste par le mouvement de flexion / extension du genou.

2.2.1 Modélisation des oscillations libres

L'équation suivante exprime la dynamique de l'oscillation libre du mouvement de l'ensemble (tibia, cheville) :

$$\tau_i(t) = \tau_g(t) + \tau_s(t) + \tau_d(t) \quad (1)$$

Dans la dynamique libre, le mouvement est créé par les couples actifs. Ces couples sont : le couple d'inertie $\tau_i(t)$ et le couple gravitationnel $\tau_g(t)$. Les couples passifs c.à.d. le couple de raideur et le couple d'amortissement ($\tau_s(t)$ et $\tau_d(t)$ respectivement) sont des résultantes du mouvement. Ils dépendent de l'angle du genou et de la vitesse. Chaque couple cité auparavant est exprimé comme suit :

$$\tau_i(t) = J\ddot{\theta} \quad (2)$$

$$\tau_g(t) = -mgl \sin(\theta(t)) \quad (3)$$

$$\tau_s(t) = -\lambda e^{-E(\theta(t) + \frac{\pi}{2})} (\theta(t) + \frac{\pi}{2} - \omega) \quad (4)$$

$$\tau_d(t) = -B\dot{\theta}(t) \quad (5)$$

2.2.2 Modélisation des oscillations forcées

La stimulation du quadriceps génère un couple qui est responsable de l'extension du genou. L'équation dynamique va être exprimée comme suit

$$\tau_i(t) = \tau_g(t) + \tau_s(t) + \tau_d(t) + \tau_q(t) \quad (6)$$

$\tau_q(t)$ est le couple généré par le quadriceps. La relation entre la largeur d'impulsion du signal de la stimulation FES et le couple généré [34] peut être exprimée comme suit

$$\tau_r(s) = \frac{G}{1 + \eta s} PW(s) \quad (7)$$

2.2.3 Modélisation de l'effort produit par un quadriceps paraplégique

Les chercheurs Lynch et Popovic ont proposé un ensemble de non-idéalités [22]. Cet ensemble inclue la fatigue, la spasticité et l'effet de l'entraînement. Ces non-idéalités sont modélisées comme suit

$$\tau_q(t) = (\tau_{spastic}(t) + \tau_{rq}(t)) f(t) \quad (8)$$

$\tau_{spastic}(t)$ est le couple généré par les spasmes, $\tau_{rq}(t)$ représente le couple résultant de la stimulation du quadriceps entraîné et $f(t)$ la fonction qui modélise la fatigue. Cette fonction, $f(t)$, est une fonction polynomiale dont les valeurs sont comprises entre 0 et 1. La fonction de la fatigue est égale à 1 quand les effets de la fatigue ne sont pas ressentis par le quadriceps. Elle est égale à 0 quand le muscle devient insensible aux stimulations après épuisement. Le couple généré par les spasmes est donné par

$$\tau_{spastic}(t) = T_{spasm}(t) \bar{l} \sin(\psi(t)) \quad (9)$$

$T_{spasm}(t)$ est la tension de la cuisse. \bar{l} est la distance entre l'insertion du muscle de la fibule et le centre de rotation du genou. $\bar{l} = 5$ cm.

$\psi(t)$ est donné par

$$\psi(t) = \frac{\pi}{2} - (\phi(t) + \theta(t)) \quad (10)$$

où $\phi(t)$ est l'angle entre la cuisse et l'ischio-jambier, nous supposons que la variation de $\phi(t)$ est négligeable. La tension au niveau de la cuisse est exprimée comme suit

$$\left\{ \begin{array}{l} T_{spasm}(t) = \gamma \dot{\theta}(t), \text{ pour } \theta(t) \geq 0 \text{ et } t \geq T_d \\ T_{spasm}(t) = 0, \quad \text{sinon} \end{array} \right. \quad (11)$$

T_d est le délai entre la stimulation et le début des contractions dues aux spasms ($T_d = 40$ ms). $\tau_{spastic}$ est défini comme suit

$$\tau_{spastic}(t) = \sigma \gamma \dot{\theta} \bar{l} \cos(\theta(t) + \phi(t)) \quad (12)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \sigma=1 \quad \forall \theta(t) \geq 0 \text{ et } t \geq T_d \\ \sigma=0 \quad \text{sinon} \end{array} \right.$$

$$\gamma = 40/\pi.$$

Selon l'équation (12), la spasticité produit un couple de valeurs positives quand $\theta \in [-95^\circ, 85^\circ]$. Cet intervalle inclut la majorité de l'espace opérationnel de θ qui est de $[-90^\circ, 90^\circ]$. Ce couple positif est ajouté au couple du quadriceps pour compenser le couple négatif

résultant de la dynamique et par conséquent contribue à améliorer les résultats. Cet effet positif est décrit dans [35] par une étude expérimentale.

Le couple du quadriceps entraîné est

$$\tau_{rq}(s) = \frac{aG}{1 + b\eta s} PW(s) \quad (13)$$

a et b sont choisis de telle sorte que le quadriceps entraîné effectue le même effort que celui d'une personne valide.

2.2.4 Description du problème à traiter

Considérons la dynamique exprimée par (6), l'angle du genou θ est la variable à commander. Ainsi, le système sera contrôlé pour une position fixe et pour le suivi d'une trajectoire sinusoïdale. Uf ($Uf = U(t) * f(t)$) / tel que $U(t) = \tau_{rq}(t)$ est la commande à générer par les régulateurs dans le chapitre suivant. Cette sortie du régulateur (Uf) se traduira par la suite par la relation (15) pour exprimer la largeur d'impulsion (pw) qu'il faudrait fournir au système. Cette largeur d'impulsion sera d'abord filtrée par une fonction de saturation c.à.d. que toute valeur négative sera mise à 0 et toute valeur dépassant les $220\mu s$ sera égale à cette même valeur ($220\mu s$). La figure 8 exprime le schéma que nous proposons pour la régulation.

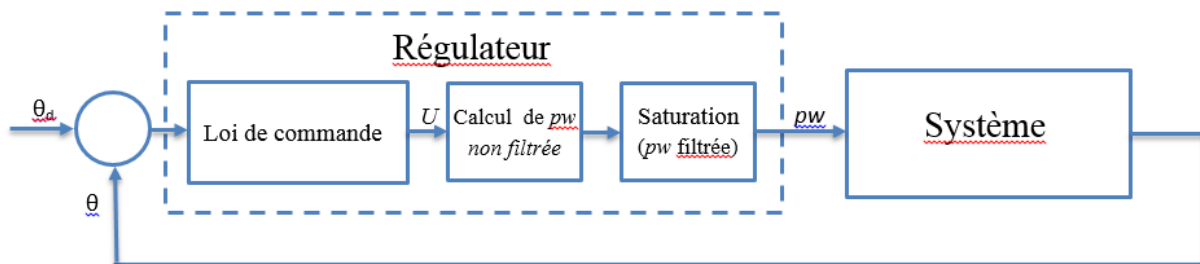


Figure 8. Entrées et sorties de la régulation

Désormais le système (6) s'écrit comme suit

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{J} \left(-mgl \sin(\theta) - \lambda e^{-E(\theta + \frac{\pi}{2})} \left(\theta + \frac{\pi}{2} - \omega \right) - B\dot{\theta} + Uf - \sigma f \gamma \bar{\theta} \cos(\theta - \phi) \right) \quad (14)$$

σ est soumise à la condition (12) pour les patients paraplégiques. et $\sigma = 0 \forall t > 0$ pour les personnes valides.

La largeur d'impulsion pw du signal de stimulation est déduite par l'équation (15)

$$pw_{quadriceps}(t) = \frac{1}{\alpha G} (\tau_{rq}(t) + \eta b \dot{\tau}_{rq}(t) - \tau_{rq}(0) - \eta b \dot{\tau}_{rq}(0)) \quad (15)$$

2.3 Représentation d'état

La représentation d'état du système étudié peut être obtenue en effectuant le changement de variable suivant : ($\theta = x_1$ et $\dot{\theta} = x_2$).

Nous définissons les variables d'état (x_1, x_2) dans l'espace d'état ($[0, \pi], [-2\pi/s, 2\pi/s]$)

Notre système d'état est représenté comme suit

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = x_2 \\ \dot{x}_2 = \frac{1}{J} \left(-mgl \sin(x_1) - \lambda e^{-E(x_1 + \frac{\pi}{2})} \left(x_1 + \frac{\pi}{2} - \omega \right) - Bx_2 + Uf - \sigma f \gamma x_2 \bar{l} \cos(x_1 - \phi) \right) \end{cases}$$

2.4 Caractéristiques dynamiques

2.4.1 Points d'équilibre

En absence de stimulation, l'énergie potentielle du système peut être à l'origine d'un mouvement dû au déplacement de la jambe de son état d'équilibre. Le mouvement observé est illustré dans la figure.9. Nous déterminons la valeur du point d'équilibre par la simulation du système libre pour chaque individu. Voir tableau.1.

La simulation est effectuée sous Simulink de l'environnement MatLab R2014a Mathworks. Les valeurs du modèle dynamique sont annexées (voir annexe a). Pour cela nous avons changé la tolérance relative au niveau de 'configuration des paramètres' de l'anglet 'simulataion' de Simulink.

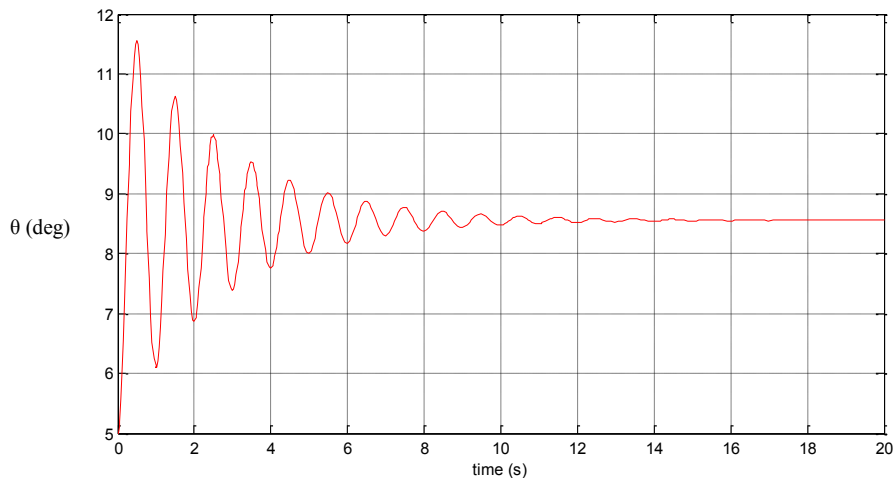


Figure 9. Détermination du point d'équilibre du patient P1 par simulation

Individus	Point d'équilibre (deg)
H1	12.47
H2	14.12
H3	17.61
H4	15.61
H5	14.65
P1	8.55
P2	2.94
P3	9.93

Tableau 1. Points d'équilibre des individus H1, H2, H3, H4, H5, P1, P2 et P3.

2.4.2 Observabilité et la Commandabilité

L'observabilité et la commandabilité sont des caractéristiques complémentaires d'une représentation d'état. La matrice d'observabilité expose la possibilité à déterminer l'état du système en ayant seulement la connaissance des sorties mesurées [36]. L'équation suivante définit cette matrice.

$$M_1 = \frac{d}{dx} \begin{bmatrix} h(x) \\ L_f h(x) \\ \vdots \\ L_f^{n-1} h(x) \end{bmatrix} \quad / \quad L_f h(x) \text{ définit la dérivée de Lie [36]. Avec } h(x) = x_1$$

$$\text{et } f(x_1, x_2) = \begin{bmatrix} x_2 \\ \frac{1}{j} \left(-mgl \sin(x_1) - \lambda e^{-E(x_1 + \frac{\pi}{2})} \left(x_1 + \frac{\pi}{2} - \omega \right) - Bx_2 - \sigma f \gamma x_2 \bar{l} \cos(x_1 - \phi) \right) \end{bmatrix}$$

La matrice de commandabilité nous permet de savoir si une ou plusieurs dynamiques d'un système donné peuvent être modifiées par les entrées. La matrice de commandabilité est déterminée selon l'équation suivante :

$$M_2 = [g(x) \quad -\text{ad}_f g(x) \quad \dots \quad (-1)^{n-1} \text{ad}_f^{n-1} g(x)] \quad / \quad \text{ad}_f g(x) \text{ définit les crochet de Lie [36].}$$

$$\text{avec } g(x) = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix}.$$

$$M_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad M_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 1 & \frac{1}{j} (B + \sigma f \gamma \bar{l} \cos(x_1 - \phi)) \end{bmatrix}$$

Nous pouvons conclure que le système (6) est complètement commandable et observable.

2.4.3 Réponse d'un muscle paraplégique non-entraîné

La figure.10 montre que, pour une largeur d'impulsion de $220 \mu\text{s}$, les couples résultants du muscle quadriceps des patients P2 et P3 sont trois fois inférieurs à ceux du sujet normal (H4). Ces couples ne peuvent pas déplacer le genou de plus de 34 degrés, ce qui représente un problème de plus puisque nous visons des angles plus grands pour les besoins de la marche.

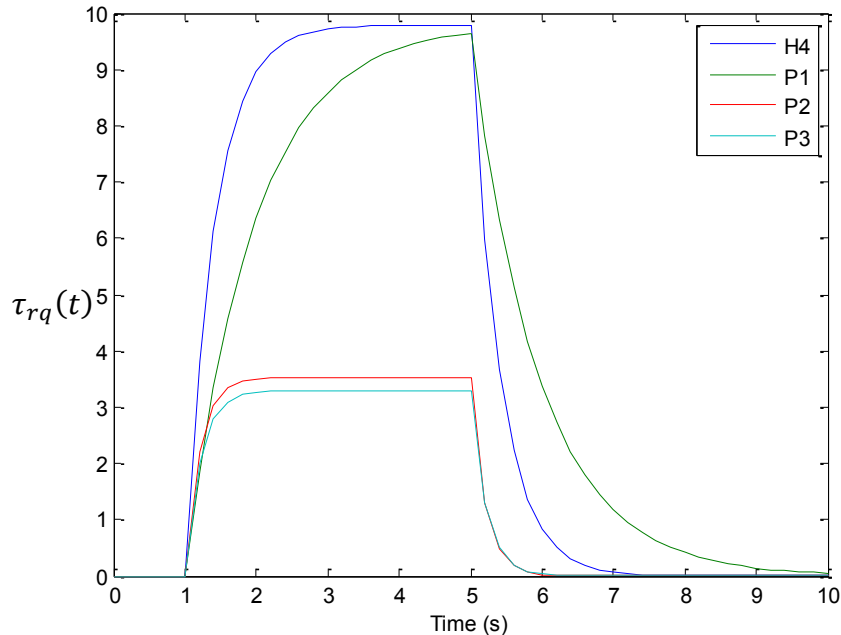


Figure 10. Réponse du quadriceps pour les trois patients et le sujet H4 à une stimulation de $220 \mu\text{s}$ de largeur d'impulsion

Pour améliorer cette réponse, nous avons deux options: premièrement, augmenter la largeur d'impulsion ou, deuxièmement, tenir compte du fait que le muscle quadriceps sera entraîné et ainsi il produira un couple plus grand à la stimulation. Nous optons pour le second choix car nous ne disposons pas d'informations sur les paramètres des patients lorsque la largeur d'impulsion est supérieure à $220 \mu\text{s}$ [34].

2.4.4 Définition des cas de simulation

La définition de ces cas nous servira plus tard, dans le chapitre 3, où nous étudierons le comportement des différentes commandes selon le cas de l'individu (sain ou paraplégique) et l'état de ses muscles.

2.4.4.1 Cas idéal

Lynch et Popovic ont défini dans [20] le cas idéal. Dans ce cas, nous considérons le système dynamique sans prise en charge des effets de la fatigue, de la spasticité et ceux de la rééducation. L'utilisation de ce cas pour un individu paraplégique non entraîné révélera une

incapacité à suivre la trajectoire désirée (voir figure 11 et figure 12). Cette incapacité est résultante de la faiblesse du muscle (paralysé) stimulé. De ce fait, l'étude du comportement de la commande dans ce cas pour un individu paraplégique entrainera une ambiguïté de réglage des paramètres. Ce cas définira, plus tard, la simulation du comportement de l'individu sain H4.

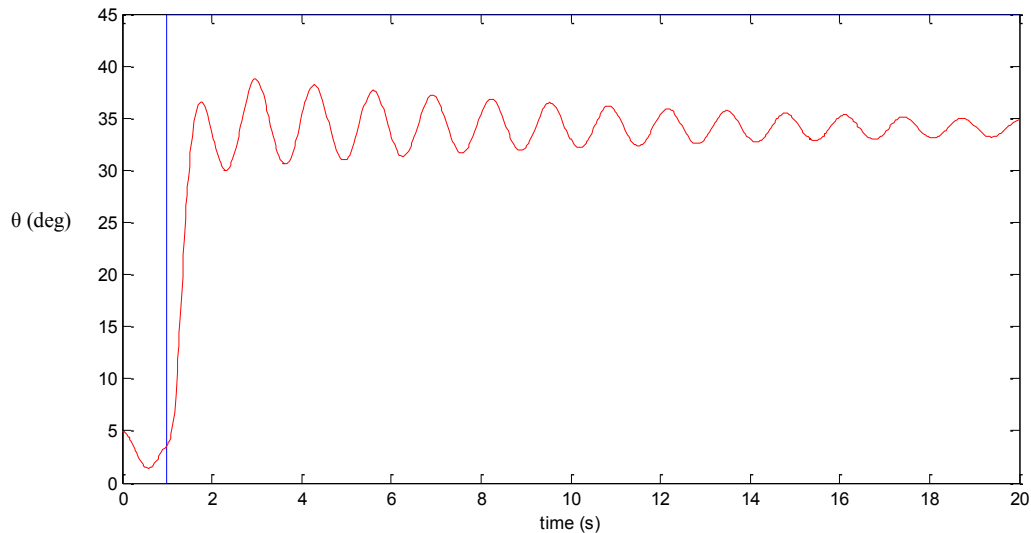


Figure 11. Poursuite de trajectoire pour une position fixe pour le patient P2 dans le cas idéal (PID décentralisé)

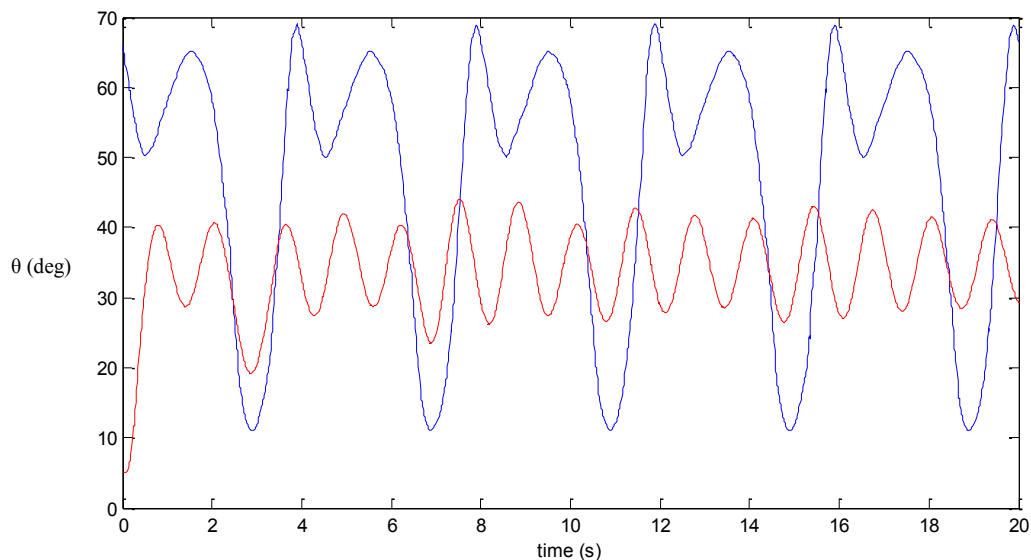


Figure 12. Poursuite de trajectoire de forme sinusoïdale pour le patient P2 dans le cas idéal (PID décentralisé)

2.4.4.2 Cas non idéal

Le cas non idéal est défini en incluant toutes ces non idéalités [20], c.à.d. la fatigue, la spasticité et les effets de la rééducation. Le comportement de la commande dans ce cas coïncidera probablement avec celui du genou paraplégique dans le cas réel. Nous simulerons, dans le chapitre

suivant, la réponse du quadriceps paraplégique en prenant en considération ces non idéalités. Ce cas sera implémenté pour les patients paraplégiques (voir figure 13 et figure 14).

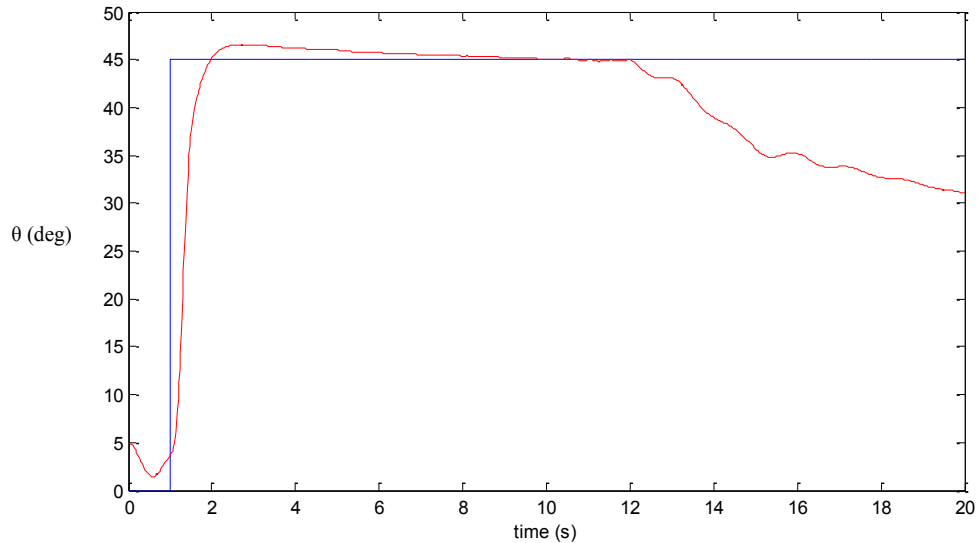


Figure 13. Poursuite de trajectoire pour une position fixe pour le patient P2 dans le cas non-idéal (PID décentralisé)

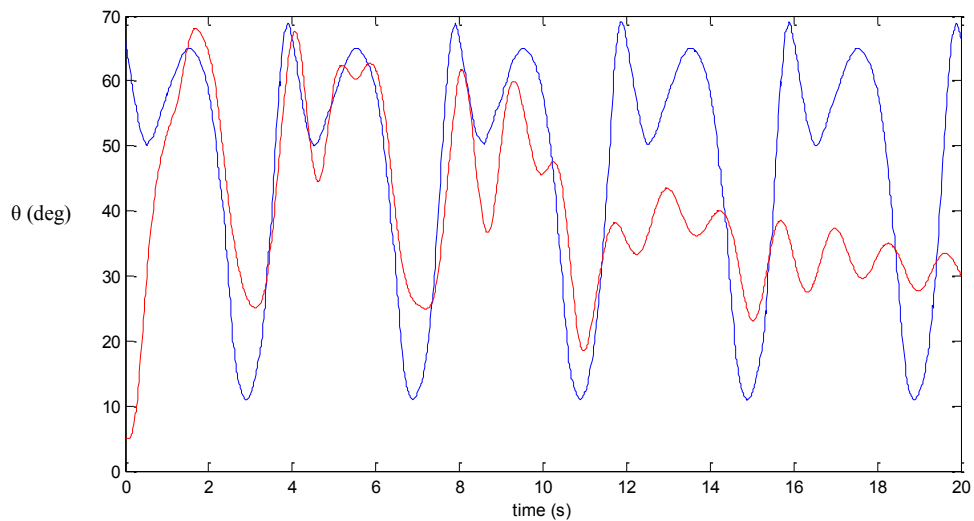


Figure 14. Poursuite de trajectoire de forme sinusoïdale pour le patient P2 dans le cas non-idéal (PID décentralisé)

2.4.4.3 Cas optimal

Nous définissons le cas optimal lorsque le quadriceps est entraîné, et que les effets de la fatigue ne soient pas ressentis, ni ceux causés par la spasticité. Le cas optimal permet d'étudier la sensibilité des contrôleurs à la variation des paramètres. Ainsi, les caractéristiques du comportement de la commande ne seront pas perturbées par les effets de la fatigue et l'étude de la commande par rapport à son application sera plus fiable. Ce cas sera implémenté pour les individus paraplégiques (voir figure 15 et figure 16).

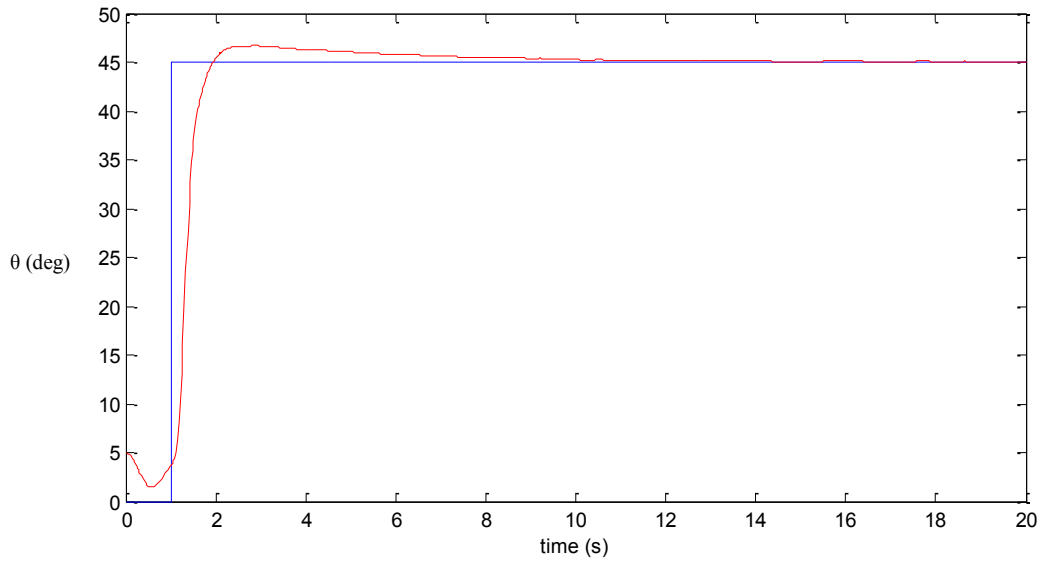


Figure 15. Poursuite de trajectoire pour une position fixe pour le patient P2 dans le cas optimal (PID décentralisé)

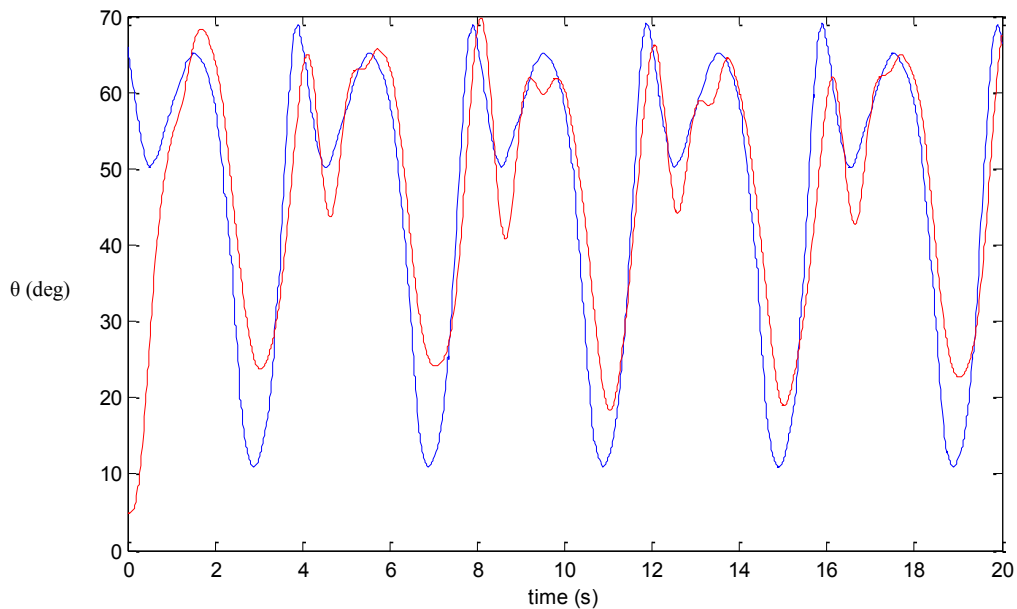


Figure 16. Poursuite de trajectoire de forme sinusoïdale pour le patient P2 dans le cas optimal (PID décentralisé)

2.5 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre le modèle dynamique du mouvement du genou en prenant en considération la condition du sujet paraplégique. Pour assurer la continuité du modèle dynamique, nous avons proposé d'appliquer une commande en couple. Ainsi une nouvelle écriture de l'équation du mouvement est proposée.

Pour des raisons académiques, nous avons calculé les matrices d'observabilité et de commandabilité. Ces résultats pourraient servir dans les chapitres suivants. Pour cette même raison, nous avons défini un tableau incluant les points d'équilibre pour chaque individu.

Pour une meilleure analyse du comportement de la commande appliquée aux patients paraplégiques, nous avons justifié le choix de définir un nouveau cas ; le cas optimal.

Chapitre 3

3 Synthèse de lois de commande

3.1 Introduction

La commande des systèmes dynamiques du second ordre et fortement non linéaire est un défi auquel les chercheurs en automatique s'y intéressent. Les lois de commande sont généralement choisies par rapport au type de système étudié. Dans notre cas, nous tentons de commander le système illustré dans la section précédente en implémentant différents types de contrôleurs dans le but de trouver de meilleurs résultats que ceux existants dans la littérature. D'autant plus, que peu de travaux ont tenté de commander ce système dynamique. La majeure partie de la contribution de ce travail de thèse est décrite dans ce chapitre.

Dans cette partie, nous étudions plusieurs commandes dans le but de démontrer la stabilité globale du système commandé. Ensuite, nous proposons une étude comparative. Où les résultats des différentes commandes implémentées sont comparés entre eux puis avec ceux de la littérature. Cette comparaison est faite dans le but de sélectionner la commande la plus adaptée pour la commande du quadriceps humain en utilisant FES. Nous finalisons cette partie par l'implémentation d'une commande adaptative glissante.

3.2 Outils métriques

Pour des raisons de simplification et une meilleure lecture des caractéristiques, nous proposons d'utiliser six types de mesures : le temps de montée qui est pris à 90% de la position désirée (t_{rise}), 2% pour le temps de stabilisation ($t_{settling}$), l'erreur stationnaire et le dépassement (e_{ss} , OS), le retard de la réponse et l'erreur quadratique moyenne (Lag, e_{rms}). Nous précisons que les quatre premiers outils (voir figure 17) c.à.d : t_{rise} , $t_{settling}$, e_{ss} et OS sont déduits de la position stationnaire du genou. Tant dis que le Lag et la e_{rms} (voir figure 18) sont calculés à partir d'une réponse à la référence de la marche. Les valeurs de ces mesures seront présentées sous forme de tableaux pour chaque patient dans le cas optimal (pas de spasme-pas de fatigue-effet de la rééducation) et non-idéal (spasme-fatigue-effet de la rééducation). Ces mêmes outils métriques seront utilisés pour l'étude comparative qui sera effectuée, plus tard, dans ce chapitre.

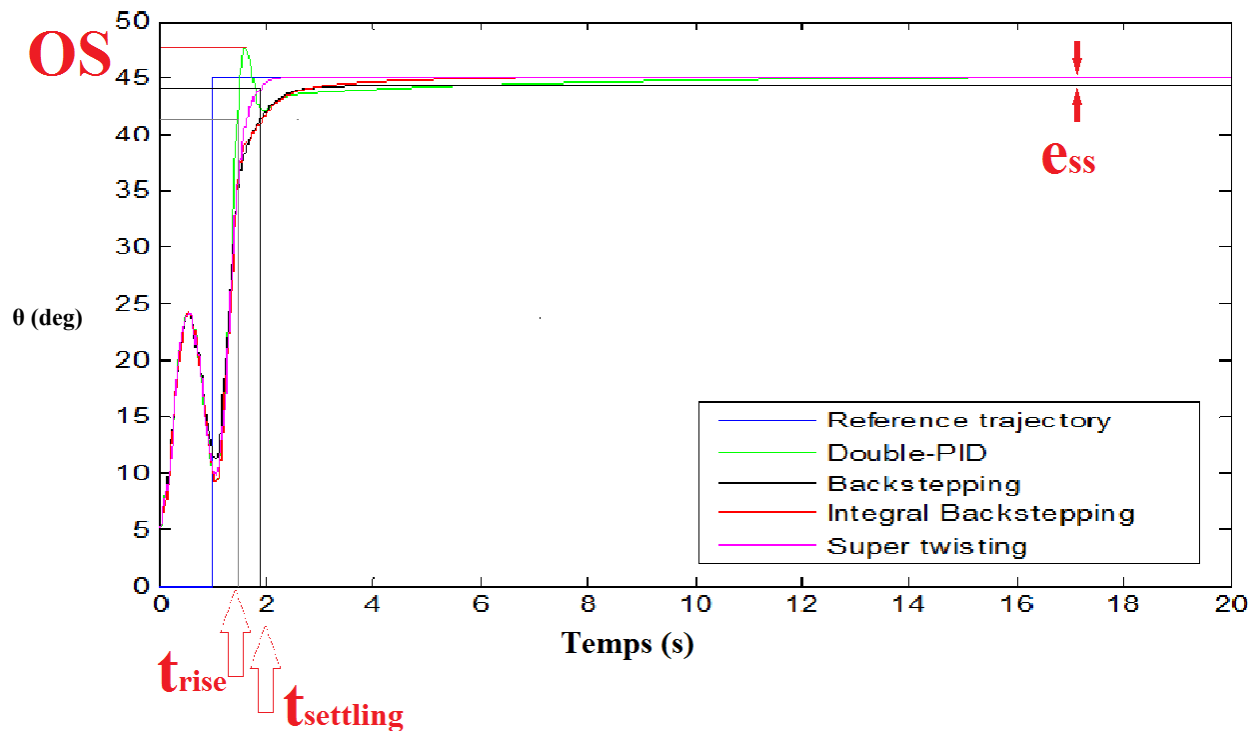


Figure 17. Représentation schématique des outils de comparaison : t_{rise} $t_{settling}$ e_{SS} OS. (Ici pour une réponse à un échelon de 45°)

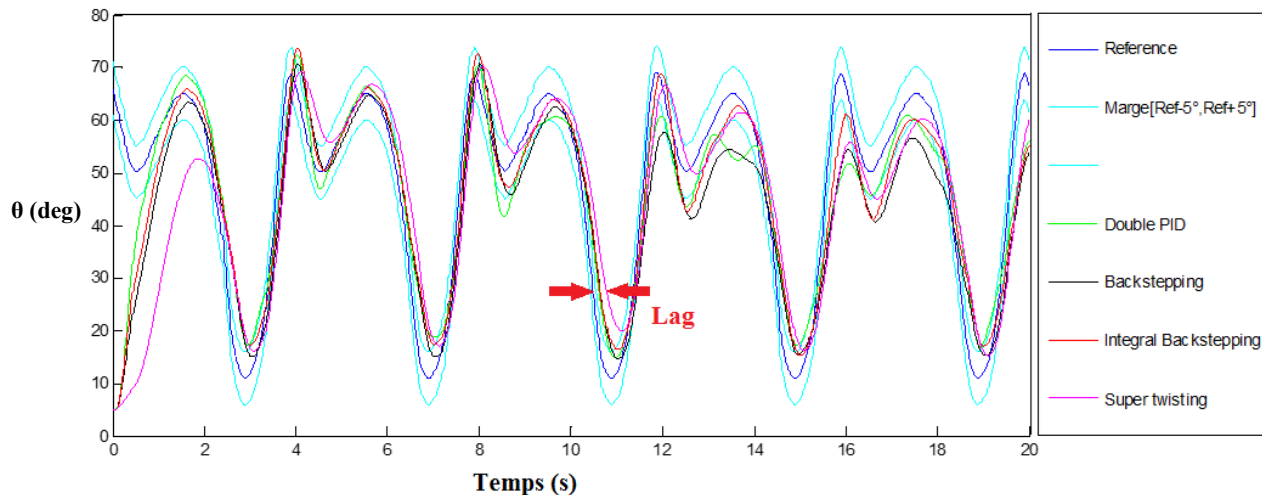


Figure 18. Représentation schématique des outils de comparaison : Lag. (Ici pour une référence simulant la marche)

3.3 PID décentralisé

Le contrôleur PID est le premier choix intuitif pour la régulation, il est utilisé dans plusieurs travaux qui traitent cette même équation dynamique. Son utilisation est simple et ses résultats nous offrent un bon aperçu du comportement des autres contrôleurs. Habituellement, la commande de la FES est régulée par un PID combiné à un autre algorithme pour augmenter les performances [37]. Dans cette partie, nous avons proposé d'utiliser un double contrôleur PID pour améliorer les résultats du PID simple utilisé dans [22]. De telle sorte que le premier PID régule l'angle θ du genou

et le second contrôle la vitesse angulaire ($\dot{\theta}$). L'équation (11) décrit la loi de commande de ce régulateur.

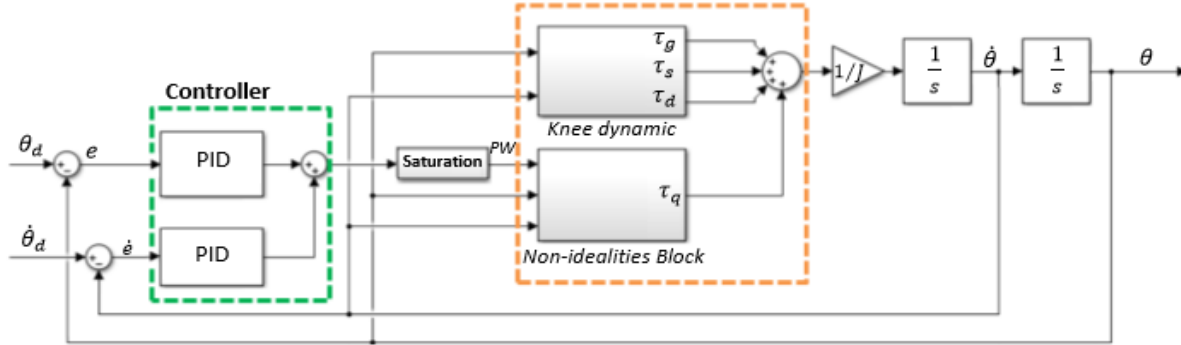


Figure 19. Représentation de la loi de commande du double PID

$$PW_{quadriceps} = K_P e(t) + K_I \int e(t) dt + K_D \frac{d}{dt} e(t) + K'_P \dot{e}(t) + K'_I \int \dot{e}(t) dt + K'_D \frac{d}{dt} \dot{e}(t) \quad (11)$$

3.3.1 Résultats

Nous pouvons observer, dans ce qui suit, les résultats de simulation de l'implémentation du double PID pour la commande du genou de l'individu H4 et des patients P1 et P2. Dans un premier lieu, nous appliquerons une référence échelon de 45° (voir figure 20, figure 21 et figure 22). Puis une référence de marche dans les deux cas optimal (figure 23 et figure 24) et non idéal (figure 25 et 26). Les valeurs des six gains du double PID sont retrouvées par la méthode essais et erreurs. Les gains de la commande sont exprimés au tableau suivant pour chaque individu:

	K_P	K_I	K_D	K'_P	K'_I	K'_D
H4	0.5	0.1	0.1	0.02	0.1	0.1
P1	0.4	0.1	0.1	0.04	0.01	0.01
P2	0.04	0.01	0.01	0.004	0.001	0.001

Tableau 2. Gains du PID décentralisé pour les individus H4, P1 et P2

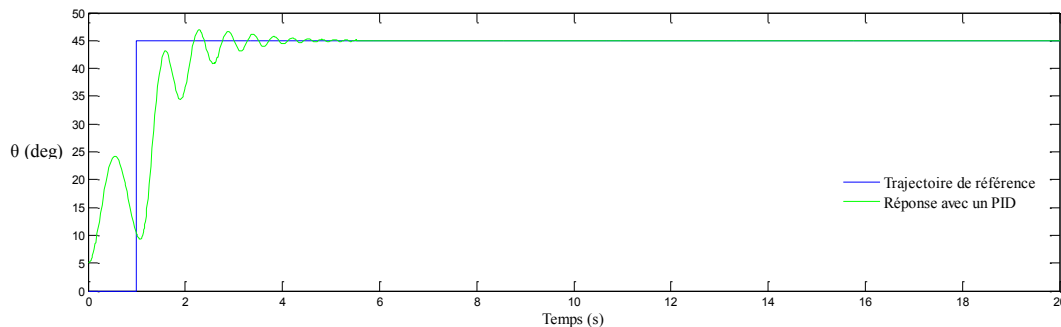


Figure 20. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu H4 avec le PID décentralisé

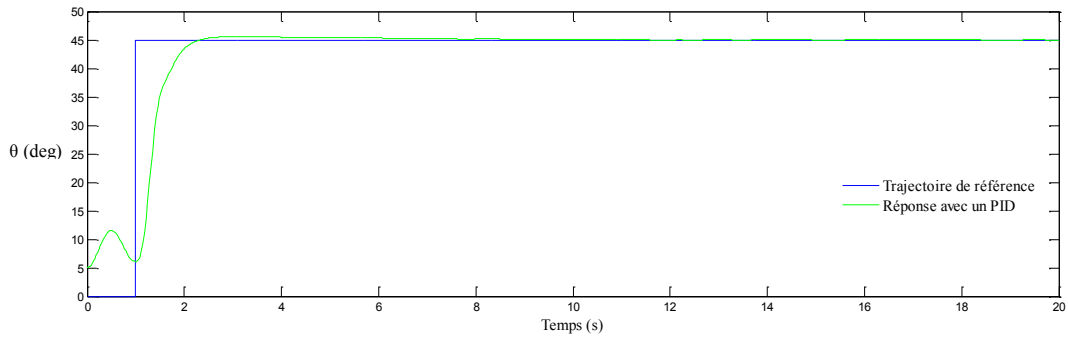


Figure 21. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P1 avec le PID décentralisé

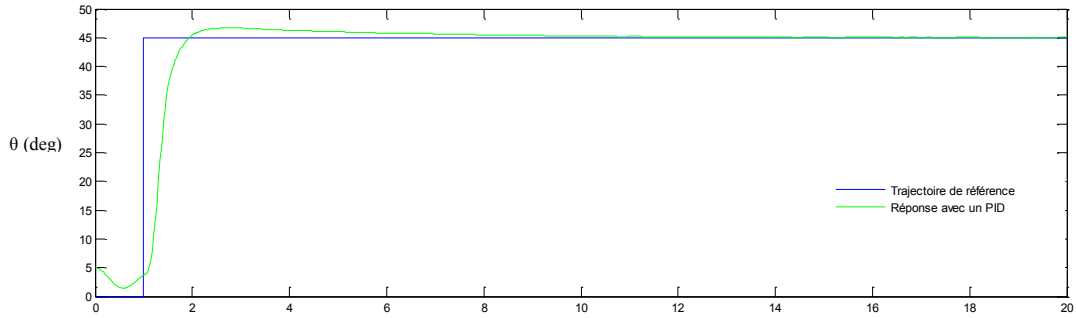


Figure 22. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P2 dans le cas optimal avec le PID décentralisé

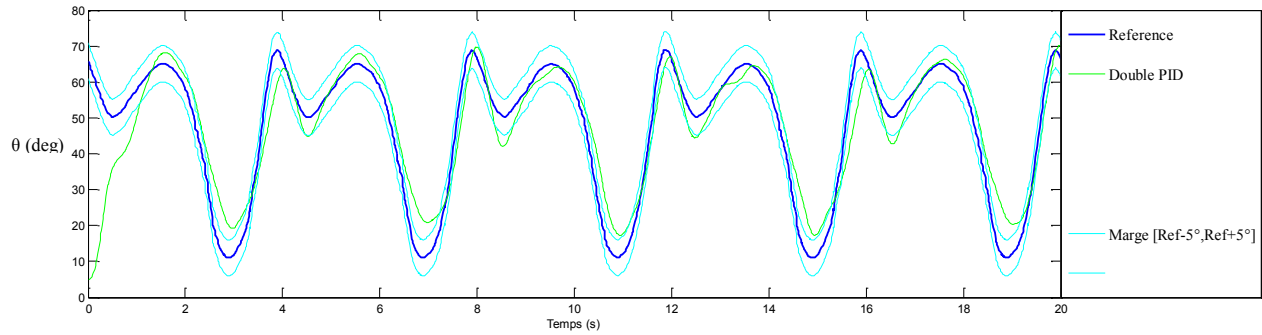


Figure 23. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas optimal avec le PID décentralisé

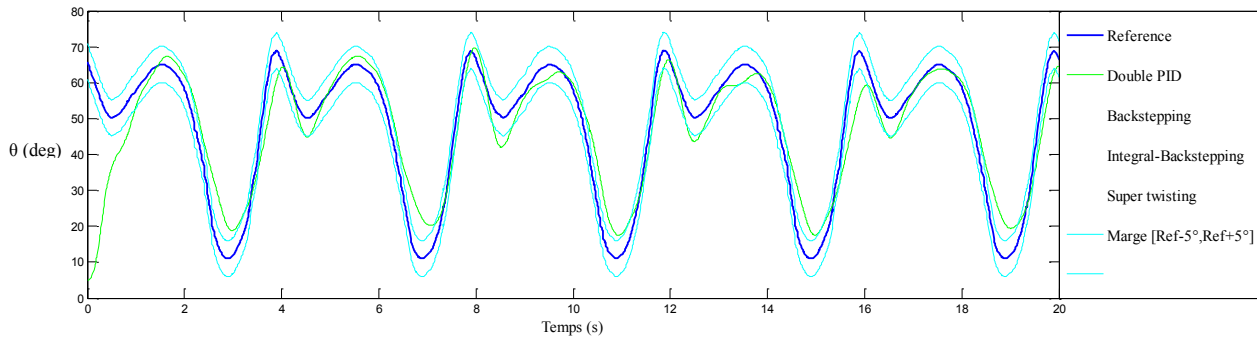


Figure 24. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue modérée) avec le PID décentralisé

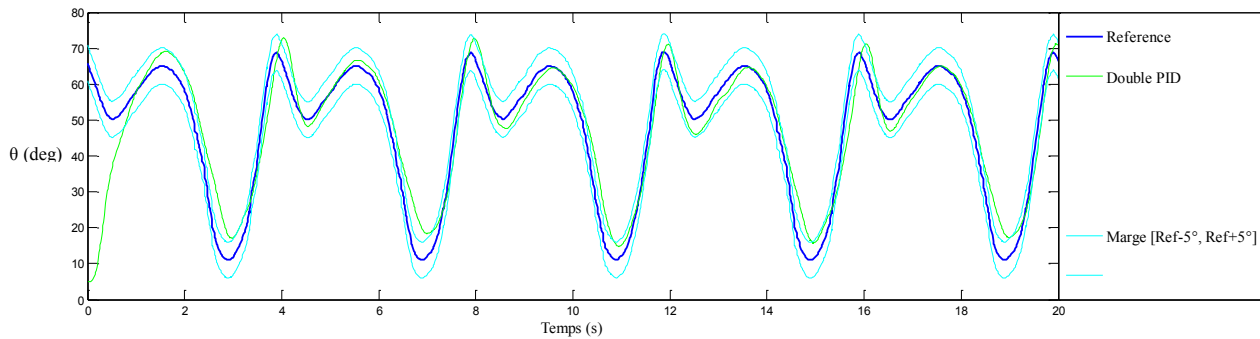


Figure 25. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P2 dans le cas optimal avec le PID décentralisé

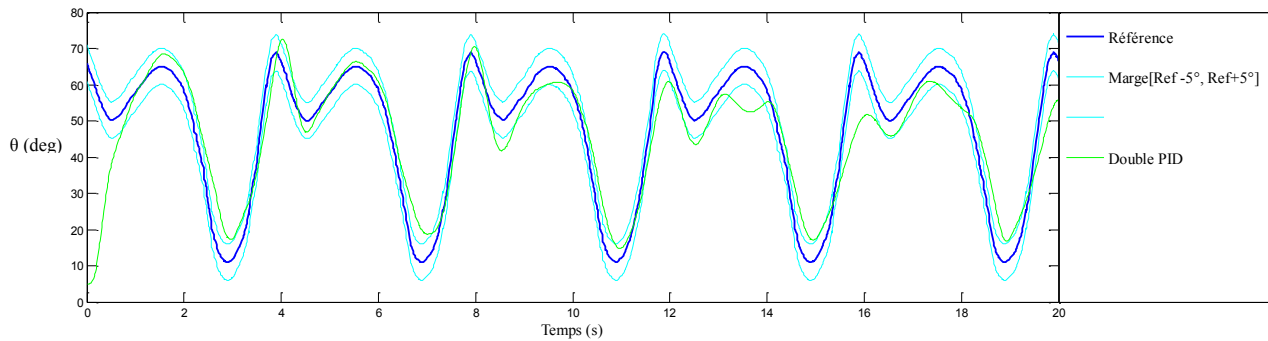


Figure 26. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue sévère) avec le PID décentralisé

Nous avons déduit les valeurs des différentes métriques, déjà définis au début de ce chapitre, des figures obtenues. Les valeurs de ces métriques sont présentées au tableau 3.

	H4	P1		P2		P3	
	Ideal case	Optimal	Non-Ideal	Optimal	Non-Ideal	Optimal	Non-Ideal
t_{rise} (s)	0.49	0.76	0.72	0.62	0.62	0.77	0.73
$t_{settling}$ (s)	2.64	1.09	1.06	4.63	4.55	0.80	1.13
O.S (%)	4.3	1.21	1.18	3.72	3.83	0.68	0
e_{ss} (deg)	0	0	n/a	0	n/a	0	n/a
Lag (s)	0.12	0.09	0.09	0.15	0.07	0.10	0.10
e_{rms} (deg)	8.68	9.17	9.95	9.57	9.60	9.19	9.36

Tableau 3. Principales caractéristiques du PID décentralisé

Pour simplifier la lecture de ces métriques nous proposons d'observer leurs évolutions par rapport aux différents individus. (voir figure 27)

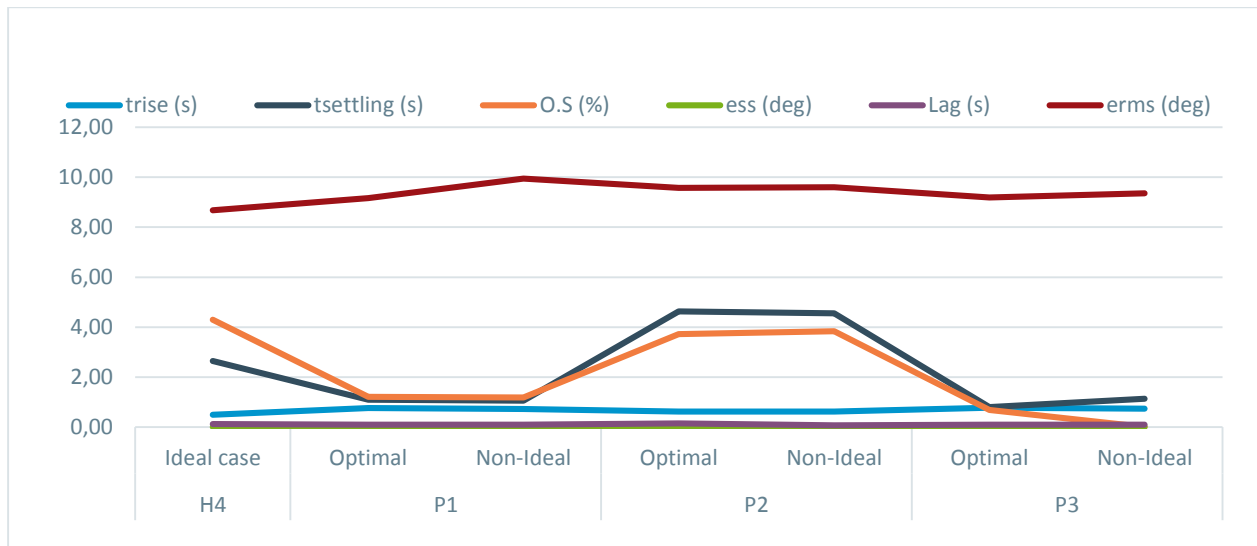


Figure 27. Stabilité des caractéristiques du PID décentralisé par rapport aux individus

La robustesse de la commande est étudiée par rapport aux changements des paramètres du système. Le tracé des différentes courbes est obtenu en calculant le rapport de l'erreur quadratique du système dont le paramètre a été augmenté ou diminué de 20% puis de 50% sur la valeur de l'erreur quadratique initiale c.à.d. avec la valeur initiale du système. La figure 28 exprime ces variations pour les individus P1 et P2 pour le changement des différents paramètres pour -20% et +20% puis pour -50% et +50% de la valeur de chaque paramètre individuellement.



Figure 28. Robustesse du double PID par rapport au changement des paramètres du système dans le cas optimal

Le fait que la recherche de ces gains n'est pas orientée, rend cette tâche très fastidieuse. Il est à noter qu'il faudra calibrer six paramètres au total, et chaque paramètre influence les cinq paramètres qui restent. Rajoutant à cela que l'implémentation du PID recherché en simulation ne

fonctionnera probablement pas en pratique, et impliquera une recherche en ligne. Dans la partie qui suit, nous proposons des commandes qui asserviront le comportement du système.

3.4 Commandes basées Lyapunov

La recherche de la stabilité globale nous permet d'écartier les problèmes liés aux caractéristiques propres du système telles que les singularités. Pour cela, nous choisissons d'étudier : le comportement de la commande par backstepping, celui du backstepping avec action intégrale et celui du super twisting [38].

3.4.1 Backstepping

La commande du Backstepping est une technique conçue pour une classe particulière de système non linéaire, elle a été proposée par Petar Kokotovic en 1992 [39]. La commande du Backstepping conduit à une stabilisation asymptotique globale où la convergence est soumise à la loi de Lyapunov. Dans cette méthode, le système est divisé en n (n est l'ordre du système global) sous-systèmes qui convergent un à un en commençant par la dernière partie. Pour cela, notre méthodologie a été divisée en deux étapes. Reprenons la représentation d'état exprimée dans le chapitre 2.

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = x_2 \\ \dot{x}_2 = \frac{1}{J} \left(-mgl \sin(x_1) - \lambda e^{-E \left(x_1 + \frac{\pi}{2} \right)} \left(x_1 + \frac{\pi}{2} - \omega \right) - Bx_2 + Uf - \sigma f \gamma x_2 \bar{l} \cos(x_1 - \phi) \right) \end{cases}$$

Étape 1:

La fonction scalaire V_1 est appelée fonction de Lyapunov candidate (LFC). Elle est définie positive c.à.d $V_1(x - x_d) > 0, \forall x \in \mathfrak{R}$ and $V_1(0) = 0$. Nous lui attribuons la valeur de

$$V_1 = \frac{1}{2}(x_1 - x_d)^2 \quad (13)$$

$$\dot{V}_1 = x_2(x_1 - x_d) - \dot{x}_d(x_1 - x_d) \quad (14)$$

La convergence selon Lyapunov consiste essentiellement de prouver que $V_1 \dot{V}_1 < 0$, ce qui implique qu'il est suffisant de démontrer que $\dot{V}_1 < 0$. Nous définissons la commande virtuelle φ comme suit

$$\varphi = \alpha(x_1 - x_d) + \dot{x}_d \quad / \quad \alpha < 0 \quad (15)$$

Pour $x_2 \rightarrow \varphi$, la dérivée temporelle de \dot{V}_1 devient

$$\dot{V}_1 = \alpha(x_1 - x_d)^2 < 0 \quad (16)$$

Etape 2:

Nous définissons V_2 la fonction de Lyapunov augmentée

$$V_2 = \frac{1}{2}(x_1 - x_d)^2 + \frac{1}{2}(x_2 - \varphi)^2 \quad (17)$$

La dérivée temporelle de V_2 est

$$\dot{V}_2 = \alpha(x_1 - x_d)^2 + (x_2 - \alpha(x_1 - x_d) - \dot{x}_d)(x_1 - x_d) + a \quad (18)$$

$$\text{Où } a = \left(\frac{1}{J} \left(-mgl \sin(x_1) - \lambda e^{-E(x_1 + \frac{\pi}{2})} \left(x_1 + \frac{\pi}{2} - \omega \right) - Bx_2 + Uf - \sigma f \gamma x_2 \bar{l} \cos(x_1 - \phi) \right) - \dot{\varphi} \right) (x_2 - \varphi) \quad (19)$$

$$\dot{\varphi} = \alpha(\dot{x}_1 - \dot{x}_d) + \ddot{x}_d \quad (20)$$

Le produit de la commande et de la fatigue est choisi comme suit

$$\begin{aligned} Uf = mgl \sin(x_1) + \lambda e^{-E(x_1 + \frac{\pi}{2})} \left(x_1 + \frac{\pi}{2} - \omega \right) + Bx_2 + \sigma f \gamma x_2 \bar{l} \cos(x_1 - \phi) + J\dot{\varphi} - J(x_1 - x_d) \\ + J\beta(x_2 - \varphi) \quad / \quad \beta < 0 \end{aligned} \quad (21)$$

La dérivée temporelle \dot{V}_2 devient

$$\dot{V}_2 = \alpha(x_1 - x_d)^2 + \beta(x_2 - \varphi)^2 \quad (22)$$

Par conséquent, les erreurs de suivi sont asymptotiquement stables.

L'implémentation de cette commande a engendré une erreur statique. Une autre variation du Backstepping est proposée dans le paragraphe suivant.

3.4.1.1 Résultats

Les figures 29, 30 et 31 illustrent le comportement du backstepping pour la position fixe, pour les trois individus. Le comportement du genou par rapport à la marche est illustré par les figures 32, 33, 34 et 36 pour les cas ; optimal et non-idéal pour les patients paraplégiques P1 et P2. Le tableau suivant englobe les valeurs de α et β .

	α	β
H4	-100	-20
P1	-2000	-10
P2	-200	-10

Tableau 4. Gains de la commande backstepping pour H4, P1 et P2

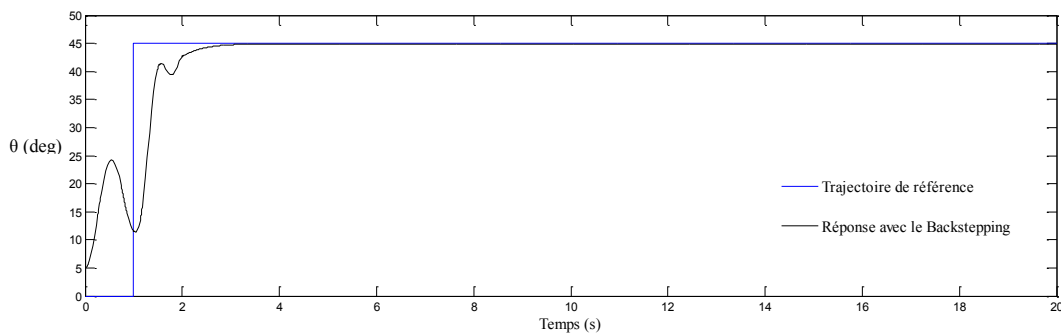


Figure 29. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu H4 avec le backstepping

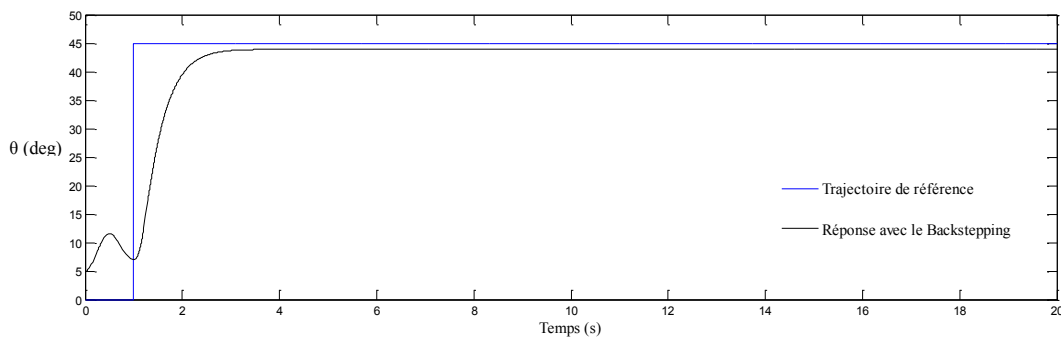


Figure 30. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P1 avec le backstepping

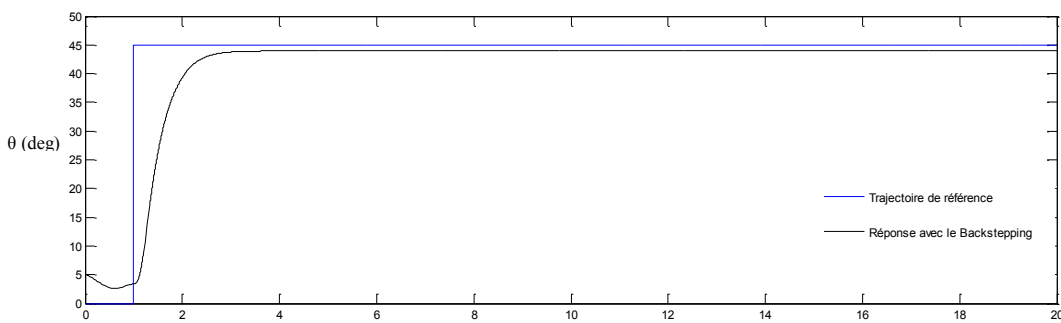


Figure 31. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P2 dans le cas optimal avec le backstepping

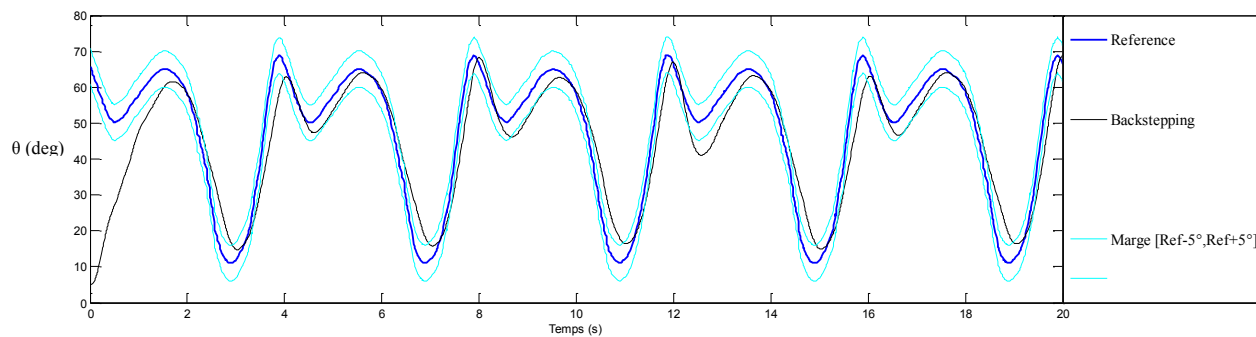


Figure 32. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas optimal avec le backstepping

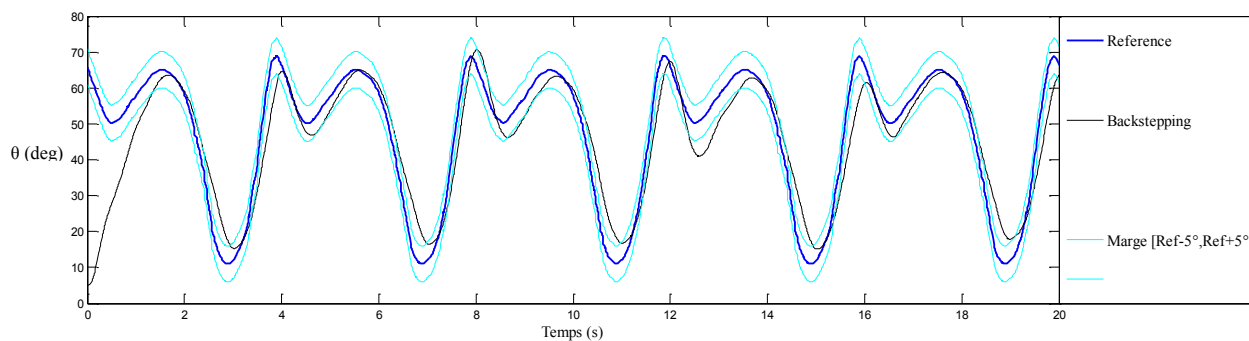


Figure 33. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue modérée) avec le backstepping

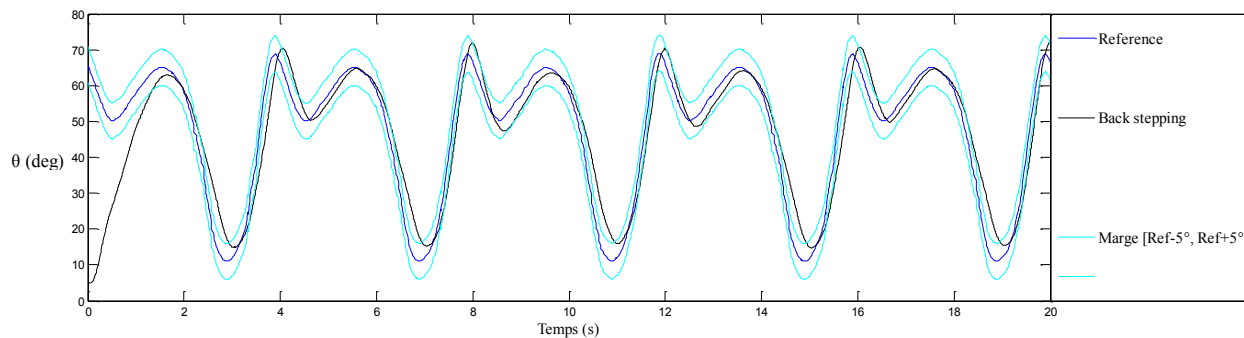


Figure 34. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P2 dans le cas optimal avec le backstepping

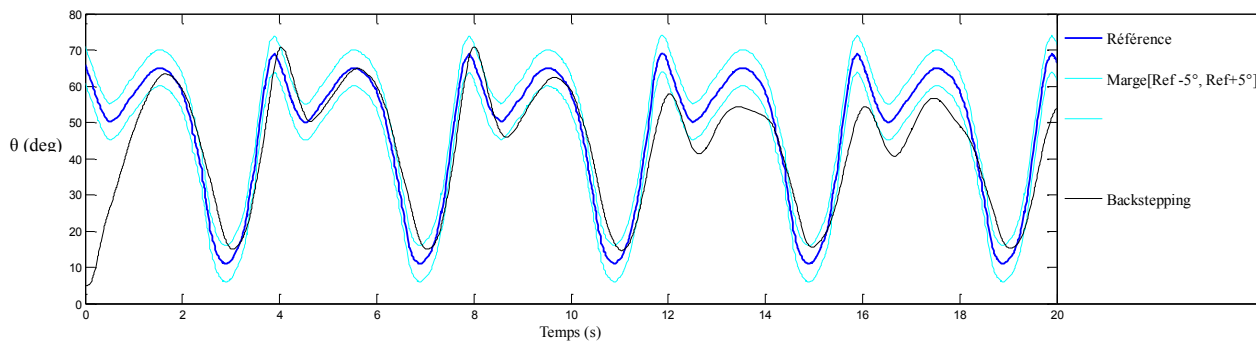


Figure 35. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue sévère) avec le backstepping

La lecture de ces figures est déduite au tableau suivant :

	H4	P1		P2		P3	
	Ideal case	Optimal	Non-Ideal	Optimal	Non-Ideal	Optimal	Non-Ideal
t_{rise} (s)	0.72	1.09	0.72	1.10	0.98	1.02	0.93
$t_{settling}$ (s)	1.33	1.55	1.60	1.54	1.52	1.67	1.34
O.S (%)	0	0	0	0	0	0	0
e_{ss} (deg)	-0.91	-1.08	n/a	-1.05	n/a	-0.15	n/a
Lag (s)	0.16	0.16	0.12	0.16	0.10	0.10	0.12
e_{rms} (deg)	6.79	8.5	8.84	8.30	8.01	8.51	9.33

Tableau 5. Principales caractéristiques du backstepping

Les valeurs de ce tableau se traduisent dans la figure 36.

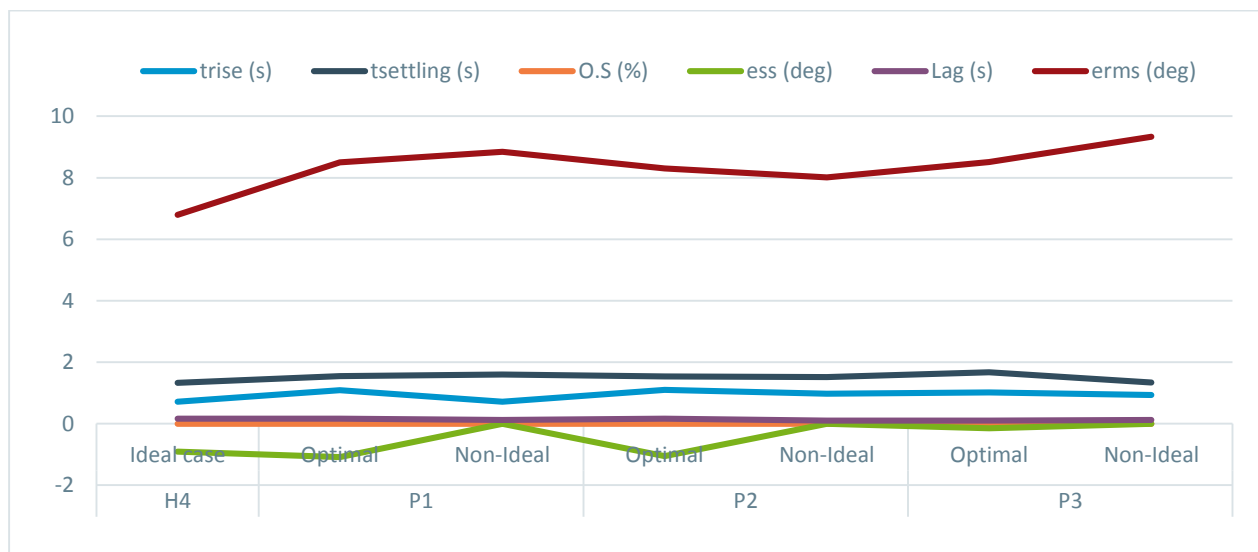


Figure 36. Stabilité des caractéristiques du backstepping par rapport aux individus

La figure 37 illustre le comportement de la commande dans le cas où il y aura des changements au niveau des paramètres du système causés par une mauvaise identification ou par un changement graduel ou brutal d'un des paramètres du système.

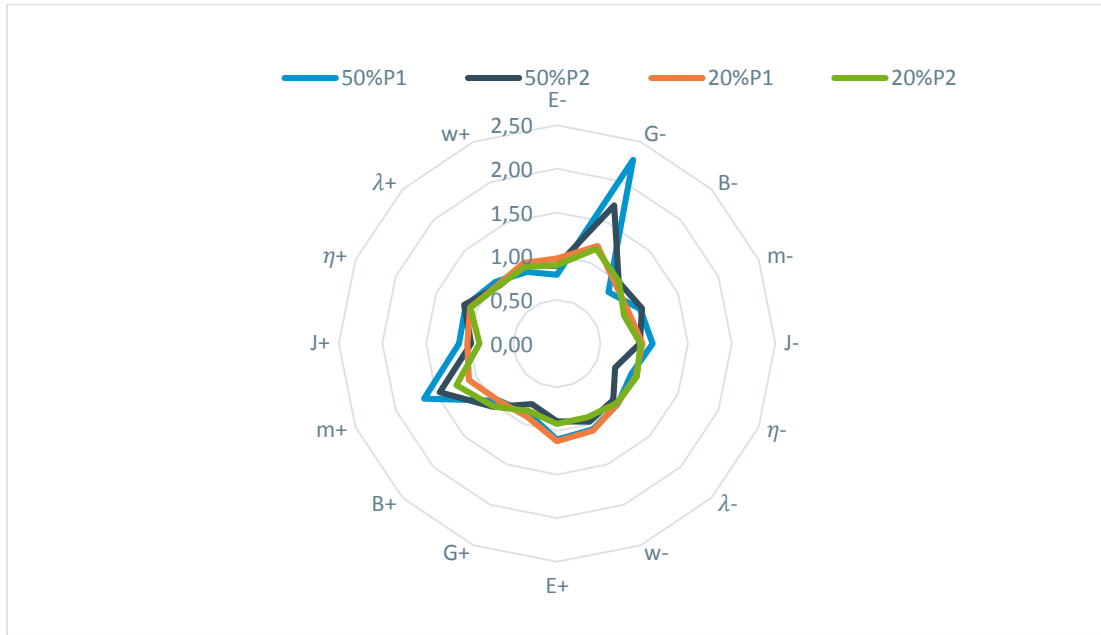


Figure 37. Robustesse du backstepping par rapport au changement des paramètres du système dans le cas optimal

Vu que la commande par backstepping inclue une erreur stationnaire nous proposons dans ce qui suit d'ajouter une action intégrale pour remédier à ce problème.

3.4.2 Backstepping avec action intégrale

La fonction intégrale est utilisée pour supprimer l'erreur en régime permanent dans un système en boucle fermée. Dans la littérature [40] [41], il y a deux façons d'ajouter cette action dans la commande du Backstepping, l'utilisation la plus courante est l'adaptation des paramètres. L'autre façon est d'augmenter la dynamique du système en ajoutant l'équation intégrale $\dot{\xi} = x(t) - x_d(t)$ à l'espace d'état.

Nous utilisons la méthode B proposée dans [41] qui est l'équivalente du Backstepping adaptatif; Dans cette technique, l'action de contrôle est ajoutée dans la deuxième étape de la commande Backstepping. En effet, l'erreur est minimisée. Les auteurs ont démontré que pour la référence sinusoïdale, seule la méthode B «converge bien».

Pour cette commande, nous proposons d'utiliser la même désignation des variables utilisée dans [41], le calcul de la commande est effectué sur deux étapes, avec la transformation de l'état

$$\begin{cases} z_1 = x_1 - x_d \\ z_2 = x_2 - \alpha_1 \end{cases} \quad (23)$$

α_1 est la commande virtuelle. Le nouvel espace d'état est

$$\begin{cases} \dot{z}_1 = z_2 + \alpha_1 - \dot{x}_d \\ \dot{z}_2 = \dot{x}_2 - \dot{\alpha}_1 \end{cases} \quad (24)$$

Etape 1:

La fonction de Lyapunov est définie comme suit

$$V_1 = \frac{1}{2} z_1^2 \quad (25)$$

La dérivée temporelle \dot{V}_1 est

$$\dot{V}_1 = z_1(z_2 + \alpha_1 - \dot{x}_d) \quad (26)$$

La commande virtuelle est choisie comme suit

$$\alpha_1 = C_1 z_1 + \dot{x}_d \quad / \quad C_1 < 0 \quad (27)$$

Pour cela la dérivée \dot{V}_1 devient

$$\dot{V}_1 = z_2 z_1 + C_1 z_1^2 \quad (28)$$

Pour $z_2 = 0$, \dot{V}_1 est définie négative.

Etape 2:

L'action intégrale est appliquée dans cette étape où l'espace d'état devient comme suit

$$\begin{cases} \dot{\xi} = z_2 \\ \dot{z}_2 = \frac{1}{J} (-mgl \sin(z_1 + x_d) - \lambda e^{-E(z_1 + x_d + \frac{\pi}{2})} (z_1 + x_d + \frac{\pi}{2} - \omega) - B(z_2 + \alpha_1) + Uf \\ \quad - \sigma f \gamma (z_2 + \alpha_1) \bar{l} \cos(z_1 + x_d - \phi)) - \dot{\alpha}_1 \quad / \dot{\alpha}_1 \\ \quad = C_1 \dot{z}_1 + \ddot{x}_d \end{cases} \quad (29)$$

La fonction de Lyapunov augmentée V_2 est

$$V_2 = V_1 + \frac{1}{2} K \xi^2 + \frac{1}{2} z_2^2 \quad (30)$$

$$\dot{V}_2 = z_2 z_1 + C_1 z_1^2 + K z_2 \xi + z_2 \left(\frac{a}{J} - \dot{\alpha}_1 \right) \quad (31)$$

$$\text{Où } a = (-mgl \sin(z_1 + x_d) - \lambda e^{-E(z_1 + x_d + \frac{\pi}{2})} (z_1 + x_d + \frac{\pi}{2} - \omega) - B(z_2 + \alpha_1) - \sigma f \gamma (z_2 + \alpha_1) \bar{l} \cos(z_1 + x_d - \phi)) \quad (32)$$

Ainsi, la loi de commande devient

$$Uf = J\ddot{\alpha}_1 + JC_2z_2 - Jz_1 - JK\xi - a \quad / \quad C_2 < 0 \quad (33)$$

Et \dot{V}_2 sera égale à s

$$\dot{V}_2 = C_1z_1^2 + C_2z_2^2 \quad (34)$$

3.4.2.1 Résultats

Les figures 38, 39, 40 illustrent la réponse à cette commande des genoux des individus H4, P1 et P3 à un échelon de 45 °. Les figures 41, 42, 43 et 44 représentent les réponses des individus à la référence de marche. Le tableau suivant présente les valeurs des gains utilisées pour cette commande.

	$C1$	$C2$	K
<i>H4</i>	-100	-20	100
<i>P1</i>	-100	-20	2
<i>P2</i>	-100	-20	2

Tableau 6. Gains de la commande par backstepping +intégrale pour les individus H4, P1, P2

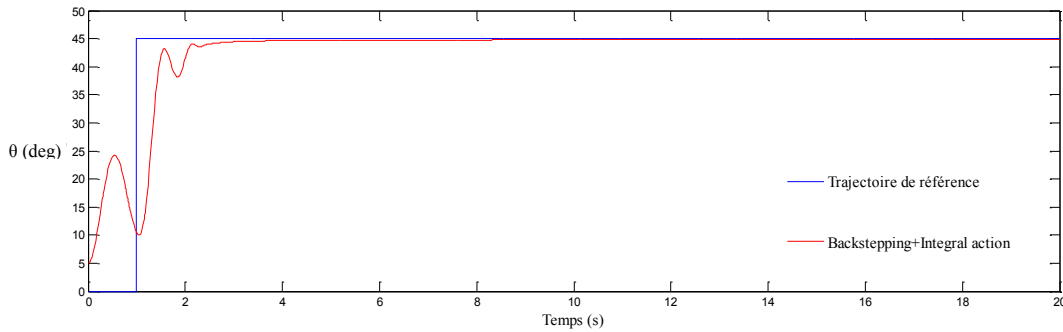


Figure 38. Réponse à un échelon de 45 °du genou de l'individu H4 avec le backstepping + l'action integrale

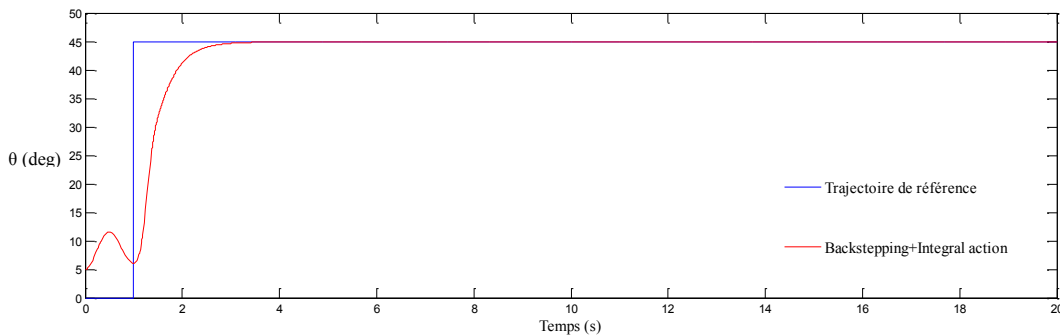


Figure 39. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P1 avec le backstepping + action intégrale

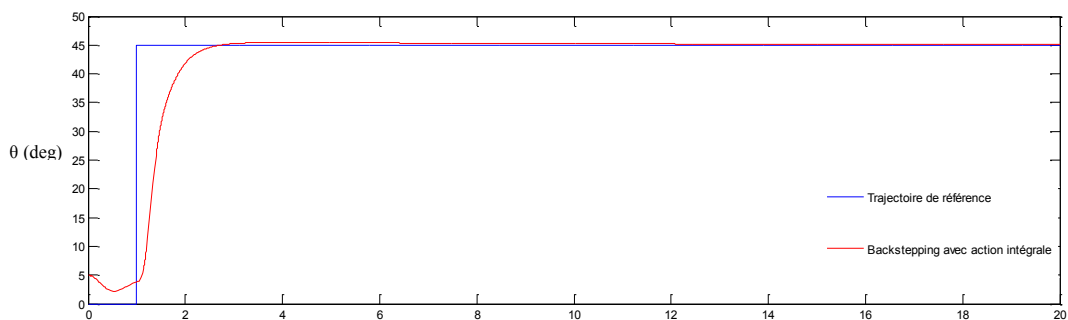


Figure 40. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P2 dans le cas optimal avec le backstepping + action intégrale

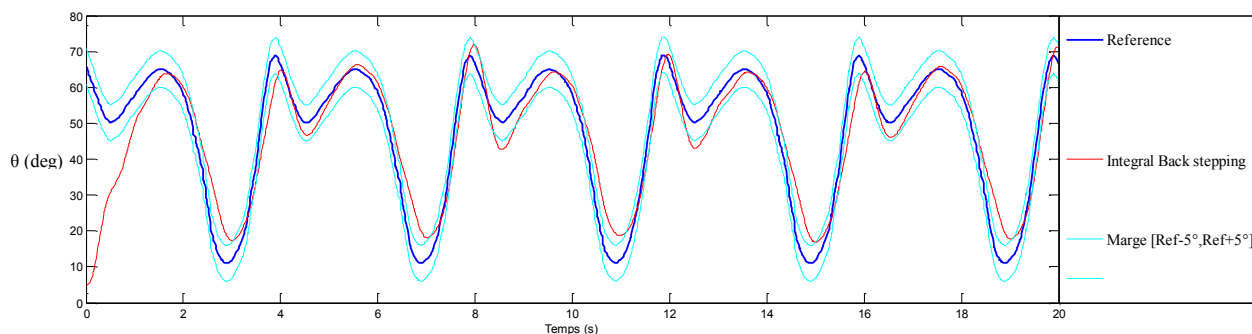


Figure 41. Réponse pour une référence de marche de l'individu P1 dans le cas optimal avec le backstepping + intégrale

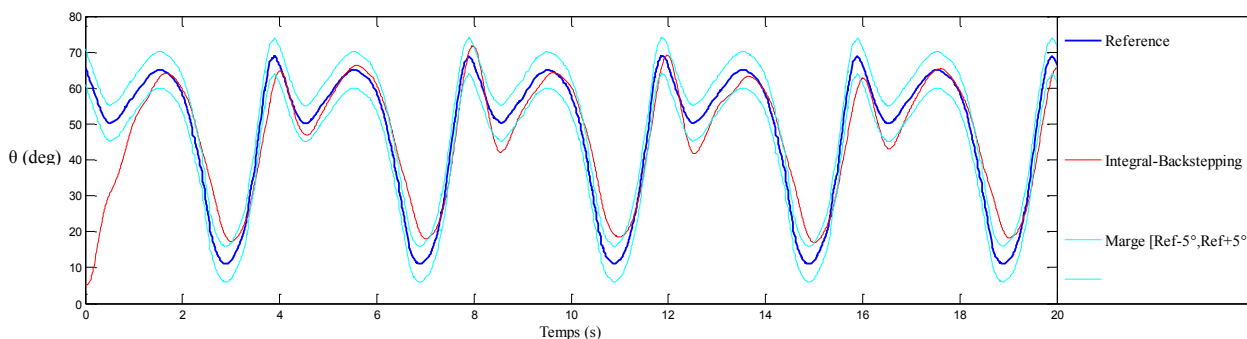


Figure 42. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue modérée) avec le backstepping + action intégrale

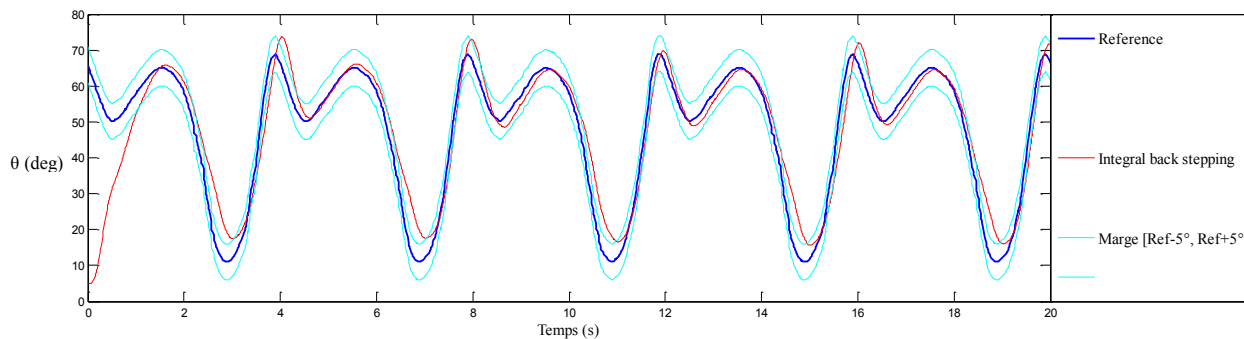


Figure 43. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P2 dans le cas optimal avec le backstepping + action intégrale

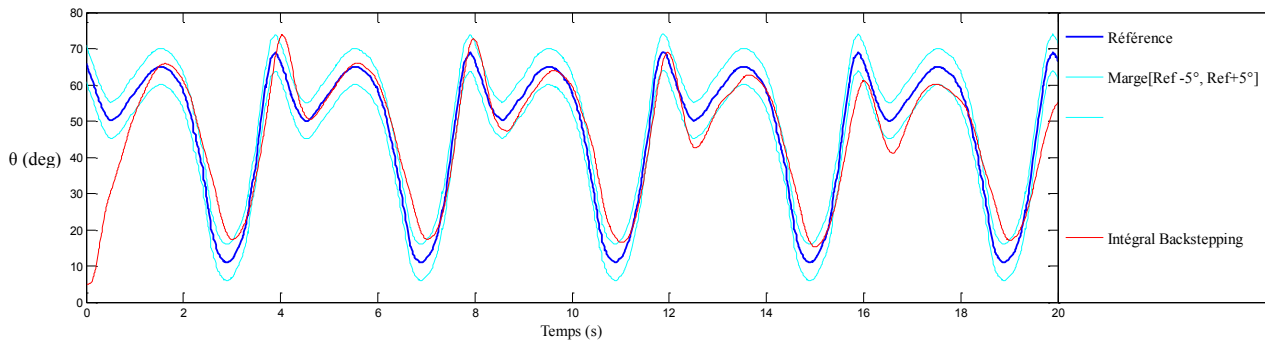


Figure 44. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue sévère) avec le backstepping + action intégrale

Les figures précédentes concluent les résultats du tableau 7. Ses résultats vont être traduis par la figure 45.

	H4	P1		P2		P3	
	Ideal case	Optim al	Non-Ideal	Optim al	Non-Ideal	Optim al	Non-Ideal
$t_{rise}(s)$	0.81	0.93	0.95	0.87	0.90	0.90	0.96
$t_{settling}(s)$	1.98	1.52	1.56	1.35	1.36	1.55	1.61
O.S (%)	0	0	0	0	1.01	0	0
$e_{ss}(deg)$	0	0	n/a	0	n/a	-0.10	n/a
Lag (s)	0.10	0.10	0.10	0.10	0.10	0.10	0.10
$e_{rms}(deg)$	8.30	8.26	9.21	7.22	7.49	8.30	10.46

Tableau 7. Principales caractéristiques du backstepping + action integrale

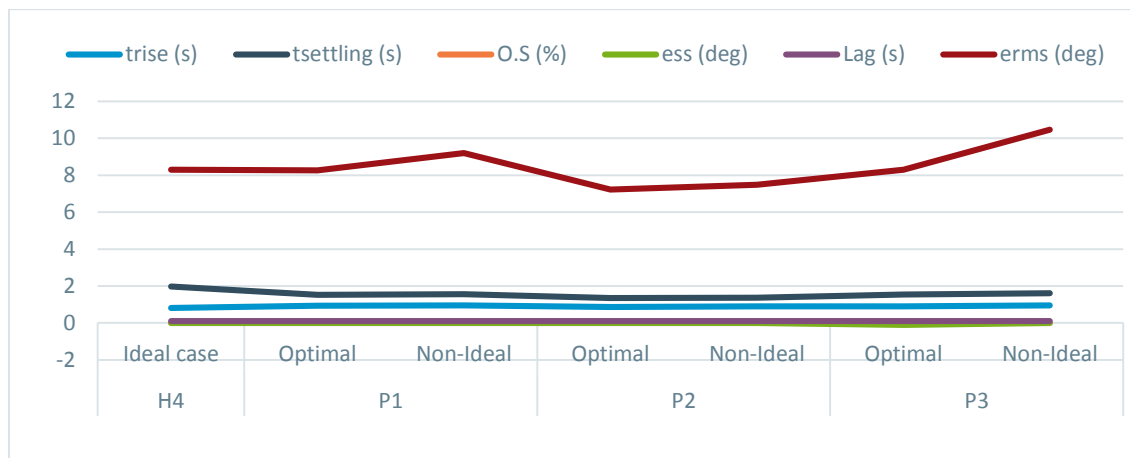


Figure 45. Stabilité des caractéristiques du backstepping + action intégrale par rapport aux individus

La sensibilité de la commande est représentée par la figure 46.

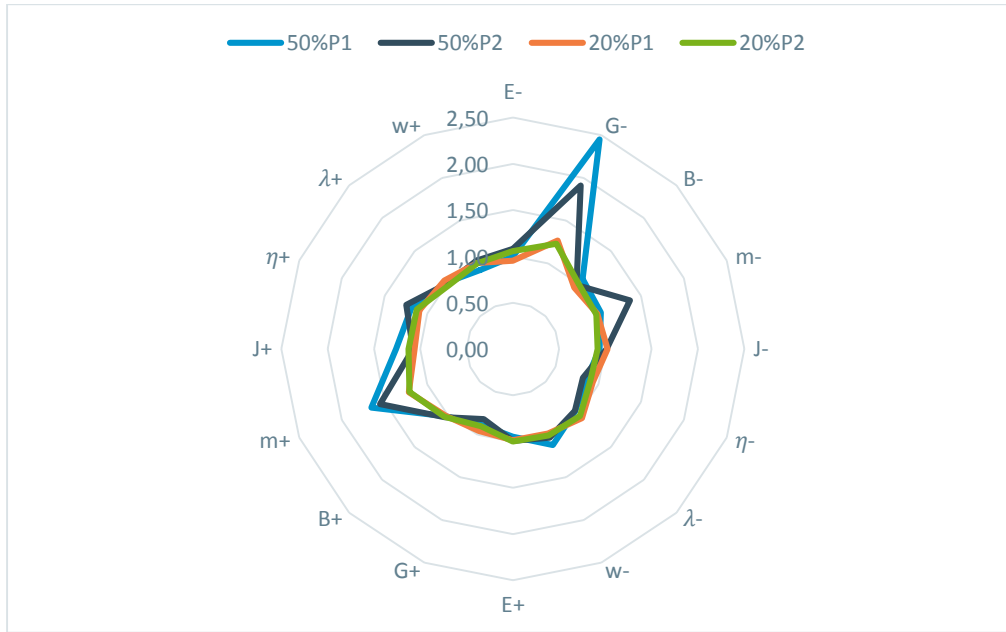


Figure 46. Robustesse du backstepping + action intégrale par rapport au changement des paramètres du système dans le cas optimal

L'implémentation de cette loi de commande implique l'utilisation des paramètres propres à chaque individu. Les erreurs d'identification de ces paramètres auront un impact direct sur la réponse du système. Pour y remédier à ce genre de problème nous proposons dans ce qui suit une nouvelle commande qui sera totalement indépendante des paramètres du système.

3.4.3 Commande par mode glissant d'ordre 2

Bien que le système (12) ne soit pas sensible au chattering, nous proposons dans cette partie d'utiliser un ordre de glissement supérieur. L'idée est d'utiliser une loi de commande continue assurant une stabilité asymptotique uniforme globale (UGAS) du système. En plus de cela dans [22], le premier ordre de commande glissante a été appliqué et il était visiblement sensible à la variation des paramètres du système. Dans [42] la surface de glissement est définie comme suit

$$s(e(t)) = \left(\frac{\partial}{\partial t} + \hat{\lambda} \right)^{n-1} e(t) \quad (35)$$

Où n est l'ordre du system et $\hat{\lambda} > 0$.

Nous définissons la surface de glissement $s(e(t))$ comme suit

$$s(e(t)) = \hat{\lambda}e(t) + \frac{\partial e(t)}{\partial t} \quad (36)$$

$$\mathbf{s}(\mathbf{x}_1(t), \mathbf{x}_2(t)) = \mathbf{x}_2(t) - \dot{\mathbf{x}}_d(t) + \hat{\lambda}(\mathbf{x}_1(t) - \mathbf{x}_d(t)) \quad (37)$$

La première dérivée de cette surface est $\dot{s}(t)$ tel que

$$\begin{aligned} \dot{s}(t) = \frac{1}{J} & \left(-mgl \sin(x_1(t)) - \lambda e^{-E(x_1(t) + \frac{\pi}{2})} \left(x_1(t) + \frac{\pi}{2} - \omega \right) - Bx_2(t) + U(t)f(t) \right. \\ & \left. - \sigma f \gamma x_2 \bar{l} \cos(x_1(t) - \phi) \right) - \ddot{x}_d(t) + \lambda(x_2(t) - \dot{x}_d(t)) \end{aligned} \quad (38)$$

$$\frac{\partial \dot{s}(t)}{\partial u} = \frac{1}{J} f(t) \neq 0$$

Le degré relatif de s par rapport à u est égal à 1, ce qui induit à un choix idéal du super twisting pour la commande glissante. Nous choisissons la version de Shtessel publiée dans l'article [43] où la commande est continue. Shtessel a proposé une commande non linéaire proportionnelle intégrale lisse.

$$\mathbf{0} \quad \left\{ \begin{array}{l} u_1(t) = -\alpha_1 |s(x_1(t), x_2(t))|^{\frac{1}{2}} \text{sign}(s(x_1(t), x_2(t))) + u_2 \quad \alpha_1 > 0 \\ \dot{u}_2(t) = -\alpha_2 |s(x_1(t), x_2(t))|^{\frac{1}{3}} \text{sign}(s(x_1(t), x_2(t))) \quad \alpha_2 > 0 \end{array} \right. \quad (39)$$

$$\begin{aligned} U'(t) = -\alpha_1 |s(x_1(t), x_2(t))|^{\frac{1}{2}} \text{sign}(s(x_1(t), x_2(t))) \\ - \alpha_2 \int |s(x_1(t), x_2(t))|^{\frac{1}{3}} \text{sign}(s(x_1(t), x_2(t))) \, d\tau \end{aligned} \quad (40)$$

$$\text{où } U'(t) = \frac{f}{J} U(t)$$

La démonstration de stabilité globale asymptotique uniforme est disponible dans [43].

$$\dot{s}(t) = U'(t) + f'(x_1, x_1, f(t), t) \quad (41)$$

La fonction f' est égale à la commande équivalente. Si nous la considérons comme une incertitude nous pourrions supposer que $f'(x_1, x_1, f(t), t) = 0$

3.4.3.1 Résultats

Les résultats de l'application de cette commande pour un échelon 45° sont représentés par les figures 47, 48 et 49. Les figures 50, 51, 52 et 53 représentent les résultats par rapport à une référence de marche. Les gains utilisés sont notés au tableau 8.

	α_1	α_2	$\hat{\lambda}$
H4	5000	10	5
P1	5000	10	10
P2	5000	10	12

Tableau 8. Gains utilisés de la commande glissante pour les individus H4, P1 et P2

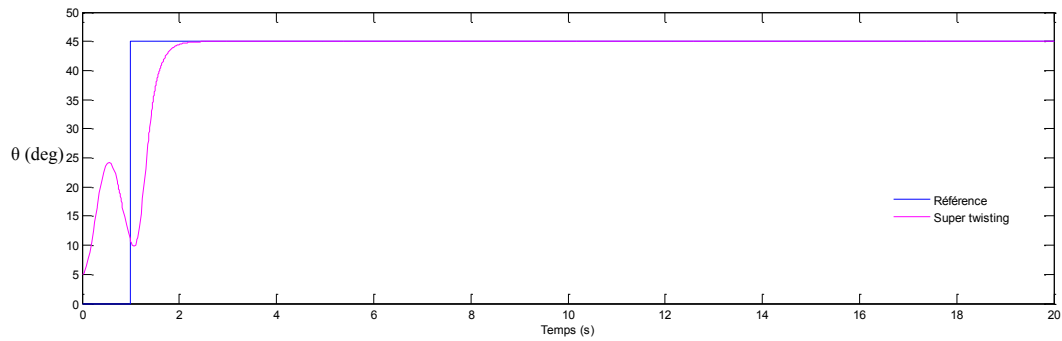


Figure 47. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu H4 avec la commande glissante d'ordre 2

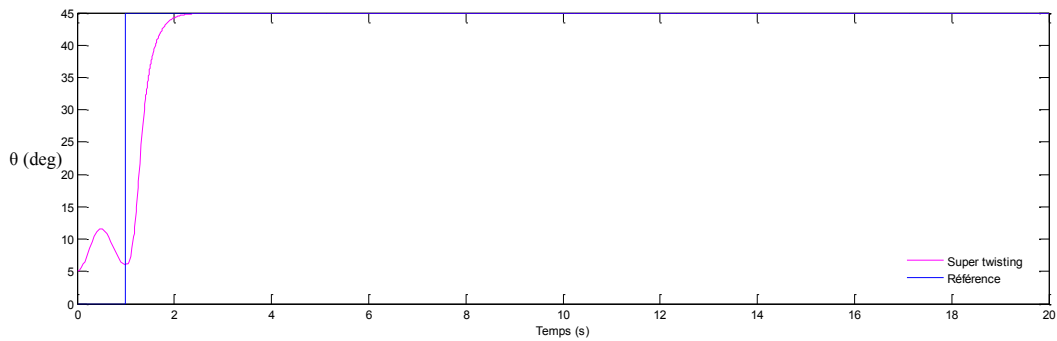


Figure 48. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P1 avec la commande glissante d'ordre 2

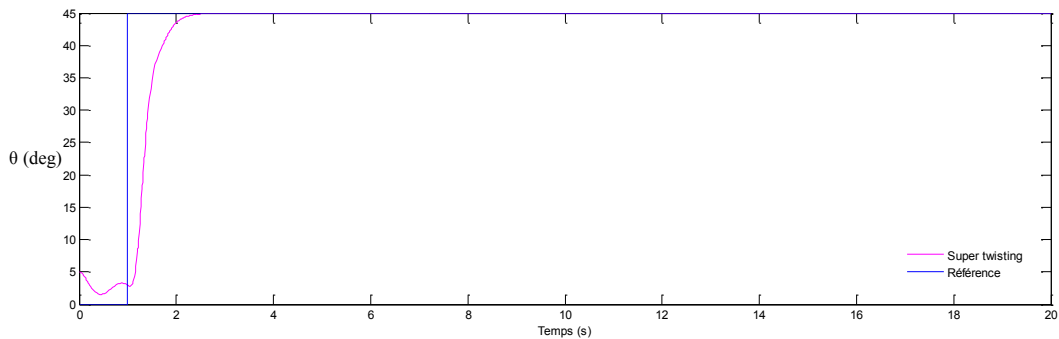


Figure 49. Réponse à un échelon de 45° du genou de l'individu P2 dans le cas optimal avec la commande glissante d'ordre 2

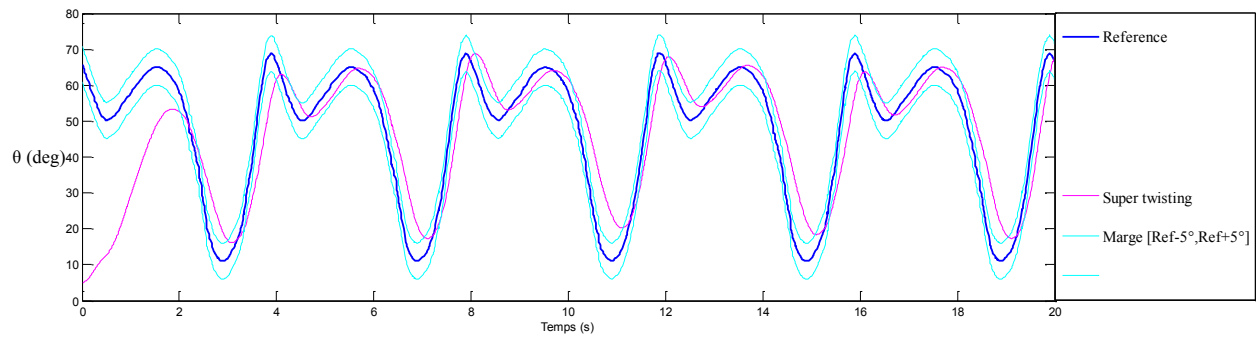


Figure 50. Réponse pour une référence de marche de l'individu P1 dans le cas optimal avec la commande glissante d'ordre 2

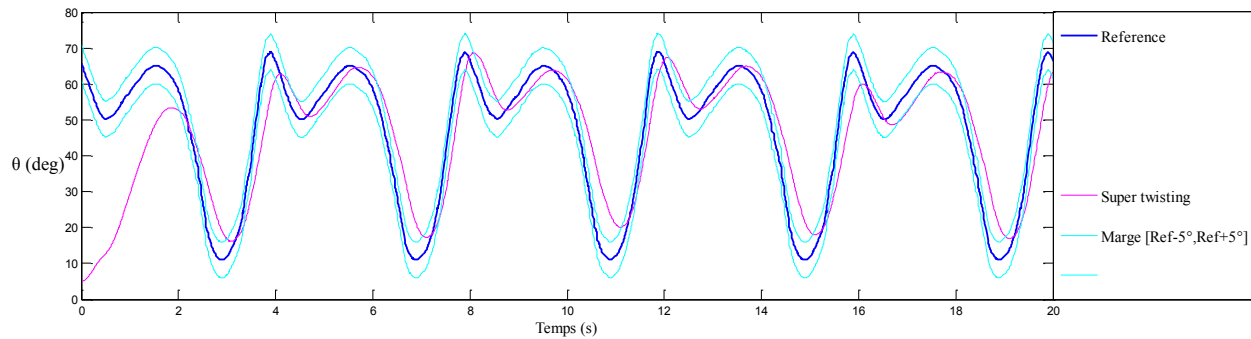


Figure 51. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue modérée) avec la commande glissante d'ordre 2

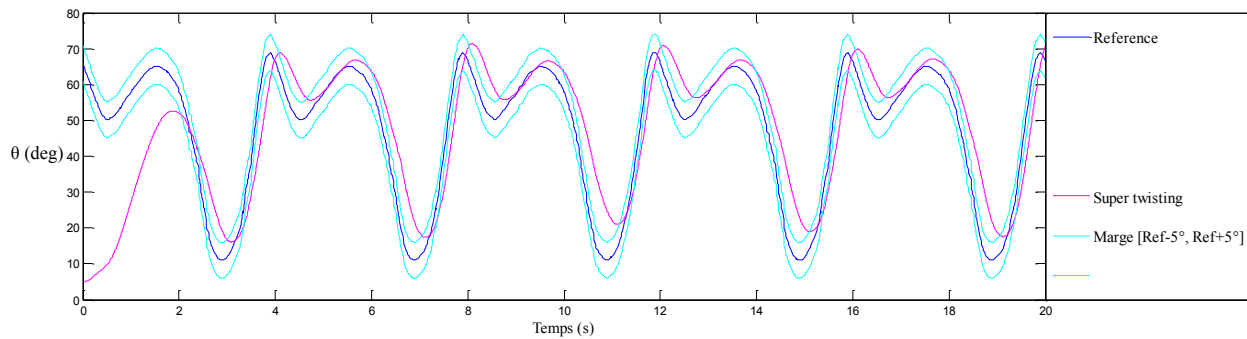


Figure 52. Réponse pour une référence de marche de l'individu P2 dans le cas optimal avec la commande glissante d'ordre 2

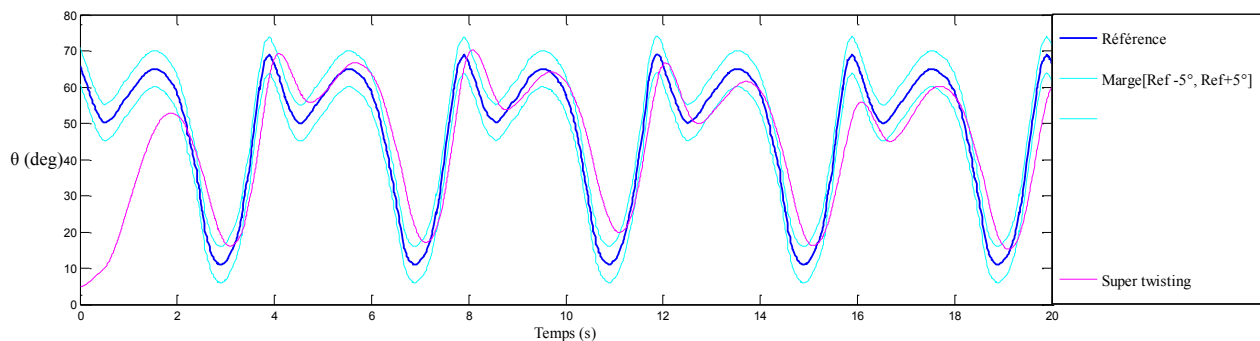


Figure 53. Réponse pour une référence de marche du genou de l'individu P1 dans le cas non idéal (fatigue sévère) avec la commande glissante d'ordre 2

Les résultats de la lecture de ces figures sont illustrés par le tableau suivant :

	H4	P1		P2		P3	
	Ideal case	Optim al	Non-Ideal	Optim al	Non-Ideal	Optim al	Non-Ideal
t_{rise} (s)	0.61	0.64	0.63	0.49	0.52	0.65	0.65
$t_{settling}$ (s)	0.90	0.99	0.97	1.10	0.90	1.00	0.99
O.S (%)	0	0	0	0	0	0	n/a
e_{ss} (deg)	0	0	n/a	0	n/a	0	0
Lag (s)	0.14	0.10	0.10	0.10	0.10	0.10	0.10
e_{rms} (deg)	6.69	6.66	7.20	6.14	6.14	7.03	8.41

Tableau 9. Principales caractéristiques de la commande glissante d'ordre 2

L'évolution des valeurs obtenues dans le tableau 9 est exprimée à la figure 54.

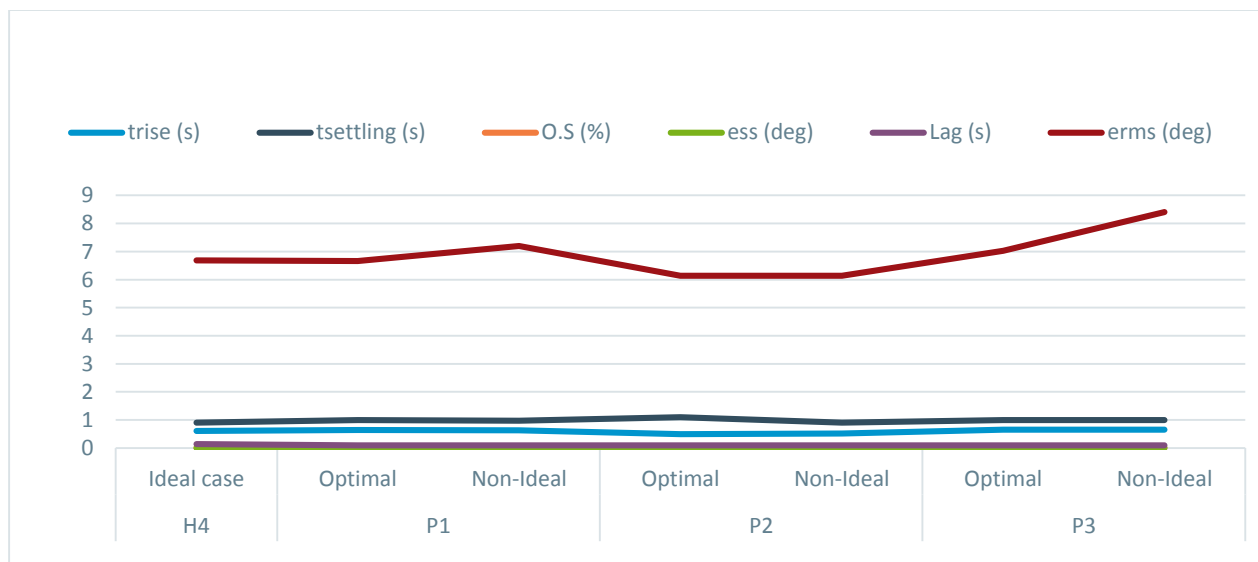


Figure 54. Stabilité des caractéristiques de la commande glissante d'ordre 2 par rapport aux individus + action intégrale

La tracé de la sensibilité de cette commande est représenté par la figure 55.

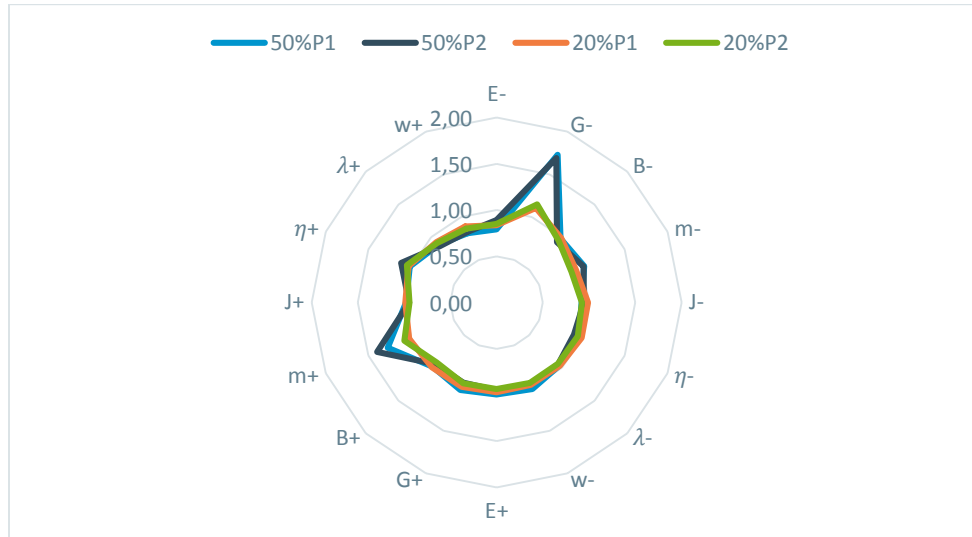


Figure 55. Robustesse de la commande glissante d'ordre 2 par rapport au changement des paramètres du système dans le cas optimal

Après les résultats obtenus avec l'application de cette commande, nous proposerons dans ce qui suit d'utiliser une adaptation de gains.

3.5 Commande par mode glissant adaptative

Pour simplifier l'utilisation du processus de contrôle pour le praticien, nous proposons le super twisting développé dans le titre précédent. Dans cette loi de contrôle, l'identification des paramètres dynamiques du système n'est pas nécessaire, et le système contrôlé est considéré comme une boîte noire. Par conséquent, seul le réglage des paramètres du contrôleur est nécessaire. Pour plus de simplification de cet ajustement, nous proposons un algorithme adaptatif pour réguler les paramètres du contrôleur en ajoutant une condition pour la fonction de paramètres du contrôleur afin d'assurer une convergence globale [44].

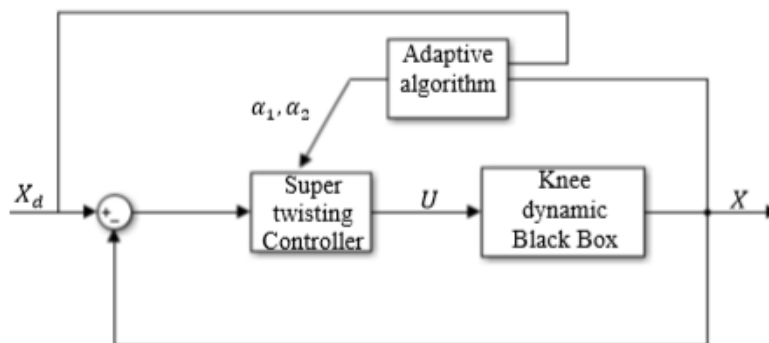


Figure 56. Commande adaptative directe du Super twisting

Pour simplifier l'ajustement des paramètres du contrôleur, nous proposons dans cette section d'utiliser un algorithme adaptatif direct (voir la figure 56). En général, α_1 et α_2 sont en fonction de X et X_d . Nous notons

$$\alpha_1 = F1(X, X_d) \quad (42)$$

$$\alpha_2 = F2(X, X_d) \quad (43)$$

Le choix de $F1$ et $F2$ peut affecter la stabilité du système et la convergence globale sera perdue. Dans la partie suivante, nous utilisons la démonstration de la convergence du contrôleur de Steshell pour prouver la convergence globale en imposant une condition aux fonctions $F1$ et $F2$.

Condition pour une stabilité globale

Considérons le système

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = x_2 - \alpha_1 |x_1|^{\frac{1}{2}} \text{sign}(x_1) \\ \dot{x}_2 = -\alpha_2 |x_1|^{\frac{1}{3}} \text{sign}(x_1) \end{cases} \quad (44)$$

Où $x_1 = s$; $x_2 = -\alpha_2 \int |s|^{\frac{1}{3}} \text{sign}(s) dt$

La fonction candidate de Lyapunov est choisie comme suit

$$V = \frac{1}{2} x_2^2 + \int_0^{x_1} \alpha_2 |z|^{\frac{1}{3}} \text{sign}(z) dz \quad / \quad V(0,0) = 0 \text{ and } V > 0; \quad (45)$$

Nous choisissons $\alpha_2 = F2(z)$

$$V = \frac{1}{2} x_2^2 + \frac{3}{4} \alpha_2 |X_1|^{\frac{4}{3}} \text{sign}(X_1) - \int_0^{x_1} \dot{\alpha}_2 |z|^{\frac{4}{3}} \text{sign}(z) dz \quad (46)$$

Pour la condition $\dot{V} < 0$

$$\frac{1}{2} x_2^2 + \frac{3}{4} \alpha_2 |X_1|^{\frac{4}{3}} \text{sign}(X_1) - \int_0^{x_1} \dot{\alpha}_2 |z|^{\frac{4}{3}} \text{sign}(z) dz > 0 \quad (47)$$

$$\dot{V} = \frac{\partial V}{\partial x} \frac{\partial x}{\partial t} = \begin{bmatrix} \alpha_2 |x_1|^{\frac{1}{3}} \text{sign}(x_1) & x_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_2 - \alpha_1 |x_1|^{\frac{1}{2}} \text{sign}(x_1) \\ -\alpha_2 |x_1|^{\frac{1}{3}} \text{sign}(x_1) \end{bmatrix} = -\alpha_2 \alpha_1 |x_1|^{\frac{5}{6}} < 0 \quad (48)$$

Nous posons $\dot{\alpha}_2 = |\dot{X}_1^5|$ qui respecte la condition (47)

Pour la simulation nous admettons que

$$\alpha_2(i+1) = \alpha_2(i) + \Delta t |\dot{X}_1^5| \quad (49)$$

$$\alpha_1 = 100 \alpha_2 \quad (50)$$

3.5.1 Résultats

Nous pouvons observer la réponse de cette commande adaptative sur la figure 57.

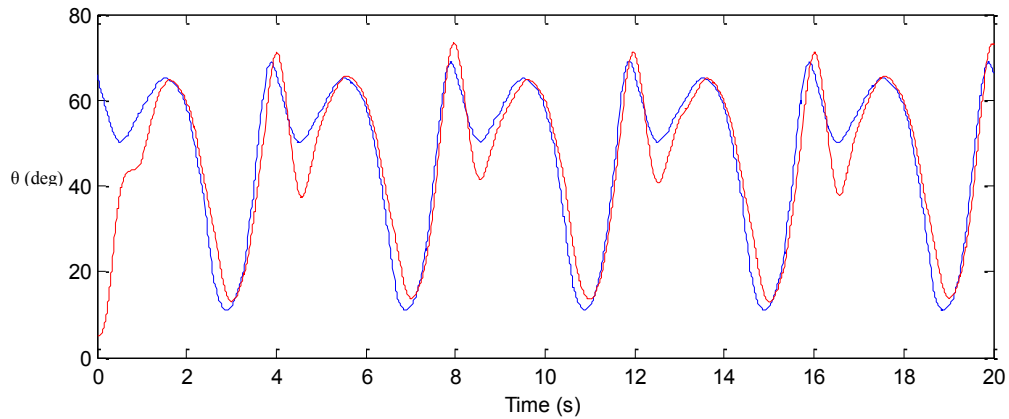


Figure 57. Réponse de l'angle du genou de P1: La ligne bleue représente la référence et la ligne rouge représente la réponse de la commande adaptative

Les figures 58 et 59 représentent respectivement l'erreur de poursuite et l'évolution du paramètre α_2 .

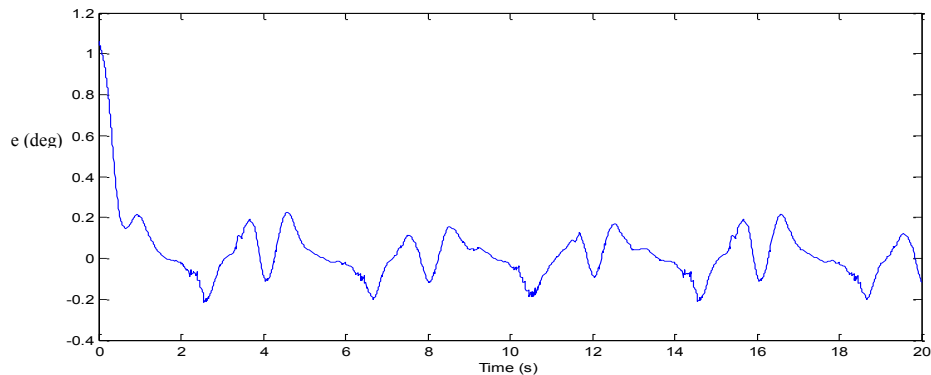


Figure 58. Erreur de poursuite

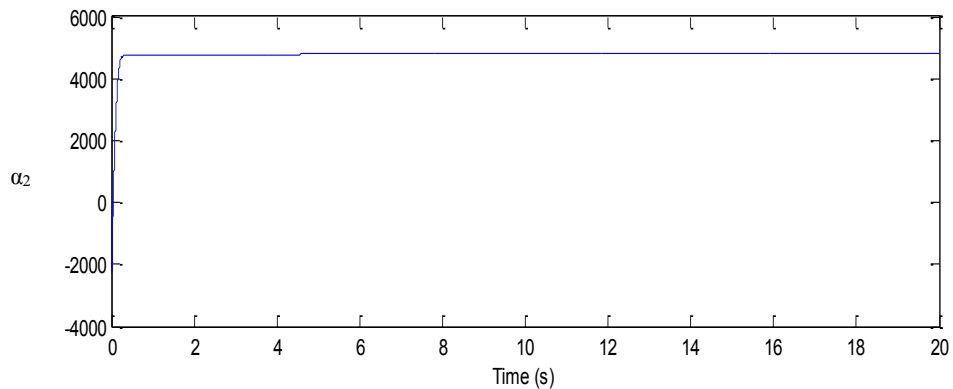


Figure 59. Variation du paramètre d'adaptation α_2

3.6 Etude comparative

Dans ce qui suit, nous proposons de comparer en premier lieu les commandes que nous avons étudié dans ce manuscrit puis dans le deuxième titre nous proposons de faire une comparaison plus généralisée : c.à.d. nos commandes avec celles de la littérature.

3.6.1 Comparaison entre les commandes élaborées

Nous remarquons que les valeurs des métriques sont dans la même gamme pour les deux types de simulations, optimales et non idéales, pour chaque sujet. Par conséquent, nous concluons que le choix des paramètres des contrôleurs optimaux n'améliorera pas remarquablement les métriques. Ainsi, tous les contrôleurs sont stables par rapport au cas du système. Ainsi, la comparaison entre les contrôleurs sera fiable.

La réponse à un échelon de 45° du sujet valide H4 donne une bonne vue d'ensemble du comportement des contrôleurs selon les courbes représentées sur la figure.17, où toutes les mesures peuvent être observées, le dépassement du double-PID, l'erreur en régime permanent du Backstepping et la vitesse de convergence du contrôleur Super-Twisting.

Le PID génère les performances les plus faibles avec un temps de stabilisation plus long, une erreur quadratique plus importante, un dépassement de la référence (voir tableau 3) et une sensibilité moyenne aux variations des paramètres non concordants. Ajoutant à cela, nous rappelons que la convergence globale n'a pas été prouvée.

L'erreur statique n'est survenue qu'avec le Backstepping et représente le plus grand retard dans la réponse sinusoïdale et le plus long temps de montée (voir tableau 5). Sa sensibilité aux variations des paramètres est palpable.

L'ajout de l'action intégrale dans le Backstepping élimine l'erreur statique et engendre l'amélioration du retard et du temps de montée (Tableau.7). Cependant, une détérioration de la sensibilité à la variation des paramètres définira ce régulateur comme étant le plus sensible.

Le super twisting représente les métriques les plus satisfaisantes dans cette étude, voir le Tableau 9. Nous soulignons que le décalage est pratiquement le même pour les autres contrôleurs. Le choix de $\alpha_2 < \alpha_1$ permet une convergence rapide. La sensibilité de ce régulateur est la moins perçue dans cette étude. Par contre nous avons constaté que cette sensibilité aux variations des paramètres reste stable pour les deux patients P1 et P2, cette stabilité n'a pas été perçue par l'implémentation des autres régulateurs.

La sensibilité, par rapport à la variation des paramètres du système, est ressentie par tous les contrôleurs choisis, principalement avec le changement de, $-G$, $+\eta$, $+J$ et $+m$ (voir figure 60 et figure 61). Pour les 50% de variation, la sensibilité est plus prononcée pour ces paramètres.

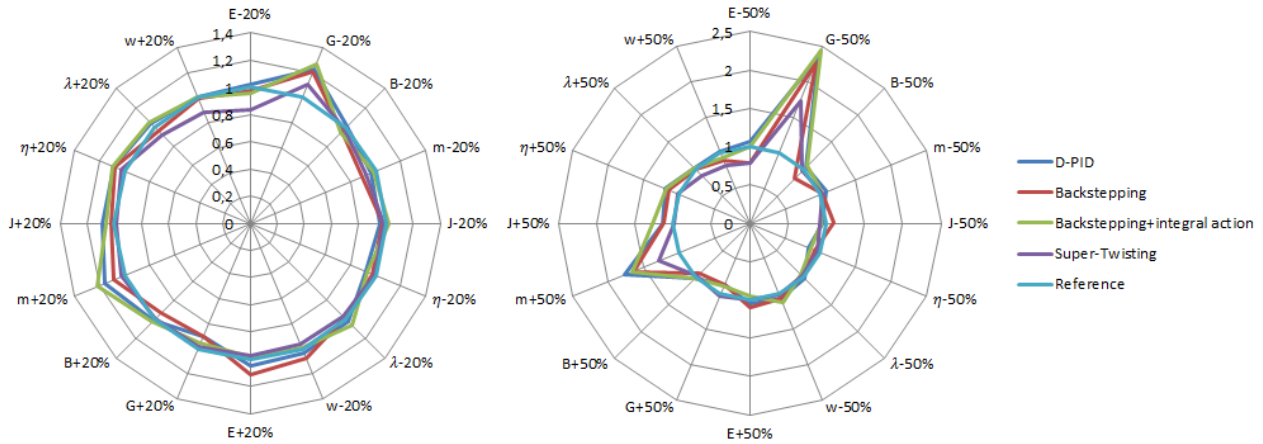


Figure 60. Sensibilité des commandes sous conditions optimales pour une variation de a :20% et b :50% des paramètres du patient P1

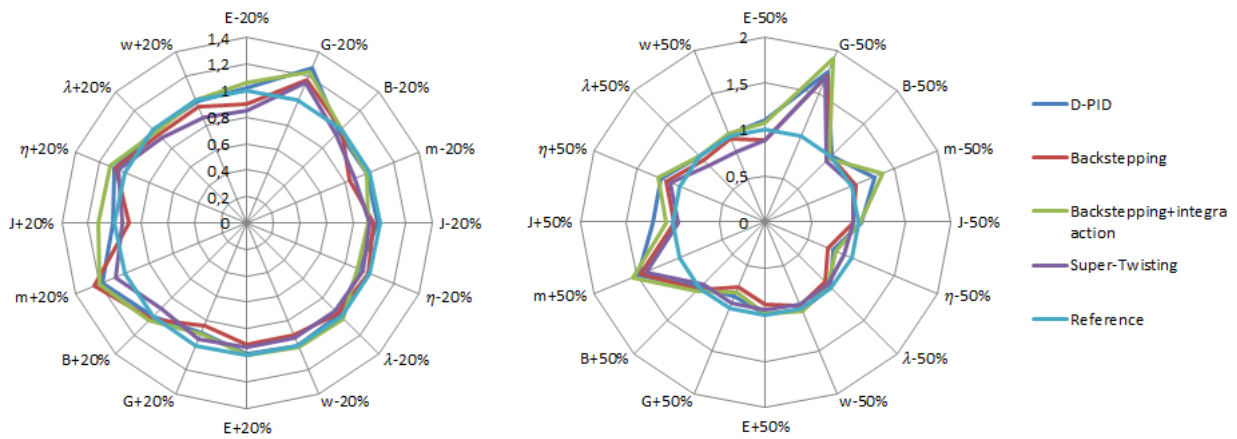


Figure 61. Sensibilité des commandes sous conditions optimales pour une variation de a :20% et b :50% des paramètres du patient P2

Les réponses de tous les contrôleurs ne correspondent pas parfaitement à la courbe de référence qui est similaire aux résultats de [22] en raison de la saturation de la largeur d'impulsion inférieure à $250 \mu s$. Malgré cela, nous considérons un bon contrôleur lorsque la réponse est entre les limites de la marge autorisée. Cette marge permise est la zone où la réponse à la marche est considérée comme une marche normale [45]. Elle est mise en évidence par la couleur cyan de 5 degrés de chaque côté de la référence (voir figures 18).

Tous les contrôleurs sont en mesure de suivre correctement la forme de la courbe de référence dans des conditions non idéales avec un léger effet de fatigue, de spasticité et de rééducation (figure 24, 33, 42 et 51). Sur les figures 26, 35, 44, et 53, les contrôleurs deviennent sensibles à la fatigue.

3.6.2 Comparaison des commandes étudiées avec celles de la littérature

Dans cette partie nous récapitulons tous les résultats obtenus au titre précédent ainsi que les résultats publiés dans la littérature [22]. Ces résultats sont représentés aux tableaux 10, 11, 12 et 13. Les meilleurs paramètres sont mis en gras.

	Literature' controllers [22]			Studied controllers			
	PID	GSC	SMC	D-PID	BS	Integral -BS	ST
t_{rise} (s)	1,37	0,54	0,46	0.49	0.72	0.81	0.61
$t_{settling}$ (s)	6,98	2,69	1,19	2.64	1.33	1.98	0.90
O.S (%)	13,68	4,9	12,64	4.3	0	0	0
e_{ss} (deg)	0	0	-10,6	0	-0.91	0	0
Lag (s)	0,02	0,21	0,03	0.12	0.16	0.10	0.14
e_{rms} (deg)	12,27	11,73	7,44	8.68	6.79	8.30	6.69

Tableau 10. Métriques de H4 pour la référence fixe et sinusoïdale

	Literature' controllers [22]			Studied controllers			
	PID	GSC	SMC	D-PID	BS	Integral -BS	ST
t_{rise} (s)	2.2	1,04	0,84	0.72	0.72	0.95	0.63
$t_{settling}$ (s)	7.69	1,71	3,39	1.06	1.60	1.56	0.97
O.S (%)	14,13	1,28	13,57	1.18	0	0	0
e_{ss} (deg)	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Lag (s)	0,17	0,26	0,11	0.09	0.12	0.10	0.10
e_{rms} (deg)	16,31	13,47	14,73	9.95	8.84	9.21	7.20

Tableau 11. Métriques de P1 pour la référence fixe et sinusoïdale

	Literature' controllers [22]			Studied controllers			
	PID	GSC	SMC	D-PID	BS	Integral -BS	ST
t_{rise} (s)	1,73	0,32	0,68	0.62	0.98	0.90	0.52

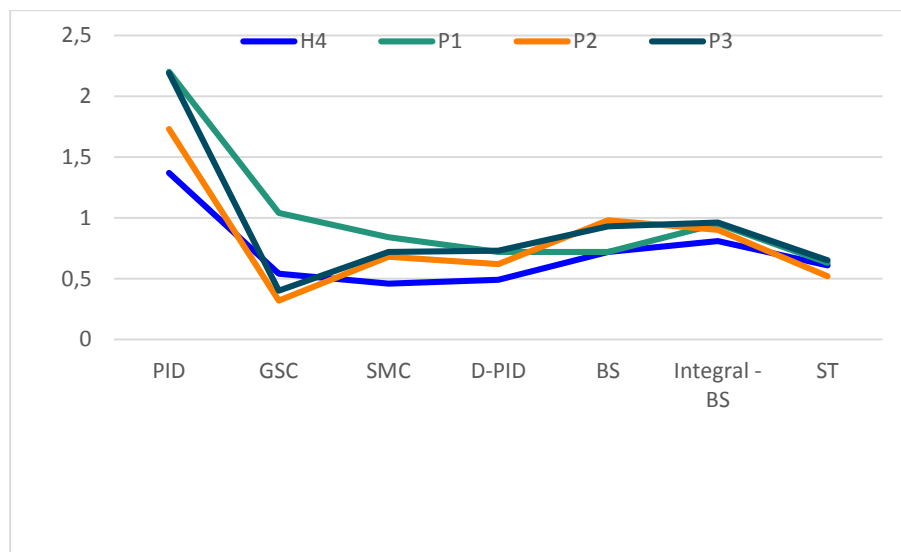
t_{settling} (s)	10,98	2,34	1,91	4.55	1.52	1.36	0.90
O.S (%)	21,52	22,24	16,37	3.83	0	1.01	0
e_{ss} (deg)	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Lag (s)	0,03	0,25	n/a	0.07	0.10	0.10	0.10
e_{rms} (deg)	13,66	11,9	9,83	9.60	8.01	7.49	6.14

Tableau 12. Métriques de P2 pour la référence fixe et sinusoïdale

	Literature' controllers [22]			Studied controllers			
	PID	GSC	SMC	D-PID	BS	Integral -BS	ST
t_{rise} (s)	2,19	0,4	0,72	0.73	0.93	0.96	0.65
t_{settling} (s)	7,57	2,53	3,63	1.13	1.34	1.61	0.99
O.S (%)	9,02	14,73	37,37	0	0	0	0
e_{ss} (deg)	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	0
Lag (s)	0,10	0,25	n/a	0.10	0.12	0.10	0.10
e_{rms} (deg)	14,68	12,02	14,93	9.36	9.33	10.46	8.41

Tableau 13. Métriques de P3 pour la référence fixe et sinusoïdale

Les résultats des tableaux précédents sont représentés par les figures 62, 63, 64, 65 et 66. A travers ces figures l'analyse du comportement de toutes ces commandes c.à.d. le PID, le gain adaptatif, le mode glissant d'ordre 1, le PID décentralisé, le backstepping, le backstepping+ intégrale et la commande glissante d'ordre 2,


 Figure 62. Variation de t_{rise} par rapport aux commandes implémentées pour les individus : H4, P1, P2, P3

Les valeurs du t_{rise} , pour tous les individus et pour chaque type de commande, sont observées sur la figure 62. Nous concluons de ces valeurs que plus nous convergent vers une commande Lyapunovienne plus les valeurs du t_{rise} se rapprochent et diminuent et ainsi une robustesse par rapport aux variations des paramètres du système s'installe.

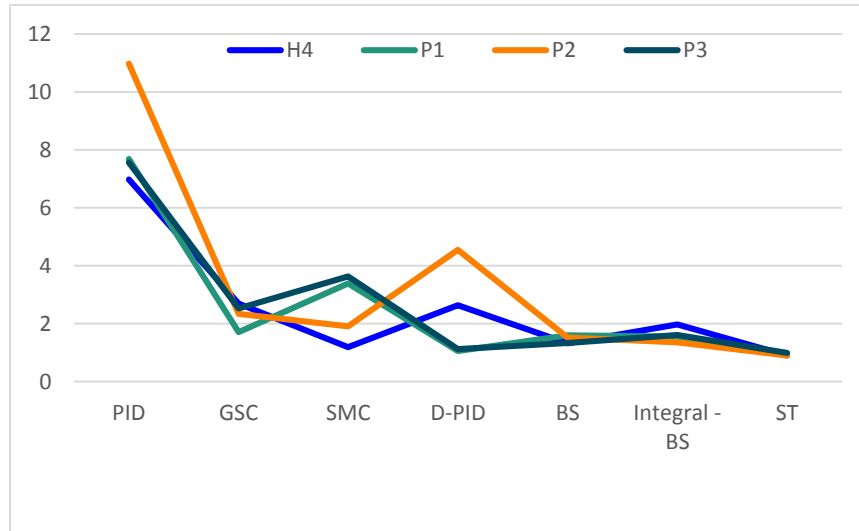


Figure 63. Variation de $t_{settling}$ par rapport aux commandes implémentées pour les individus : H4, P1, P2, P3

La figure 63, observe la variation de $t_{settling}$, pour toutes les commandes définies dans la littérature et celles étudiées dans ce chapitre. Nous remarquerons que plus nous adapterons la commande Lyapunovienne plus le temps de stabilisation $t_{settling}$ se stabilisera et diminuera.

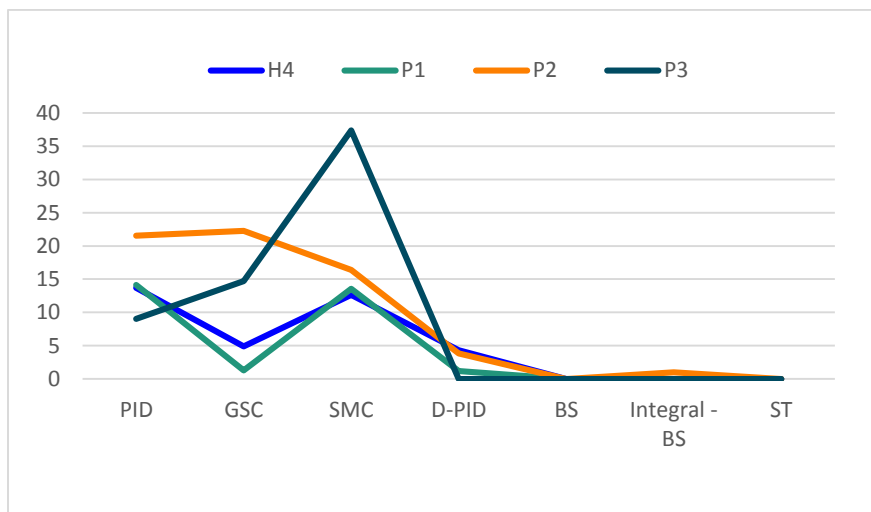


Figure 64. Variation du dépassement OS par rapport aux commandes implémentées pour les individus : H4, P1, P2, P3

Dans la figure 64 nous pouvons remarquer la stabilisation du dépassement OS qui devient quasi nul, pour les commandes par backstepping, backstepping + intégral et la commande glissante.

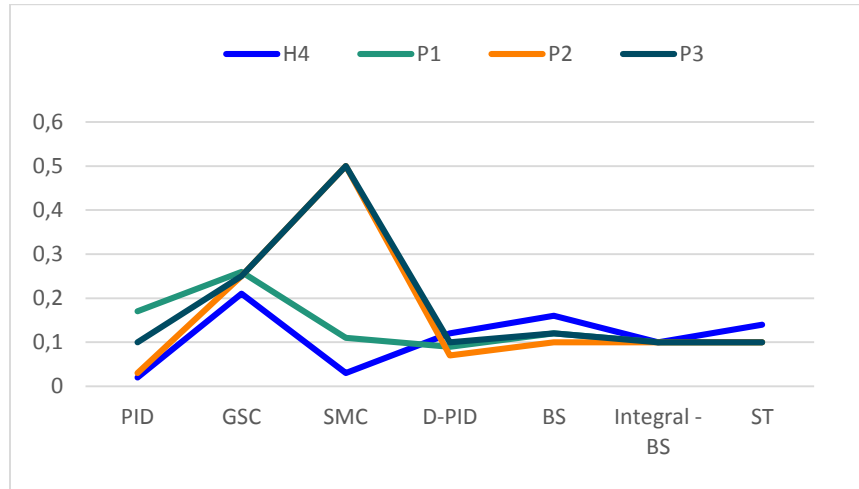


Figure 65. Variation du retard Lag par rapport aux commandes implémentées pour les individus : H4, P1, P2, P3

Nous observons les mêmes remarques pour les variations du retard Lag (figure 65).

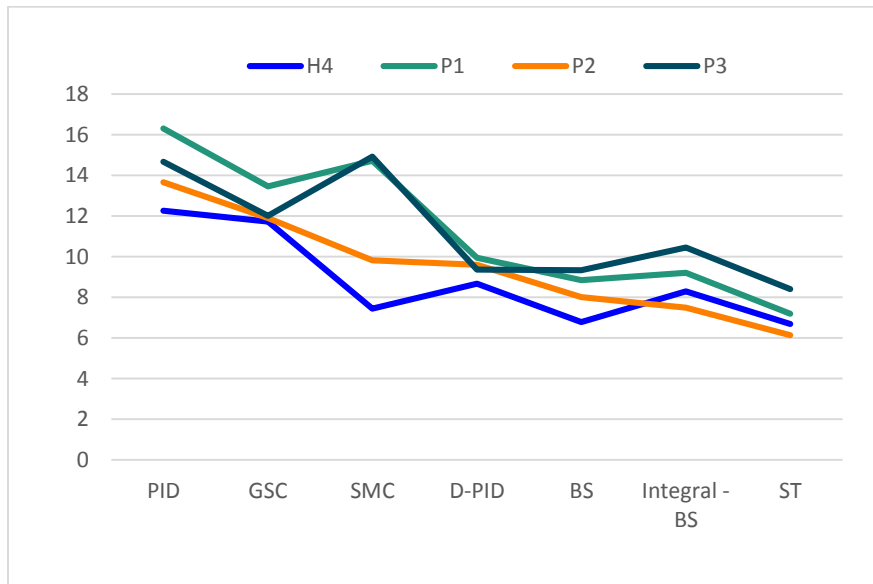


Figure 66. Variation de l'erreur quadratique e_{rms} par rapport aux commandes implémentées pour les individus : H4, P1, P2, P3

Nous considérons la variation de l'erreur quadratique comme l'élément clef de notre comparaison puisque cette erreur représente la surface entre la consigne et la trajectoire du genou. Ainsi, nous considérons que plus elle sera minime plus la sortie imitera la trajectoire de la consigne.

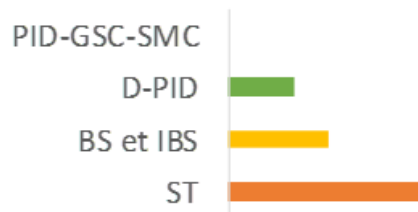


Figure 67. Stabilité des commandes par rapport à l'application pour les différents individus

La stabilité des commandes est représentée par la figure 67. Nous considérons que le comportement de la commande est stable par rapport aux différents individus, quand la commande délivre les mêmes caractéristiques indépendamment des paramètres du système. Cela signifie que les valeurs des outils de comparaisons sont presque inchangées.

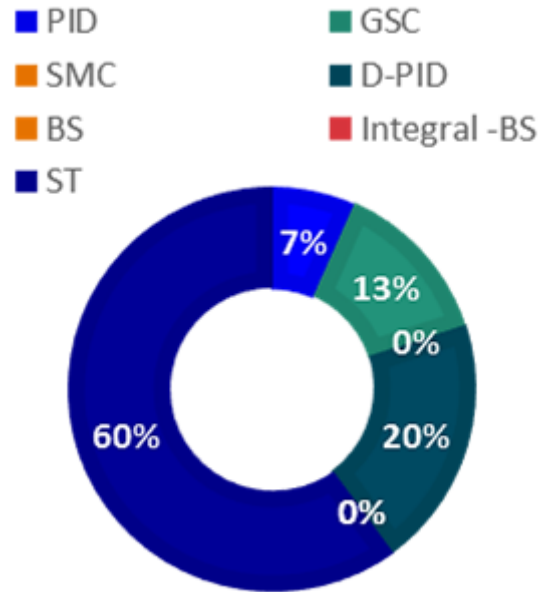


Figure 68. Représentation statistique des meilleurs résultats des commandes étudiées et celles de la littérature

Dans la figure 68, nous avons représenté en pourcentage les meilleurs métriques obtenues dans les tableaux 10, 11, 12 et 13. Le commande glissante d'ordre deux représente les meilleurs résultats suivie par le PID décentralisé puis le gain adaptatif et enfin le PID simple. Les autres commandes n'ont donné aucun meilleur résultat.

Les métriques résultantes de la littérature et les contrôleurs étudiés dans ce travail sont illustrés par l'inclusion des non-idéalités. Le t_{settling} , l'O.S, l' e_{ss} et les e_{rms} des contrôleurs étudiés sont considérablement améliorés par rapport aux métriques des contrôleurs de la littérature. Seul le t_{rise} et le Lag restent compétitifs. Compte tenu de ces résultats, l'utilisation de contrôleurs assurant une convergence globale uniforme semble convenir à la régulation du genou paraplégique. Un récapitulatif de l'étude comparative est représenté par le tableau 14.

	Stabilité par rapport aux changements d'individus	Sensibilité par rapport aux variations des paramètres	Meilleurs métriques	Particularités
PID décentralisé				
Backstepping				e_{ss} différent de '0'
Backstepping avec action Intégrale	De petites variations au niveau des métriques sont observées. Les caractéristiques de ces commandes sont conservées.	De très petites variations sont observées pour le changement du paramètre G et m pour une erreur de 20%. Des variations allant jusqu'à 250% sont observées au niveau de G-50% et à 175% de m+50%.		La commande la plus sensible aux variations des paramètres.

Super-twisting Super-twisting adaptatif		Des variations inaperçues pour +20% des taux de paramètres. Et égale à 175% pour G-50% et 150% pour m+50%	t_{settling} , O.S, e_{ss} , e_{rms}	La sensibilité par rapport aux changements des paramètres et stable pour les deux individus.
PID		Des taux qui peuvent atteindre 150% pour m+50%	Lag	
Gain adaptatif	Des variations assez larges sont observées surtout au niveau de t_{rise} et OS.	Très petites variations observées pour la partie 50% et 20%	t_{rise}	Très stable par rapport aux variations des paramètres
Commande glissante d'ordre 1	Des variations avoisinant 100% sont observées au niveau de e_{rms} . Et dépassant 300% pour OS.	Des variations qui peuvent atteindre 200% pour des variations de G-50% et 150% pour m+50%		Dépassement de O.S non prédictif et e_{ss} peut atteindre -10°

Tableau 14. Récapitulation des caractéristiques des commandes effectuées pour le système étudié.

3.7 Conclusion

Nous avons développé puis implémenté au total cinq commandes dans cette partie. Le premier contrôleur choisi est le PID décentralisé. Son développement ne nécessitait pas une démonstration quelconque mais il n'assurait pas par contre une stabilité globale. Les trois commandes qui ont suivi (Backstepping, Backstepping avec action intégral et Super-Twist) étaient conçues pour assurer une stabilité globale.

Nous avons constaté après analyse et comparaison des différentes métriques que le super-twisting possède les meilleurs résultats. Ajoutant à cela qu'il ne dépend pas des paramètres du système. Mais contrairement à nos attentes sa sensibilité aux variations des paramètres du système est palpable.

Pour des raisons pratiques, nous avons confectionné un Super-Twisting adaptatif dont la stabilité globale est démontrée en respectant la condition imposée sur le choix des fonctions des paramètres d'adaptation. Cette commande adaptative permettra une autorégulation au moment de la stimulation réelle du quadriceps.

Partie 2

Chapitre 4

4 Réalisation et mise en œuvre

4.1 Introduction

Encouragés par les résultats du troisième chapitre, nous proposons dans ce titre de passer à la phase expérimentale. Pour cela, nous projetons dans la première partie de concevoir puis de réaliser un stimulateur électrique fonctionnel répondant aux exigences de la commande. Par la suite, dans la deuxième partie, nous testerons la commande adaptative en exprimant les différents paramètres tels que les données du gyroscope utilisé, l'erreur et la commande injectée en temps réel.

4.2 1^{ère} partie : Conception et réalisation

Souvent, les stimulateurs utilisés dans le domaine de la recherche sont pilotés par un ordinateur pour le calcul des paramètres du signal de commande. En utilisant cette combinaison, des défaillances peuvent être causées par des problèmes liés au temps de communication et de calcul. Pour remédier à ce genre de problèmes et aussi pour simplifier l'utilisation des stimulateurs, nous proposons de réaliser un stimulateur dédié à la commande. La figure.69 schématise le fonctionnement de ce stimulateur.

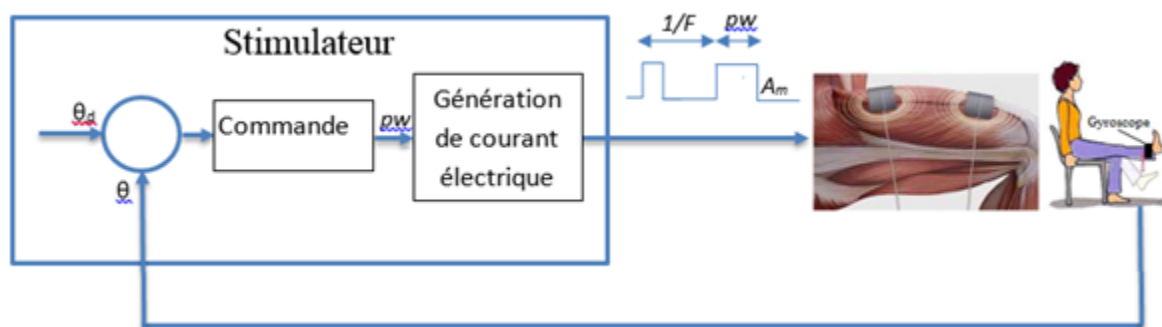


Figure 69. Fonctionnement du stimulateur

Dans ce qui suit, nous établirons un cahier des charges détaillés en justifiant le besoin de chaque élément. Puis, nous proposerons une architecture globale du stimulateur. Ensuite, nous décrypterons chaque étage en expliquant son fonctionnement. Après cela, nous câblerons le circuit proposé dans la partie conception sur plaque d'expérimentation. L'algorithme implémenté sur la carte de commande sera présenté et expliqué. Une fois ce dernier validé, nous concevrons le circuit imprimé puis nous assembleront les différentes parties du stimulateur.

4.2.1 Cahier des charges

Ce cahier des charges est élaboré afin d'énumérer les contraintes techniques à satisfaire par le stimulateur à réaliser. Ces exigences sont organisées en catégories comme suit :

4.2.1.1 *Les entrées*

Les sorties du système étudié se redéfiniront dans cette partie de travail comme étant les entrées pour le stimulateur. Elles seront valorisées par les données envoyées par le capteur, dans ce qui suit. Pour les commandes qui ont été étudiées dans le chapitre 3, seules la position angulaire θ , la vitesse angulaire $\dot{\theta}$ et l'accélération angulaire $\ddot{\theta}$ étaient utilisées. Ainsi, dans ce cahier des charges ces trois données seront exigées.

4.2.1.2 *Les sorties*

Les sorties se définissent comme étant les valeurs renvoyées par le stimulateur. Dans ce cas, le courant électrique généré pour la stimulation sera la fonction fondamentale du stimulateur demandé. Et aussi, il sera la sortie obligatoire pour la stimulation du quadriceps. Notons à titre de rappel que le courant de sortie sera défini par une fréquence comprise entre 20 et 50 Hz, une amplitude entre 60 et 80mA et une largeur d'impulsion inférieure à 250 μ s. Toujours, pour les besoins de la recherche et d'observation, nous définiront les positions angulaires dans les trois axes, la vitesse angulaire $\dot{\theta}$, l'erreur de suivi et la commande injectée comme sorties.

4.2.1.3 *Alimentations électriques*

Pour des raisons de sécurité le circuit du stimulateur doit être autonome. Pour éviter une électrocution directe de l'individu via le secteur d'alimentation tel qu'un transformateur ou un générateur. Donc l'utilisation de batterie sera primordiale. Il faudra envisager dans le circuit de conception l'alimentation des capteurs.

4.2.1.4 *Transfert des résultats et programmation*

L'orientation recherche de ce stimulateur exige la simplification de la reprogrammation de la loi de commande. L'addition de modules, comme les capteurs, peut-être envisageable. Le transfert de données sera essentiel pour communiquer les résultats soit via WIFI soit par câblage.

4.2.1.5 *Le temps réel*

La communication en temps réel pour visualiser les résultats en ligne sera exigée ainsi que la supervision du traitement de données au niveau du micro-processeur. Par conséquent, si la commande implémentée diverge et les exigences temps réel ne sont pas respectées, il sera très probable que cela soit la source de cette divergence.

4.2.2 *Conception*

La conception est l'élaboration de plusieurs étapes nécessaires pour la réalisation de notre stimulateur. Tout d'abord, nous proposons une architecture globale que nous matérialiserons au fur et à mesure, en passant par les logiciels de simulation.

4.2.2.1 Architecture du stimulateur

Dans cette partie nous proposons une conception de stimulateur commandé par un microcontrôleur et dont les résultats (angles du mouvement du genou, vitesse angulaire, la commande injectée) sont collectés en temps réel. Nous proposons l'architecture illustrée par la Figure.70 pour la mise en œuvre de notre maquette. Cette architecture favorise une meilleure étude des commandes proposées en application temps-réel.

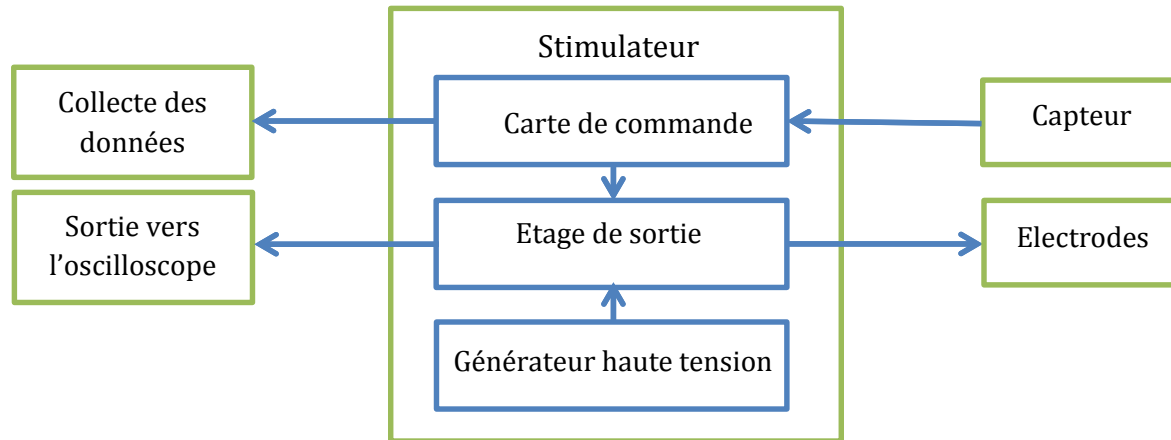


Figure 70. Architecture proposée du stimulateur à réaliser

4.2.2.2 Matérialisation

Le stimulateur à concevoir est sensé exciter le muscle avec un courant d'amplitude comprise entre 60 et 80mA. La différence de potentiel appliquée entre les électrodes et la résistance équivalente du muscle piloteront cette amplitude. Vu que la résistance du muscle est variable selon les individus et les moments, nous proposons d'ajouter un potentiomètre et de régler l'amplitude à l'oscilloscope branché aux bords d'une résistance placée en série avec les électrodes.

Nous concevrons puis simulerons notre circuit sous Proteus 8.6. La figure.71 englobe les différentes parties du stimulateur qui sont le générateur de haute tension, la carte de commande et l'étage de sortie.

4.2.2.2.1 Générateur de haute tension

Le générateur de haute tension est constitué principalement de portes inverseuses et de diodes. Chaque diode définit un étage de puissance monté en parallèle avec trois portes inverseuses. Le circuit intégré 4049 est conçu à base de 6 portes inverseuses. Il sera le composant clef pour la conception de cet étage [46]. Le générateur comporte au total 6 étages. Chaque étage fournit une énergie égale à l'alimentation du circuit (9v) (voir figure 71). Ce montage est proposé par les références [47] et [48]. Pour plus d'explication nous vous proposons de consulter la référence [47].

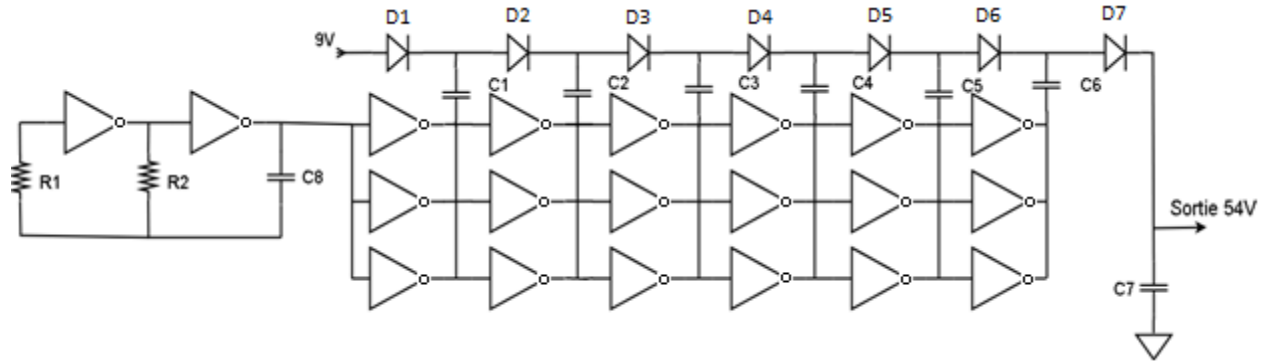


Figure 71. Schéma électrique du circuit de haute tension (pompe à diodes)

4.2.2.2.2 Carte de commande

Pour des raisons de simplicité nous utilisons une carte arduino mega 2560, elle sera décrite dans la partie réalisation et implémentation. Via cette carte, les données sont accessibles en temps réel. Pour cela, nous proposons d'avoir directement le tracé des figures sous MatLab 2014. La carte génère un signal carré dont l'amplitude est de 5v, la fréquence de 50Hz et la largeur d'impulsion calculée par l'équation de la commande étudiée auparavant.

4.2.2.2.3 Etage de sortie

L'étage de sortie constitué principalement d'un transistor et d'un potentiomètre. Le transistor BC546BP [49] et utilisé en mode de saturation (comme un interrupteur). Il permettra de fournir le voltage issu du générateur de haute tension aux électrodes. Il est commandé par le signal généré par la carte de commande. Le potentiomètre permettra de régler l'intensité du courant envoyé vers les électrodes. Le réglage s'effectuera en ligne à l'aide d'un oscilloscope monté en parallèle d'une résistance dite de puissance. Cette dernière est montée en série avec le potentiomètre.

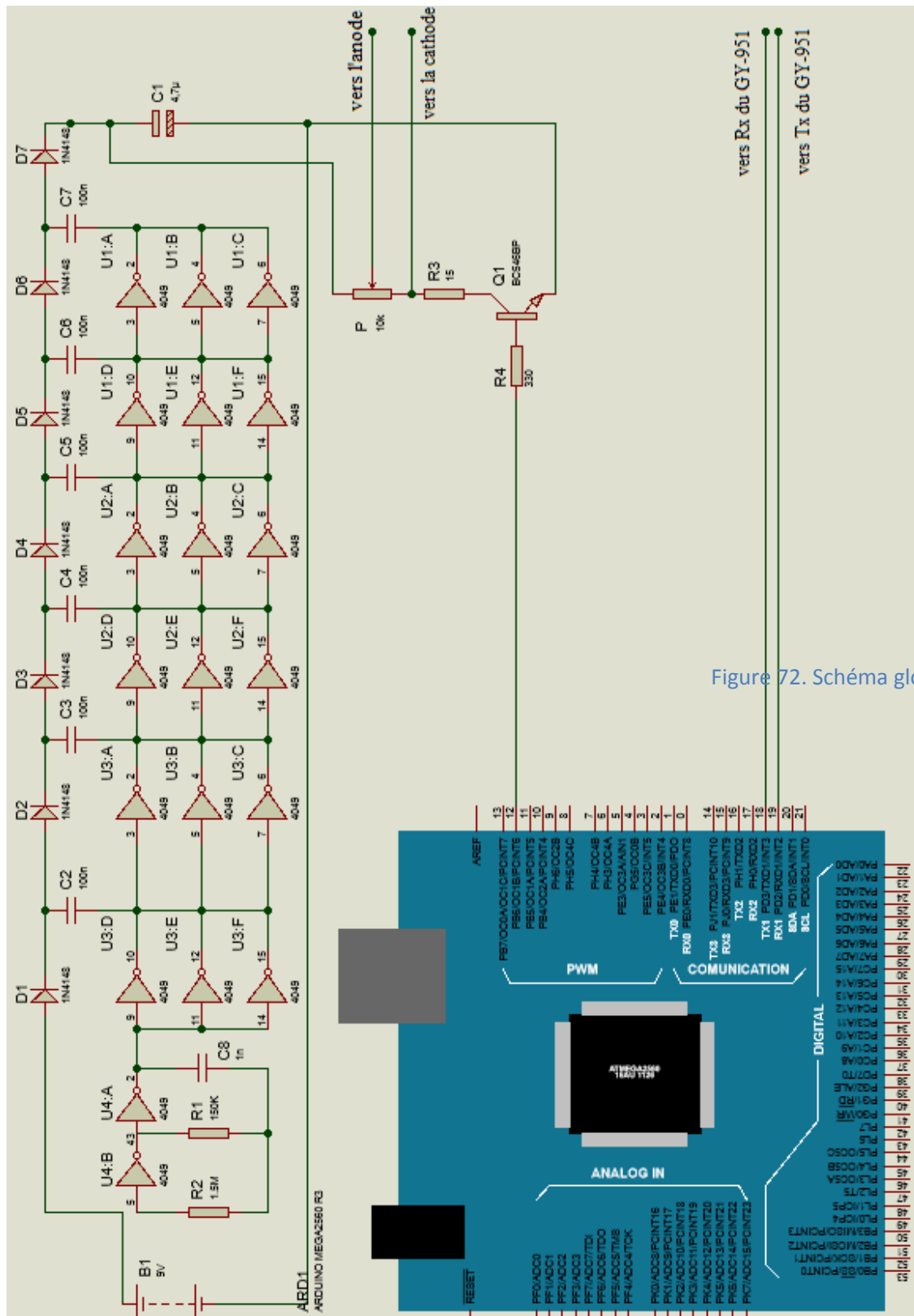


Figure 72. Schéma global de la conception sous P

Les valeurs des capacités et des résistances sont disponibles en annexe B.

4.2.3 Réalisation et implémentation

La figure.73 décrypte les différentes parties du montage global. La partie la plus fastidieuse est le montage du circuit de puissance réalisé sur la plus grande platine d'expérimentation.

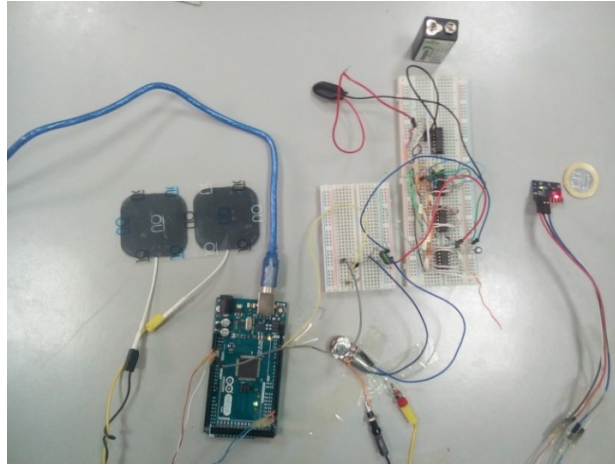


Figure 73. Stimulateur réalisé.

4.2.3.1 Carte de commande

Pour des raisons de flexibilité, nous optons pour l'utilisation d'une carte Arduino mega2560 [50] (voir figure.74). Cette carte est dotée de 54 entrées/sorties (e/s) dont 14 pwm, 16 entrées analogiques et 4 unités de communications émetteur/récepteur. Elle communique avec un ordinateur via un connecteur USB. Le contrôleur ATMega2560 [51] qu'elle contient permet la modification du programme en le téléchargeant sans passer par un programmeur à travers le connecteur USB dont elle est dotée. Nous la programmons plus tard sous l'environnement Arduino qui est lui-même basé sous l'environnement C++. Ce logiciel est gratuitement téléchargeable.



Figure 74. Carte de commande Arduino mega2560.

4.2.3.2 Capteur

Le capteur utilisé est un gyroscope à 9 degrés de liberté de type GY-951 (figure 75) [52], alimenté par la carte Arduino via le 5v et le GND. Il communique en série avec la carte de commande via RX et TX. Nous le fixerons à l'aide d'un sparadrap sur la partie intérieure du tibia juste au-dessus de la cheville pour avoir un maximum de précision.



Figure 75. Gyroscope (GY-951).

4.2.3.3 Electrodes

Les électrodes sont des éléments passifs utilisées comme interface entre le stimulateur et la peau. Nous utilisons deux électrodes (anode et cathode) figure.76. L'anode est placée sur la partie extérieure en haut de la cuisse et la cathode sur le bas de la cuisse sur le côté extérieur également. La figure suivante illustre les électrodes utilisées pour les tests expérimentaux. Elles supportent une puissance de 0.1 Watt/cm^2 . Elles sont humidifiées par un gel permettant la pénétration uniforme et homogène du courant électrique. Leurs caractéristiques sont mentionnées dans le document [53].



Figure 76. Électrodes.

4.2.3.4 Batterie

Pour des raisons de sécurité l'utilisation des batteries est obligatoire, une fois que le stimulateur est mis en fonction. En phase de test nous avons utilisé un générateur de tension stabilisée avec un courant plafonné. Sur la figure suivante nous visualisons l'image de la batterie à 9V utilisée et dont la capacité est de 175mAh.



Figure 77. Pile 9v rechargeable 170mah

4.2.4 Algorithme

Après l'élaboration de la loi de commande et l'assemblage des différentes parties du stimulateur, nous nous attachons dans ce titre à décrire puis à décrypter le programme qui a été implémenté dans la carte Arduino mega2560. Pour simplifier la description du programme, nous proposons l'organigramme de la figure 78.

Au moment 0, c.à.d. au moment de la mise sous tension de la carte de commande, le programme initialise tous les paramètres qui contribuent au calcul de la commande, voir annexe B. Nous avons programmé la sortie 12 de la carte Arduino mega2560 pour la génération d'un train d'impulsion de 50Hz d'une façon continue en initialisant la PW à 0. Pour cela il faut déclarer la bibliothèque pwm.h dans le programme principal. Ce train d'impulsion pilotera directement le transistor NPN qui va à son tour amplifier ce signal et stimuler le muscle. Le gyroscope se mettra en marche au même moment de la mise sous tension de la carte de commande. Une fois que ce capteur commence à transmettre en série les données, après son initialisation, un tri est effectué pour filtrer les données valides. La mise à disponibilité des valeurs de l'angle du genou permettra le calcul de la PW selon la loi de commande implémentée. A son tour, la PW est filtré de telle façon que si la valeur obtenue dépasse $250\mu\text{s}$, la PW sera fixée à $250\mu\text{s}$ et si elle est négative la PW sera nulle sinon elle sera égale à la valeur calculée. Cette PW est utilisée pour le changement de la largeur d'impulsion du signal de commande. Les données des angles, des erreurs et de la PW

seront transmises en série vers MatLab. Le nouveau calcul de commande sera en attente d'une nouvelle lecture du gyroscope.

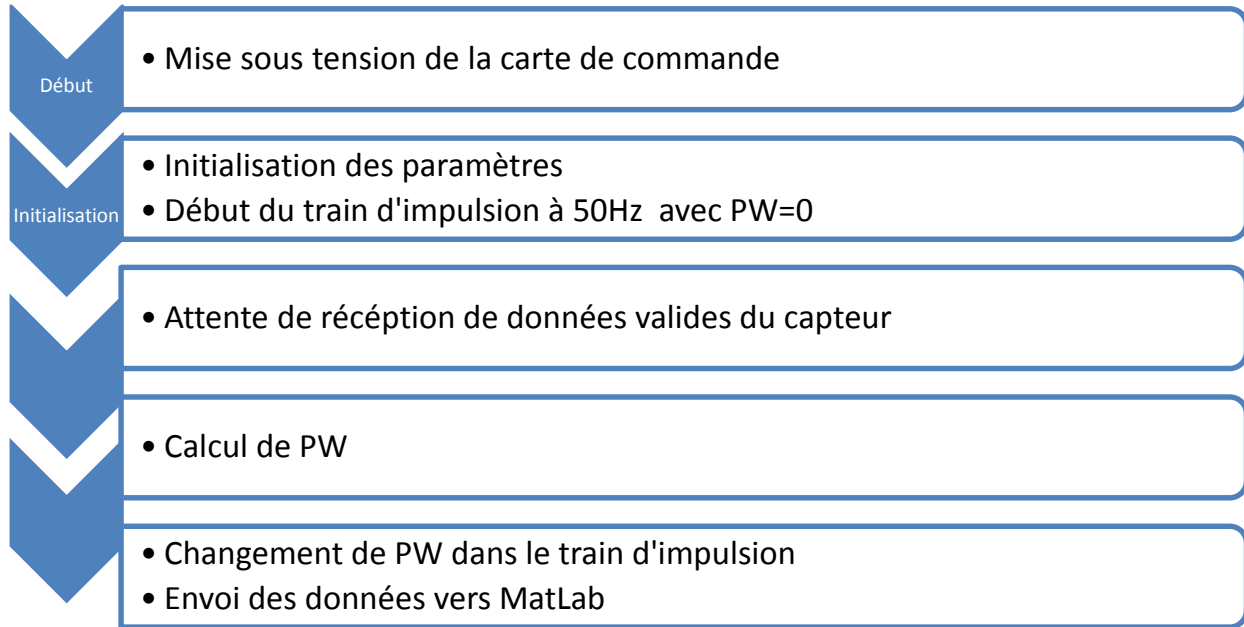


Figure 78. Schéma synoptique de l'algorithme du programme implémenté

4.2.5 Vérification du montage

La tension enregistrée à la sortie du générateur de tension est de 54v en continu. Après implémentation d'un programme générant un train d'impulsions sur la carte Arduino nous avons enregistré sur l'oscilloscope les résultats présentés par les figures 79, 81 et 81.

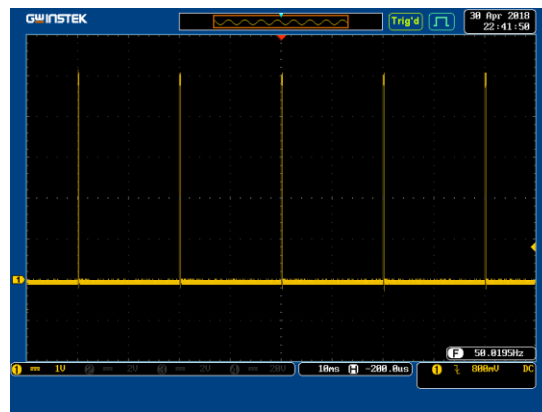


Figure 79. Train d'impulsion à 50Hz généré par la carte de commande

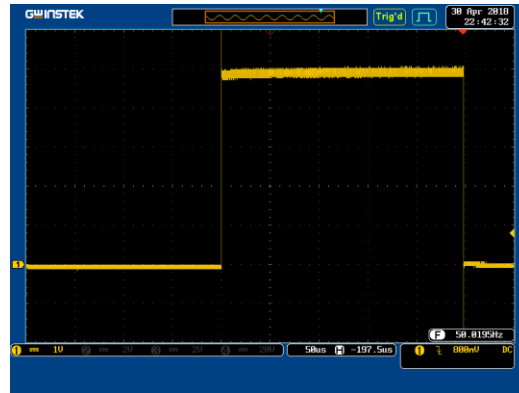
Figure 80. Largeur d'impulsion de 250 μ s.

Figure 81. Tension à la sortie du générateur de haute tension.

Les figures 79 et 80 vérifient les sorties après implémentation sur la carte de commande. La figure.79 illustre le train d'impulsions généré par la carte Arduino à une fréquence de 50Hz. Sur la figure.80, nous pouvons observer la largeur d'impulsion égale à 250 μ s. La tension générée par le circuit haute tension est observé dans la figure.81.

Après les tests effectués sur le matériel et la partie soft, nous avons implémenté le programme principal en choisissant le super-twisting comme commande.

4.2.6 Mise au point du stimulateur

Une fois que toutes les étapes étaient validées, nous avons tracé le circuit de haute tension et l'étage de sortie sous l'environnement PCB Layout de Proteus 8.6, (figure 82). Le circuit imprimé résultant est en double faces. La communication avec la carte Arduino est assurée par la connexion des connecteurs placés sur la face inférieure du circuit qui sera montée en étage supérieure de la carte de commande (voir figure.83).

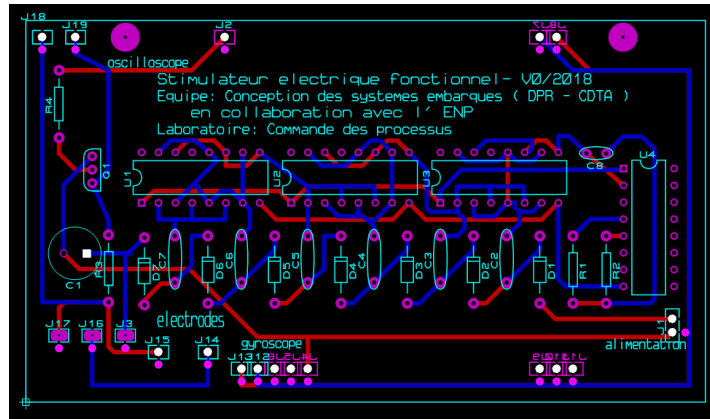


Figure 82. Circuit conçu sous l'environnement PCB Layout de Proteus 8.6

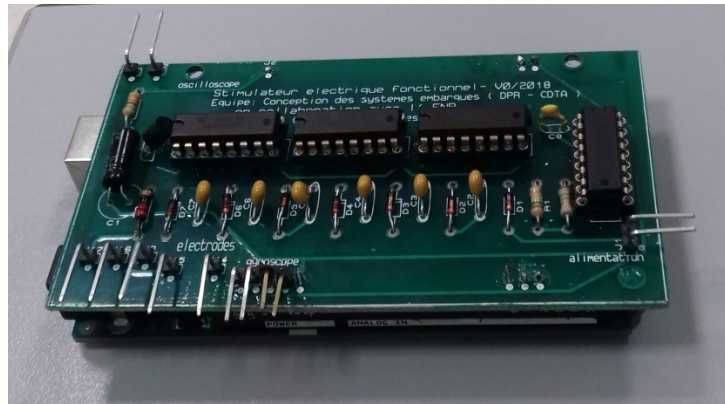


Figure 83. Stimulateur réalisé V0-2018

Nous effectuerons par la suite une conception sous l'environnement SolidWorks d'un boîtier pour isoler les soudures et protéger les différents connecteurs.



Figure 84. Conception du boîtier du stimulateur sous l'environnement SolidWorks

Cette structure est réalisée par impression 3D. Le stimulateur réalisé est illustré par la figure 85.



Figure 85. Le stimulateur V0-2018

4.3 2^{ème} Partie : tests et résultats

Le test sur personnes paraplégiques nécessite environ une année d'entraînement [34]. Ce qui nous a menés à choisir pour les tests que des personnes valides. Nous justifions aussi le choix du super-twisting comme commande, par le fait qu'elle nous permet de passer aux tests sans effectuer l'identification des paramètres du système dynamique (pour chaque individu), nécessaire pour implémenter les autres commandes étudiées. Ainsi le passage direct aux tests est possible. Le test expérimental est illustré par la figure 86.

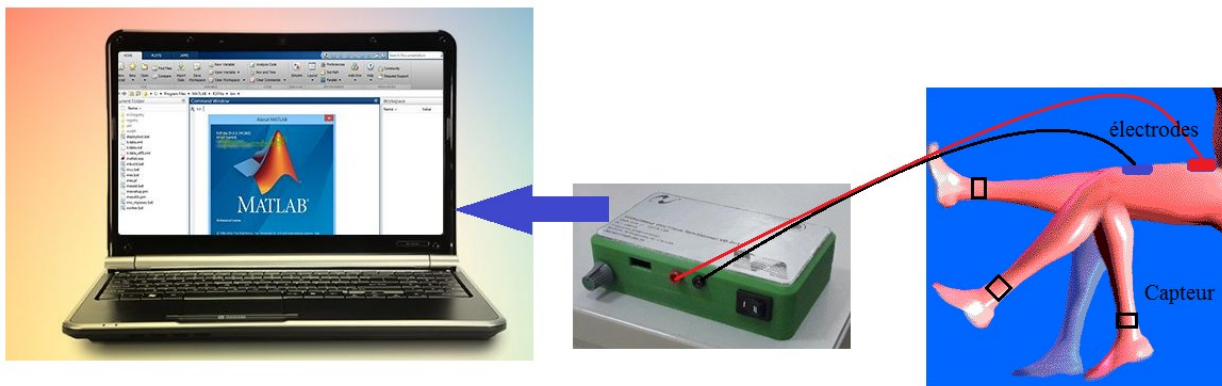


Figure 86. Test expérimental

Les figures qui suivent illustrent les angles effectués par le genou sur les trois axes, l'erreur de la poursuite en position du genou, la vitesse angulaire de l'extension ainsi que la commande PW qui définit la largeur d'impulsion du signal de la stimulation. Nous rappelons que le sujet est en position assise et le reste de sa jambe est libre à osciller.

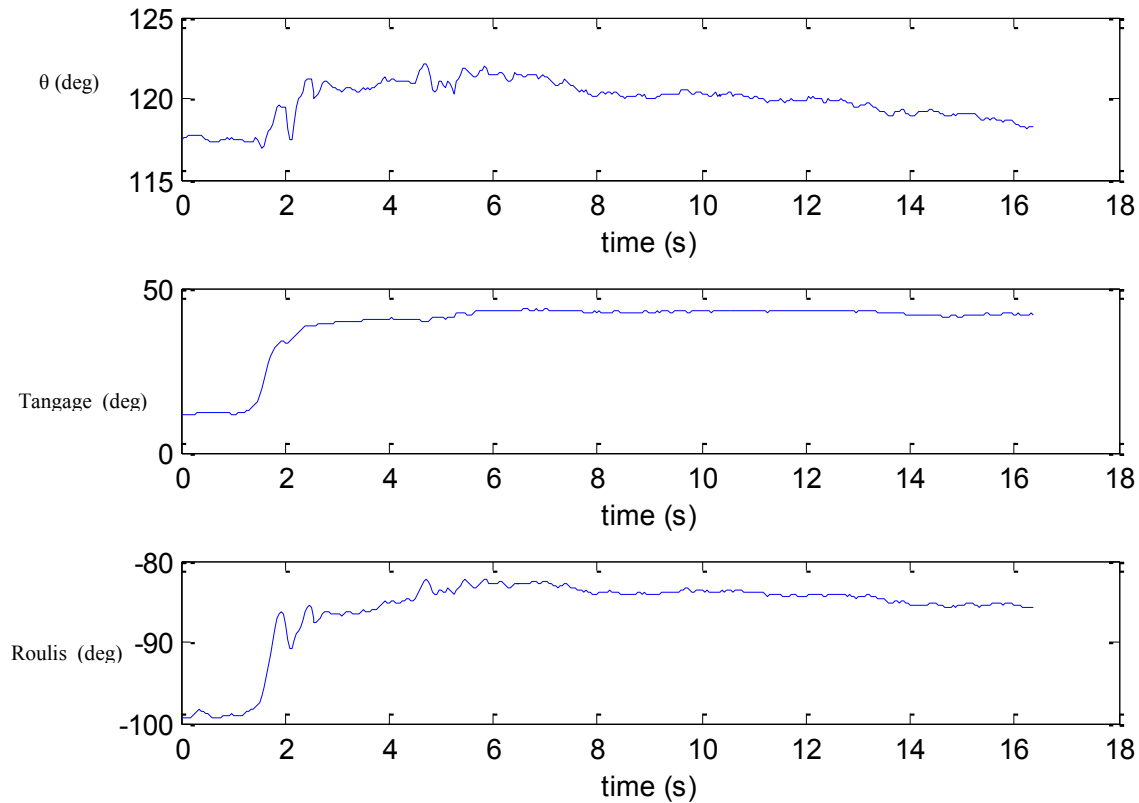


Figure 87. Angles de rotation effectués par le genou

Les mouvements de lacet (rotation au tour de l'axe Z), de tangage (rotation au tour de l'axe X) et de roulis (rotation au tour de l'axe Y) traduisent respectivement les termes (yaw, pitch et roll). Les résultats des figure.87, figure.88 et la figure.89 sont envoyés par le capteur à la carte de commande. L'extension du genou peut être représentée par le mouvement du tangage celle du milieu. La commande injectée au système est représentée par la figure.88.

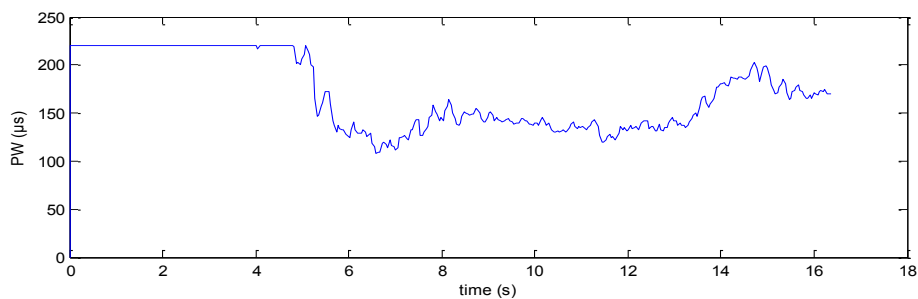


Figure 88. Largeur d'impulsion : la commande PW

Dans la figure.89, nous pouvons observer le résultat de la commande en poursuite, l'erreur de la poursuite ainsi que la vitesse calculée d'extension du genou.

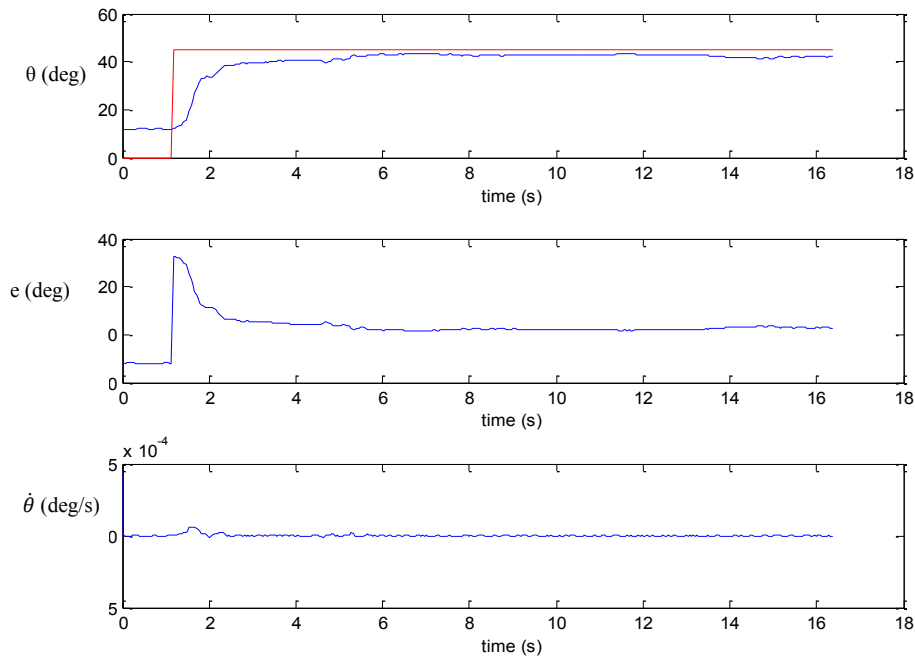


Figure 89. Poursuite, Erreur de la poursuite et Vitesse angulaire (de haut vers le bas respectivement)

4.4 Analyse et discussion

L'extension ou le tangage est le mouvement contrôlé par cette étude. Les autres mouvements lacet et roulis sont dus au mouvement même de l'extension du genou et à la contraction musculaire du quadriceps et les autres muscles de la cuisse affectés par la stimulation. Ce qui justifie le mouvement enregistré sur les trois axes, voir figure.87.

Dans la figure.89, nous pouvons observer l'évolution de la poursuite, l'erreur et la vitesse angulaire calculée. L'erreur est de l'ordre de 1° à 2° environ que nous considérons satisfaisante (par rapport à la tolérance d'erreur de 5° de la marche d'une personne valide) mais n'atteint pas zéro comme l'est le cas en simulation. Ainsi nous remarquons que la vitesse angulaire calculée ne représente pas réellement l'évolution de la poursuite. Ce qui peut être la résultante directe de la négligence des contraintes temps réel ou de la programmation. Il est à noter aussi qu'après analyse du vecteur temps, nous avons remarqué que la durée entre deux échantillons dépasse souvent 20ms (50 Hz) ce qui implique un blocage de la commande pour une à deux impulsions de plus au lieu que ça soit pour chaque impulsion.

4.5 Conclusion

L'étude théorique de la commande nous a permis, tout d'abord, d'établir le cahier des charges. A son tour, ce dernier a permis de mettre en évidence les exigences à satisfaire pour la

réalisation du stimulateur, d'où le choix de ses différentes parties. Le programme qui a été implémenté sur la carte de commande n'est que la résultante directe du choix du capteur et l'équation de la loi de commande. La conception du stimulateur permet une utilisation simple pour les tests sur individu et elle permet aussi une implémentation facile de nouvelles lois de commande.

Les résultats du test sur personne valide ont révélé une erreur stationnaire d'environ 2° que nous considérons satisfaisante. Cette erreur stationnaire peut être due à plusieurs facteurs tels que les contraintes temps-réel ou la lecture du capteur.

Chapitre 5

5 Amélioration des performances par analyse temps réel

5.1 Introduction

Avant chaque réalisation d'un système embarqué, l'évocation des contraintes temps-réel est inévitable. Dans le cas de cette étude, le besoin de considérer des contraintes temps-réel était systématiquement présent lors de la réalisation du stimulateur. En effet, après le lancement des tests de la commande adaptative étudiée dans la première partie, nous avons constaté que certaines réceptions de données transmises par le capteur étaient perdues. De ce fait, la focalisation sur les paramètres temps réel est primordiale. Ainsi nous aurons un avis plus concret sur l'évolution de ces contrôleurs en ligne.

Dans ce chapitre, nous allons voir dans un premier volet, quelques définitions phares du temps réel. Puis, nous enchainons ces définitions par la description d'une méthode d'optimisation des ressources matérielles existantes pour l'amélioration de l'exécution des tâches. Et en deuxième volet, une architecture de système d'exploitation va être proposée, réalisée puis implémentée et testée dans un environnement virtuel.

5.2 Introduction aux systèmes temps réel

Un système temps réel est un système capable de piloter un procédé physique à une vitesse adaptée à l'évolution de ce procédé (figure.90). Dans d'autres termes il sera capable de délivrer des résultats exacts dans des délais imposés [54]. Actuellement, les systèmes temps réel sont utilisés dans notre quotidien tel que la bourse, l'aéronautique, le transport ferroviaire, l'automobile ou le multimédia. Cette interaction entre environnement et système informatique est à l'origine de l'appellation système réactif. [55]. Nous allons introduire plus bas quelques définitions essentielles pour la compréhension du principe du temps réel.

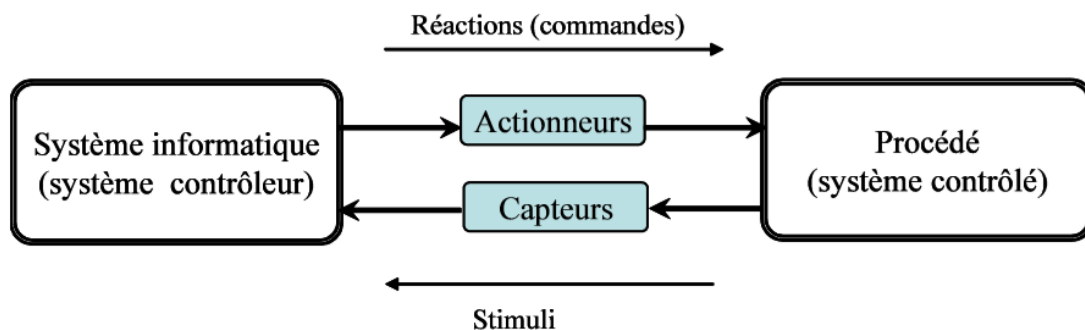


Figure 90. Système temps réel

5.2.1 Définition d'une tâche temps réel

Les tâches temps réel peuvent être définies par leur date d'activation, leur durée d'exécution, leur période d'activation et leur délai critique [56] (figure.91):

- Date d'activation r_i : ou date de réveil (offset). Cette date valorise le moment de la première activation de la tâche T_i . Si plusieurs tâches ont la même date d'activation, elles seront appelées synchrones.
- Durée d'exécution C_i : le temps requis pour que le processus exécute la tâche T_i . Généralement, ce paramètre est appelé le pire temps d'exécution (Worst-Case Execution Time WCET) sur le processeur auquel elle est affectée.
- Période d'activation P_i : La durée de temps entre deux activations de deux instances successives de T_i .
- Délai critique D_i : Le temps accordé à la tâche pour terminer son exécution. Chaque tâche T_i doit terminer son exécution avant D_i après la date de son activation. Le dépassement de cette date limite produit un échec d'exécution temporelle.

La tâche temps réel peut être endormie, prête, en exécution ou en attente. Les conditions des transitions entre ces états sont mentionnées dans la figure.92. L'algorithme d'ordonnancement du noyau temps réel décide de l'état d'une tâche donnée.

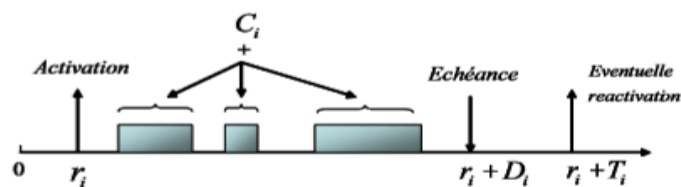


Figure 91. Modèle d'une tâche temps réel

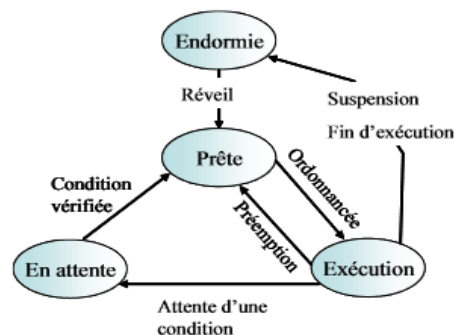


Figure 92. Etat d'une tâche temps réel

5.2.2 Algorithmes d'ordonnement

Les algorithmes d'ordonnement sont classés selon leurs types de priorités ; fixe ou dynamique. Quand la priorité est constante (fixe), nous distinguons deux catégories :

Rate Monotonic Scheduling (RMS): Ou ordonnancement à taux monotone. Le RMS est un ordonnancement à priorité fixe en ligne. Dans cet ordonnancement, il est attribué la priorité la plus forte à la période la plus petite [57].

Deadline Monotonic Scheduling (DMS): Ordonnement à délais critique monotone. Dans l'ordonnement DMS, la priorité est inversement proportionnelle aux délais critiques des tâches. c.à.d la priorité la plus forte au délai le plus court [58].

Le deuxième type d'ordonnement se distingue par la dynamique de des caractéristiques temporelles des tâches. Sa priorité est variable.

Earliest Deadline First (EDF) : Ordonnement par le choix de la plus proche échéance pour l'exécution. C.à.d. la priorité la plus forte est attribuée à la tâche dont l'échéance arrive au plus tôt [59], [60].

Least Laxity First (LLF): ou Ordonnement où la plus forte priorité est attribuée à la plus petite laxité. La laxité est définie par la date d'échéance moins le pire temps d'exécution et l'instant d'exécution [61], [62].

Une autre classification de types temps réel peut être définie : le temps réel dur ou le temps réel souple. Le système temps réel est appelé dur ou strict quand les caractéristiques de ses tâches ne sont pas flexibles. Leurs exécutions sont primordiales. C'est le cas dans la gestion des voies ferrées par exemple. Il est dit temps réel souple quand les caractéristiques de ses tâches sont sujettes à des modifications pendant l'exécution du système. On peut trouver ce genre de système dans le multimédia ou la bourse.

5.3 Simulation du comportement temps réel du système à contrôler

Pour intégrer les algorithmes de contrôle, il faut définir les différents paramètres temps réel tels que la politique d'ordonnement, les tâches et leurs caractéristiques. En fait, le fait de ne pas satisfaire les contraintes temps réel entraîne une mauvaise stimulation.

Des travaux traitant de FES impliquant des contraintes temps réel existent, comme celui réalisé par Heliot [63] qui propose une méthode pour fournir en temps réel un signal de synchronisation pour les mouvements cycliques. Aussi, dans [64], Agnelo a proposé d'ajuster les

paramètres de stimulation en temps réel. Cependant, ces travaux ne traitent pas la satisfaction des contraintes temps réel. Il est prévisible que la satisfaction de ces contraintes a un impact significatif sur les performances de la FES, c'est la partie que nous allons traiter dans ce titre.

5.3.1 Simulation du comportement temps réel

Il est effectivement rare d'évoquer le temps réel quand nous effectuons un travail de simulation. En 2006, J. Guardia et al proposent un noyau temps réel sous l'environnement Simulink de MatLab. L'implémentation des lois de commande dans cet environnement procurera désormais une prédiction plus sûre du comportement de la commande dans le système réel.

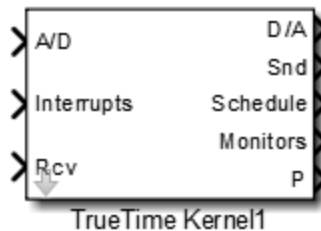


Figure 93. Noyau temps réel True time

5.3.2 Sélection de la fréquence d'échantillonnage

Pour des raisons théoriques ou même pratiques, le choix de la fréquence d'échantillonnage est d'une grande importance. L'intervalle de cette fréquence doit être borné. Nous noterons, d'une part, que pour un temps d'échantillonnage supérieur à $T_{s_{max}}$, le système diverge et, d'autre part, s'il sera inférieur à $T_{s_{min}}$ le système sera conditionné. Un système est dit conditionné lorsque sa réponse est ralentie et, dans notre cas, il ne peut pas atteindre la référence de l'angle du genou ($\pi / 2$). Le résultat précédent est visible sur la figure.94 où nous observons plusieurs réponses suivant des temps d'échantillonnage différents.

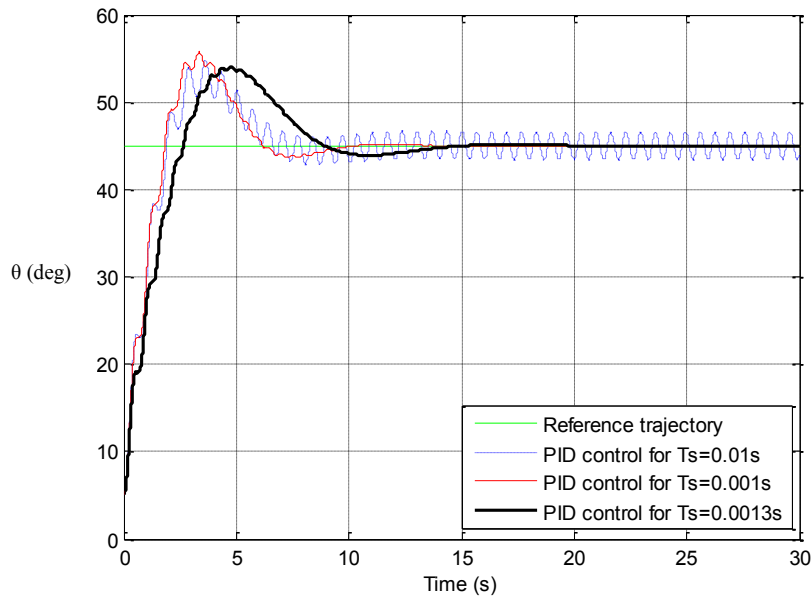


Figure 94. Réponse des deux membres inférieurs : avec un temps d'échantillonnage différent pour le sujet P1, la ligne en pointillés est pour le temps d'échantillonnage $T_s = 0.01s$, la ligne continue fine est pour $T_s = 0.001s$ et la ligne pleine épaisse est pour $T_s = 0.0013s$.

Dans une première partie de tests, et avant d'introduire des contraintes temps réel, nous avons fait varier le temps d'échantillonnage manuellement pour l'obtention de la valeur de l'intervalle $[T_{smin}, T_{smax}]$ en appliquant une commande PID.

5.3.3 Implémentation du système

Nous supposons que les tâches T1 et T2 génèrent la commande pour la première et la seconde jambe, respectivement. Ainsi, les périodes P1 et P2 sont considérées comme des contraintes dures et ne peuvent être modifiées. T3 est la tâche qui génère les nouvelles valeurs des paramètres d'adaptation du PID. Puisque la dynamique des paramètres d'adaptation est généralement lente, T3 est considérée comme une contrainte souple. Nous définissons : $P1=P2=0.001s$, $C1=C2=0.0002s$, $P3=0.05$ et $C3=0.04$.

Pour cette étude nous avons choisi EDF en tant que politique d'ordonnancement. L'algorithme EDF permet l'utilisation maximale du processeur (100%) tout en garantissant l'ordonnancement des tâches.

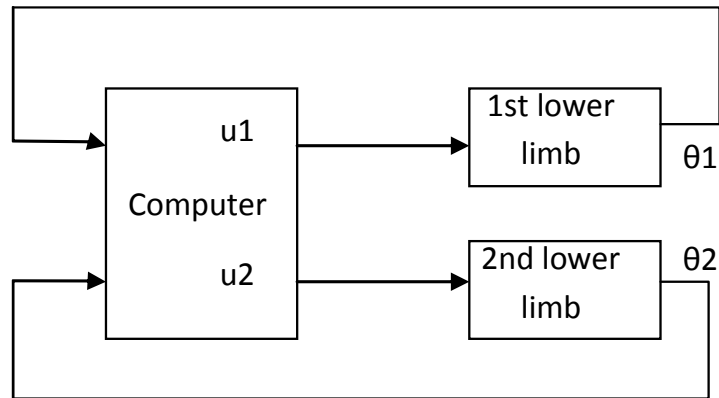


Figure 95. Système simulé sous Simulink

5.3.4 Résultat en boucle ouverte et discussion

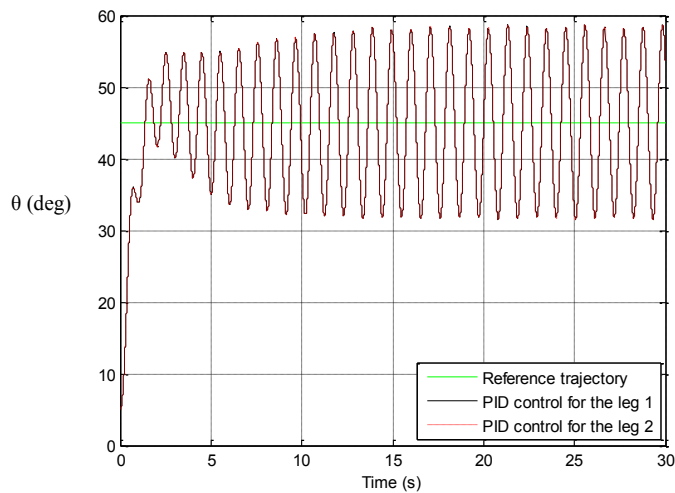


Figure 96. Réponse pour une planification en boucle ouverte des deux membres inférieurs. La ligne pleine est pour la première jambe et la ligne pointillée pour la deuxième jambe.

Bien que la période d'échantillonnage soit respectée, le système est instable. En se focalisant sur les paramètres temps réel nous avons remarqué que l'utilisation théorique du processeur est de 120%. Nous notons que l'utilisation théorique du processeur peut être exprimée comme suit

$$U(t) = \sum_1^n \frac{Ci(t)}{Pi(t)} \quad (51)$$

Où n est le nombre de tâches.

Pour tenter d'expliquer ce qui s'est réellement passé, nous prenons à titre d'exemple la figure.97. Cette figure illustre deux exemples d'ordonnancement EDF. Dans le premier exemple, l'utilisation est égale à $14/15 = 0,93$ et les deux tâches accomplissent leurs contraintes temps réel. Alors que, dans le second exemple, l'utilisation est égale à $19/15 = 1.26$, les deux tâches manquent leurs échéances après les premières exécutions.

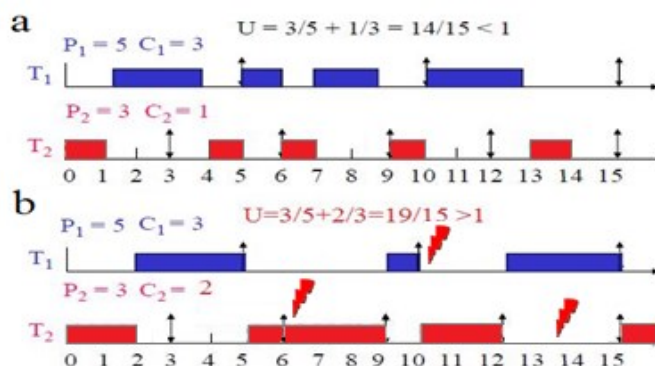


Figure 97. Ordonnancement EDF

5.4 Ordonnancement par commande rétroactive

Nous nous intéressons, dans ce qui suit, au principe de l'ordonnancement par commande rétroactive (Feedback control Scheduling (FS)) [65], [66]. Le FS est considéré comme une technologie prometteuse pour la gestion des ressources. Il consiste à sélectionner des périodes d'échantillonnage pour des tâches en temps réel exécutées par des ressources informatiques limitées. De plus, FS a été efficacement appliqué dans les systèmes de contrôle [67] - [70]. Les principes de l'architecture d'ordonnancement à rétroaction standard sont illustrés dans la Figure 98.

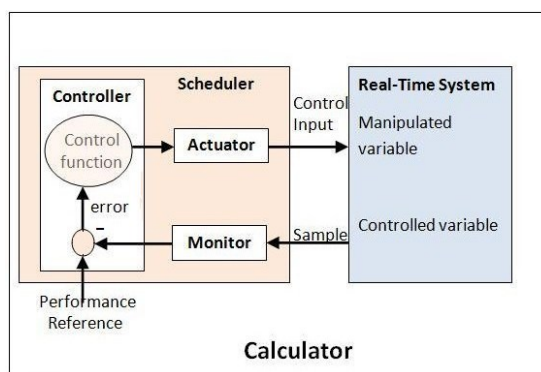


Figure 98.Principe du FS

L'application du FS est possible lorsque certaines des tâches système sont souples. Par conséquent, FS contrôle l'utilisation du processeur ou le ratio des tâches manquées, ou les deux, en agissant sur les contraintes de la tâche.

La contribution principale de cette partie est l'étude de la réponse du système en prenant en compte les contraintes temps réel des tâches qui le composent (souples ou dures).

Dans cette partie, nous cherchons un moyen de tirer parti du concept de la planification de la rétroaction afin de contrôler l'utilisation de la CPU. En d'autres termes, comment pouvons-nous organiser les différentes tâches qui seront exécutées par le processeur afin d'avoir une meilleure réponse du système. Notez que l'utilisation du processeur fait référence à l'utilisation des ressources de traitement. La figure 99. Illustre l'architecture du FS que nous proposons.

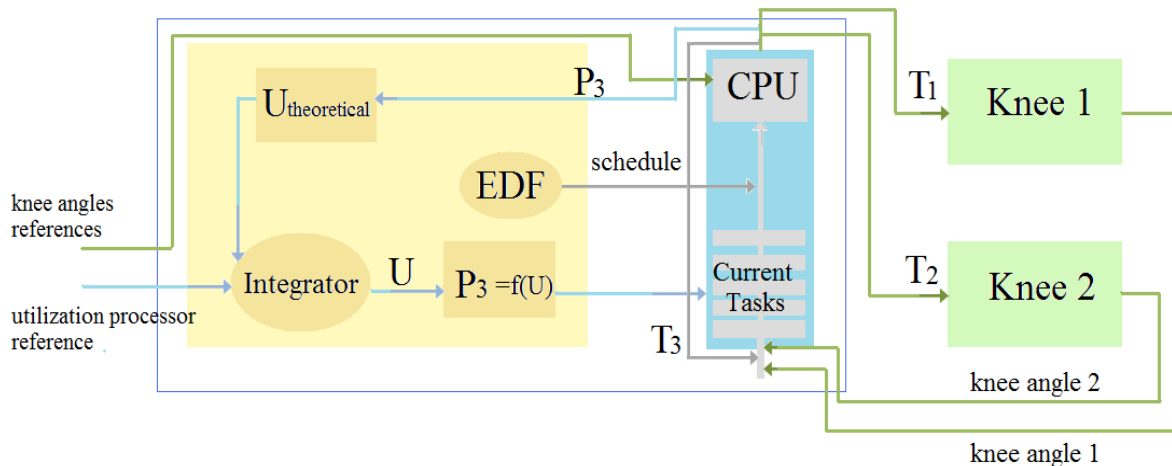


Figure 99. Architecture proposée pour la commande du système en temps réel

5.4.1 Résultats

Ce second test de simulation est effectué en boucle fermée. Nous commandons l'utilisation du processeur par un contrôleur Intégral (I) en agissant sur la période P_3 . Les contraintes temps réel sont définies telles qu'elles étaient décrites dans la section précédente. Ainsi, T_1 , T_2 et T_3 sont les trois tâches qui composent le système.

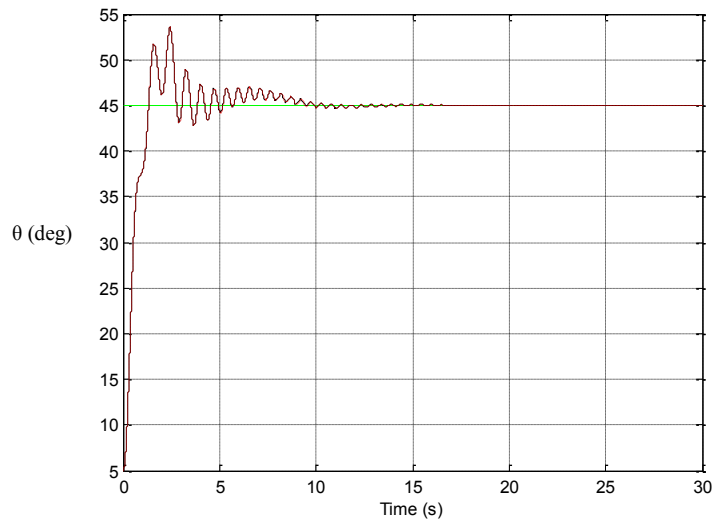


Figure 100. Réponse pour une planification en boucle ouverte des deux membres inférieurs avec le même échantillonnage $T_s = 0,001s$, et pour le même WCET = $0,0002s$, la ligne pleine est pour la première jambe et la ligne pointillée pour la deuxième jambe.

Dans ce qui suit, nous observons à la fois le pourcentage d'utilisation (figure.101) et la période P3 de la tâche 3 (figure.102) en fonction du temps. En conséquence, la courbe de la figure.101 illustre la variation de l'utilisation théorique qui correspond à la référence que nous avons imposée, c'est-à-dire 90%. Généralement, dans le cas de l'utilisation du processeur, nous imposons une référence inférieure à 100% pour des raisons préventives.

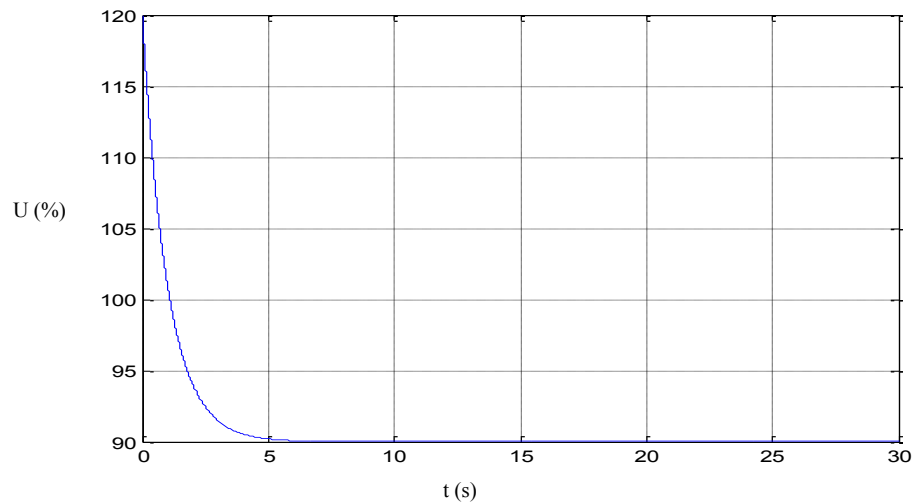


Figure 101. La commande PID de l'utilisation du processeur $U_{ref}=90\%$. $P=0, I=1, D=0$

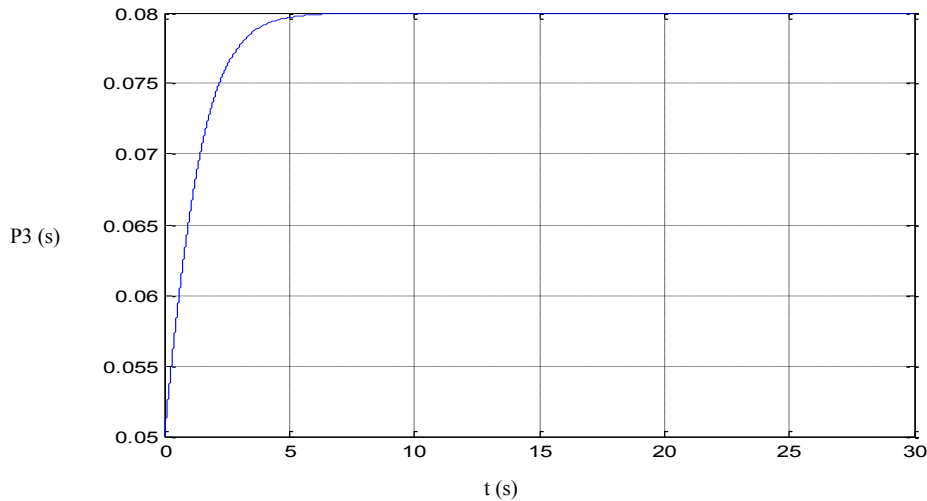


Figure 102. Courbe de la période P3 utilisée pour le contrôle de l'utilisation

De plus, la courbe de la figure.102 montre la variation de la valeur P3 qui se stabilisera à la valeur de 0,08s.

5.4.2 Discussion

Dans la figure.96, les mouvements des genoux sont instables. Ce dernier est causé par la saturation du processeur où l'utilisation théorique était de 120%, ce qui signifie que le processeur est surchargé et que 20% de la charge de travail n'est pas exécutée (certaines tâches sont manquées). Par conséquent, les commandes de contrôle exécutées T1 et T2 sont sujettes à des retards conduisant à l'instabilité du système.

Lorsque nous fermons la boucle pour contrôler l'utilisation du processeur (Figure. 100) par le contrôleur intégral, les mouvements des genoux suivent la référence, l'utilisation suit la référence imposée qui est de 90% (Figure.101) et la période P3 a varié de 0.05s à 0.08s. La commande de la période P3 a permis l'amélioration de la réponse globale du système.

5.5 Conclusion

Tout d'abord, nous avons défini l'intervalle des fréquences d'échantillonnages valables pour la commande du système. Comme l'étude fréquentielle n'est pas disponible, nous avons obtenu les limites de cet intervalle par une méthode d'essai et d'erreur: la limite supérieure est de l'ordre de 0,01s et la limite inférieure est de 0.00001s.

Nous avons vu dans un premier titre qu'une surcharge de l'utilisation du processeur peut entraîner une instabilité du système à commander. Dans un second titre, en utilisant les mêmes ressources matérielles et en réorganisant les contraintes temps réel, nous avons réussi à stabiliser le système global par la commande de l'utilisation du processeur.

Conclusion générale

Nous avons abordé plusieurs volets dans ce travail de recherche. Commencant par la décortication du modèle dynamique du mouvement du genou en position assise où nous avons justifié le choix d'ajouter le cas optimal pour une meilleure analyse du comportement de la commande appliquée aux personnes paraplégiques. Par la suite, nous avons proposé d'appliquer une commande en couple pour assurer la continuité du modèle dynamique. Ainsi une nouvelle écriture de l'équation du mouvement est proposée.

Dans cette étude, nous implémentons et comparons quatre contrôleurs, un double PID, Backstepping, Backstepping avec action intégral et Super-Twist pour la commande du genou paraplégique. L'utilisation de ces contrôleurs assurant la convergence globale et améliore la qualité du contrôle du mouvement paraplégique du genou. Nous avons vu que le contrôleur super-twisting possède les meilleures métriques, ajoutant à cela qu'il ne dépend pas des paramètres du système, mais son inconvénient majeur est sa sensibilité aux variations des paramètres. Par conséquent, nous avons confectionné un Super-Twist adaptatif plus tard. Il est à noter aussi que pour démontrer la convergence de ces contrôleurs, nous avons défini le couple de rééducation du quadriceps comme une commande. La largeur d'impulsion est déduite de ce couple. Ceci permet un contrôle continu en évitant la dés-convolution qui dépend du calcul numérique telle qu'utilisée dans la littérature.

Par la suite, nous avons réalisé un stimulateur qui a permis d'avoir une vision pointue du comportement de la commande implémentée en pratique. Mais plusieurs paramètres doivent être améliorés tel que : la prise en charge de la sécurité de l'individu en cas de claquage du transistor de l'étage de sortie, par exemple. Nous rappelons aussi que l'implémentation de l'étude temps réel est nécessaire pour améliorer le temps de traitement qui dépasse actuellement la fréquence de commande.

L'absence de l'étude fréquentielle nous a mené à cerner l'intervalle des fréquences d'échantillonnages par une méthode d'essai et d'erreur. Ainsi, les périodes d'échantillonnage seront valables si et seulement si elles seront comprises dans l'intervalle $[0.00001s, 0.01s]$.

Dans le dernier titre nous avons démontré que la négligence des contraintes temps réel peut être à l'origine des pertes de performances d'une commande implémentée sur un système. Pour y remédier nous avons proposé d'utiliser le principe du FS. Dans notre application la commande de stimulation du quadriceps a été décomposée en trois tâches temps réel de telle sorte que deux tâches exécutent le contrôle et la troisième calcule les nouveaux paramètres d'adaptation du contrôle implémenté. Un contrôleur intégré en FS a été utilisé pour améliorer l'utilisation du processeur en ajustant la période de la troisième tâche. En optimisant l'utilisation des ressources et en satisfaisant les contraintes temps réel des tâches, nous avons atteint 90% de l'utilisation du processeur. Par conséquent, la nouvelle réponse du genou s'est considérablement améliorée.

Les résultats pratiques obtenus restent satisfaisants, mais les tests sur des personnes paraplégiques est plus qu'indispensable pour plus de viabilité et une meilleure planification de l'orientation de la recherche dans ce domaine.

Perspectives

Bien que la commande des muscles soit considérée comme mature dans la littérature, nous dénombrons plusieurs problèmes rencontrés durant cette étude. En premier lieu, nous dévoilons le problème de la fréquence d'échantillonnage minimale. Où, nous précisons que pendant nos simulations nous avons constaté qu'à partir d'une période supérieure à 10ms le système divergeait. L'importance de la connaissance de la valeur de cette dernière n'est pas que théorique ; cette valeur va définir le critère de sélection des capteurs utilisés pour le système en pratique. La question qui se posera est : est-ce que cette valeur est due aux paramètres internes du logiciel de simulation ou plutôt elle est due aux caractéristiques propres au système ?

En deuxième lieu, nous proposons d'utiliser des électrodes adaptées pour la lutte contre la fatigue. Cette proposition est faite suite à l'observation du phénomène de la fatigue précoce, même chez le sujet sain. Dans le même sens, la stimulation des muscles via des électrodes transcutanées avec un signal monophasique provoquerait des brûlures si la durée dépasse une dizaine de minutes. Pour y remédier, nous suggérons pour tous les travaux futurs d'utiliser des signaux d'allure bi-phasique asymétrique.

Une autre contrainte a été observée, au cours de l'étude rapportée dans le deuxième chapitre. Rappelons que le quadriceps est responsable de l'extension du genou. La valeur de l'angle d'équilibre est dans ce cas la limite inférieure de l'angle à commander. Cette remarque implique la nécessité de modéliser la flexion du genou, en agissant sur l'ischio-jambier, si la référence à suivre passe en dessous du point d'équilibre. Cette modélisation redéfinira le système global comme un modèle hybride.

Nous soulignons que plusieurs parties du stimulateur réalisé dans cette étude doivent être améliorées telle que la sécurité de l'individu. Ceci justifie le test appliqué sur une personne unique. Aussi, d'éventuels changements peuvent être envisagés pour répondre aux exigences de l'actualité telle que : la communication wifi des capteurs et des électrodes avec le stimulateur.

Nous finalisons ce manuscrit par la proposition de l'utilisation des données disponibles dans la littérature pour une commande, à la fois, en fréquence et en PW. Ou même, utiliser le signal

en double impulsion, puisque cela augmenterait le couple produit (ce qui est recherché pour les patients paraplégiques).

Annexe

	Age (yrs)	Weight (Kg)	Height (m)	Lesion level	Time from SCI (yrs)	Ashwort h scale	J (Kg·m ²)	m (Kg)	l (cm)	B (N.m.s/r ad)	λ (N.m/rad)	F (1/rad)	ω (rad)
H1	27	74	1,82	-	-	-	0,377	4,05	25,3	0,377	1,199	-0,486	2,548
H2	27	77	1,8	-	-	-	0,358	4,63	23,9	0,311	4,679	0,041	2,427
H3	27	74	1,83	-	-	-	0,399	4,38	24,8	0,4	3,657	-0,031	2,71
H4	26	65	1,75	-	-	-	0,375	3,83	23,7	0,305	4,49	0,257	2,701
H5	27	75	1,8	-	-	-	0,384	4,36	24,3	0,332	3,889	-0,079	2,412
P1	30	76	1,8	T4	8	1	0,362	4,37	23,8	0,27	41,208	2,024	2,918
P2	32	62	1,72	T9	10	0	0,292	3,42	23,1	0,302	3,761	1,317	2,52
P3	25	85	1,78	T3/T4	4	1	0,394	4,76	23,3	0,289	15,352	1,644	3,896

Table a- Data table of Healthy and Paraplegic person parameters

[34]

	E-20%	G-20%	B-20%	m-20%	j-20%	n-20%	λ-20%	w-20%	E-20%	G+20%	B+20%	m+20%	j+20%	n+20%	λ+20%	w+20%
D-PID	1.02	1.27	0.97	0.99	0.91	0.98	1.00	1.00	0.95	0.90	1.00	1.19	1.01	1.08	0.98	1.00
Badsteppin	0.90	1.17	1.00	0.83	0.95	0.95	0.97	0.91	0.92	0.84	1.00	1.25	0.89	1.07	0.94	0.95
Badsteppin	1.06	1.23	1.00	0.86	0.92	0.91	1.03	1.01	1.00	0.90	1.04	1.21	1.13	1.12	0.97	1.00
Super-Twist	0.85	1.15	0.95	0.88	0.92	0.95	0.94	0.94	0.93	0.95	0.92	1.08	0.94	1.05	0.91	0.85
Reference	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00

Valeurs des pourcentages de la erms par rapport au changement des paramètres d'identification pour P2 de 20%

	E-50%	G-50%	B-50%	m-50%	j-50%	n-50%	λ-50%	w-50%	E-50%	G+50%	B+50%	m+50%	j+50%	n+50%	λ+50%	w+50%
D-PID	1.10	1.76	1.01	1.27	1.03	0.79	0.99	1.02	0.99	0.87	1.00	1.49	1.22	1.23	1.01	1.02
Badsteppin	0.89	1.71	1.00	1.05	0.95	0.72	0.91	0.97	0.85	0.75	1.03	1.45	0.98	1.15	0.94	0.98
Badsteppin	1.08	1.91	0.97	1.37	1.01	0.82	0.95	1.04	0.99	0.82	1.04	1.55	1.08	1.25	1.00	1.03
Super-Twist	0.89	1.69	0.92	1.02	0.95	0.91	0.94	0.96	0.95	0.94	0.94	1.40	0.95	1.12	0.85	0.82
Reference	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00

Valeurs des pourcentages de la erms par rapport au changement des paramètres d'identification pour P2 de 50%

	E-20%	G-20%	B-20%	m-20%	j-20%	n-20%	λ-20%	w-20%	E-20%	G+20%	B+20%	m+20%	j+20%	n+20%	λ+20%	w+20%
D-PID	1.02	1.23	1.01	0.96	0.95	0.92	1.03	1.04	1.05	0.90	1.01	1.15	1.08	1.08	1.04	1.01
Badsteppin	0.97	1.21	0.95	0.90	0.95	0.98	0.98	1.08	1.12	0.90	0.94	1.09	1.03	1.08	0.95	1.00
Badsteppin	0.96	1.27	0.94	0.99	1.02	0.94	1.08	0.99	0.95	0.95	1.02	1.22	1.05	1.09	1.05	1.00
Super-Twist	0.84	1.11	0.99	0.93	0.99	1.00	0.97	0.96	0.97	0.99	0.99	1.02	0.99	1.03	0.92	0.89
Reference	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00

Valeurs des pourcentages de la erms par rapport au changement des paramètres d'identification pour P1 de 20%

	E-50%	G-50%	B-50%	m-50%	j-50%	n-50%	λ-50%	w-50%	E-50%	G+50%	B+50%	m+50%	j+50%	n+50%	λ+50%	w+50%
D-PID	1.06	2.35	1.04	1.08	0.95	0.83	1.03	1.07	1.06	0.87	1.01	1.77	1.34	1.15	1.02	1.01
Badsteppin	0.79	2.27	0.83	1.03	1.10	0.92	0.98	1.07	1.10	0.86	0.93	1.65	1.32	1.18	1.00	0.89
Badsteppin	1.00	2.45	1.07	1.03	0.94	0.95	0.95	1.12	0.95	0.89	1.03	1.65	1.26	1.15	1.01	0.92
Super-Twist	0.79	1.73	0.98	1.03	0.92	0.96	0.96	1.01	0.99	1.02	0.95	1.28	0.98	1.02	0.89	0.81
Reference	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00

Valeurs des pourcentages de la erms par rapport au changement des paramètres d'identification pour P1 de 50%

Annexe B

Caractéristiques de la carte Arduino-mega 2560

Caractéristiques principales:

- version: Rev. 3
- alimentation:
 - via port USB ou
 - 7 à 12 V sur connecteur alim
- microprocesseur: ATMega2560
- mémoire flash: 256 kB
- mémoire SRAM: 8 kB
- mémoire EEPROM: 4 kB
- 54 broches d'E/S dont 14 PWM
- 16 entrées analogiques 10 bits
- intensité par E/S: 40 mA
- cadencement: 16 MHz
- 3 ports série
- bus I2C et SPI
- gestion des interruptions
- fiche USB B
- dimensions: 107 x 53 x 15 mm

Site officiel Arduino: www.arduino.cc

Valeurs des COMPOSANTS

Transistor NPN BC546BP

U1, U2, U3, U4 4049

C1 4.7 μ (chimique)

C2, C3, C4, C5, C6, C7 100n

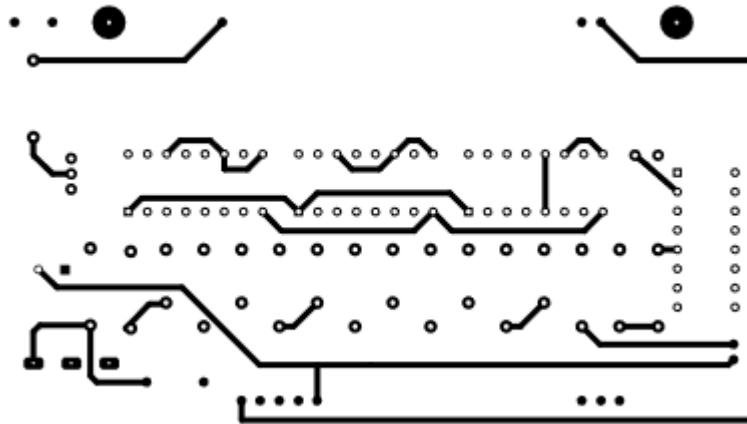
C8 1n

R1 150k, R2 1.5M, R3 15, R4 330

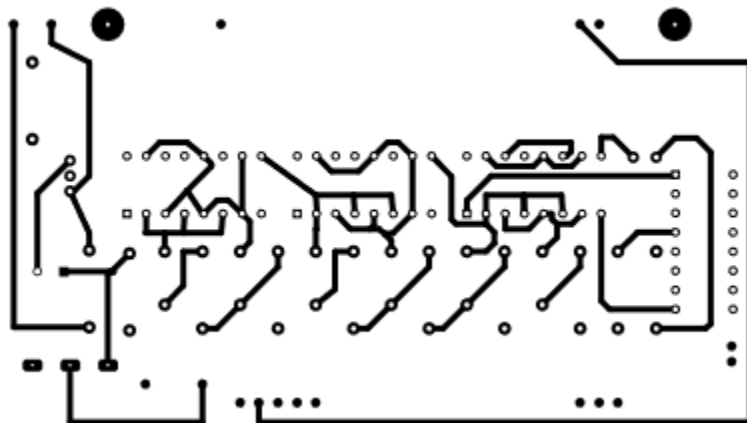
D1, D2, D3, D4, D5, D6, D7 diode 1N4148

Circuit imprimé

Face de dessus



Face de dessous



Programme implémenté sous Arduino

```

#
include <PWM.h>           de dU pour la déduction de      b=-1;
                           PW
#include <string.h>       }else{
                           // alpha1=,      b=1;
double PW;//Largeur      alpha2=, Lamda=;
d'impulsion
                           double thetad=3.14/4,
                           theta=0, dthetad=0, dtheta,
//int F= 50; //10-10000  somme, dx1, extheta=0;
Hz (I wanted that range only)
double U, e, de,         char c;
s,s1,u1,u2,ii,UU,deltat=0.02,t
1=0; // U: la commande   char ee;
                           char ctest[29];
                           // e: l'erreur
                           // de: la dérivé
de l'erreur             char *str=ctest;
                           char *token;
                           // s: la surface
de glissement          const char ss1[2] = ",";
                           const char s2[2] = "=";
                           //
s1:l'historique de s   int val = 0;
                           // u1:la
                           // u1:la
première partie de la  int j=1;
commande super twisting
steshel version        double valf =0;
                           double valfb[4];
                           double valib[4];
                           // u2:la
                           // u2:la
deuxième partie de la  double y,p,ro;
commande
                           // ii: pour
l'initialisation       int sign(double a){
                           // la fonction sign
                           int b;
                           //UU: =U(t-
                           //UU:
deltat) utilisé pour le calcul
                           if (a<0){

```

```

//deltat=0.02s pour une
fréquence de 50Hz

return pw;
}

double filtrationPW(double
commande){ // cette
fonction filtre et réadapte le
résultat calculé de la
commande

double pw; // et
le traduit en valeur
significative. * les valeurs
sont en milisecondes

if (0.000220>commande>0){
pw=commande;
}

if (commande>0.000220){
pw=220*0.000001;
}

if (commande<0){
pw=0;
}

return pw;
}

void setup() {

Serial.begin(57600);// sortie
du signal vers le terminal
pour voir les valeurs des
variations

Serial1.begin(57600);//
valeur du capteur

InitTimersSafe();

SetPinFrequencySafe(12,50);
}

void loop() {

if (Serial1.available() >28) {
ee = Serial1.read();

if (ee=='#'){// données
capteurs validées

deltat=micros()-t1;

Serial.println(t1);

t1=micros();

extheta=theta;

int i=0;

ctest[0]=ee;

ee = Serial1.read();

i=1;

while (ee!='#'){

ctest[i]=ee;

i++;

ee = Serial1.read();

if(ee=='#') break;

}

str=ctest;

token = strtok(str, s2);

while( token != NULL )
{
valf= atof(token);

valfb[0]=atof(token);

token = strtok(NULL, ss1);

break;
}

j=1;

while( token != NULL )
{
valf= atof(token);

valfb[j]=atof(token);

valib[j]=val;

j=j+1;

token = strtok(NULL, ss1);
}

int r=0;

while (r<=3){

r=r+1;

}

y=valfb[1];

Serial.println(y);

p=valfb[2];

Serial.println(p);

ro=valfb[3];

Serial.println(ro);
}

```

```

theta=p*3.14/180;// en          UU=U;                               u2=somme;
radian

dtheta=(theta-                e=thetad-theta;          U=(u1+u2);//calcul de la
extheta)/deltat;              de=dthetad-dtheta;        commande en
                                s=5*e+de;                microsecondes
                                //lamda=5                    }

Serial.println(dtheta*180/3.1   dx1=s-s1;                               PW=relationFerrarin(U,UU,de
4,6);                          //dx1: le pas entre les deux      ltat);
                                erreur e(i) et e(i+1)

if (ii==0){                    somme=integral(somme,dx1,          PW=filtrationPW(PW);
                                s);

                                s1=s;

                                Serial.println(PW*pow(10,6))
                                ;

                                U=0;

                                u1=10*pow(abs(s),0.5)*sign(    pwmWriteHR(12,PW*65535*
                                s);// alpha1=5000                50);

                                }else{                          delay(20);}}}

```

Réception des données sous Matlab

```

clear all
arduino=serial('com24','Baudrate',57
600);
fopen(arduino)
for i=1:400
time(i)=[fscanf(arduino,'%f')];
y(i)=[fscanf(arduino,'%f')];
p(i)=[fscanf(arduino,'%f')];
ro(i)=[fscanf(arduino,'%f')];
dtheta(i)=[fscanf(arduino,'%f')];
PW(i)=[fscanf(arduino,'%f')];
end
fclose(arduino)
figure
subplot(311)
plot(time*10^(-6),y)
subplot(312)
plot(time*10^(-6),p)
subplot(313)
plot(time*10^(-6),ro)
figure
subplot(211)
plot(time*10^(-6),p)
subplot(212)
plot(time*10^(-6),45-p)
figure
plot(time*10^(-6),dtheta)
figure
plot(time*10^(-6),PW)

```

Bibliographie

- [1] Gérard Outrequin et Dr Bertrand Boutillier. [en ligne]. [Consulté le 14 novembre 2018]. Disponible sur <www.anatomie-humaine.com/la-moelle-epiniere-1-Anatomie.html>.
- [2] Daniel Devallois. [en ligne]. [Consulté le 14 novembre 2018]. Disponible sur<http://aimti.fr/Data/cours/TScrs-CHS_NerveuxMusc.pdf>
- [3] Jean-François Désert. Centre de rééducation régional pour adultes de Coubert. Les lésions médullaires traumatiques et médicales (paraplégies et tétraplégies). [en ligne]. [Consulté le 14 novembre 2018]. Disponible sur< http://www.paratetra.apf.asso.fr/IMG/pdf/para_tetra_JFD_235-245.pdf>.
- [4] Keith L. Moore, Arthur F. Dalley, A. M. R. Agur. Clinically Oriented Anatomy. 7ème edition. 2014. Wolters Kluwer (Lippincott williams wilkins publishing).
- [5] Marie-Thérèse Croteau. Les articulations du membre inférieur. Doc player. [en ligne]. [Consulté le 14 novembre 2018]. Disponible sur<<https://docplayer.fr/51718241-Les-articulations-du-membre-inferieur.html>>.
- [6] Niveaux d'amputation. Ottobock. [en ligne]. [Consulté le 14 novembre 2018]. Disponible sur <<https://www.ottobock.fr/protheses/informations-patients/rehabilitation/niveaux-amputation/>>.
- [7] Les prothèses du futur. [en ligne]. [Consulté le 14 novembre 2018]. Disponible sur<http://www.prothese-futur.sitew.com/#L_Histoire_des_protheses.>.
- [8] S, Au et H, Herr. Initial experimental study on dynamic interaction between an amputee and a powered ankle-foot prosthesis. In Workshop on Dynamic Walking: Mechanics and Control of Human and Robot Locomotion. 2006.
- [9] Gernot R, Müller-Putz et al. EEG-based neuroprosthesis control: a step towards clinical practice. Neuroscience letters. pp 169-174. Vol 382, n° 1-2. 2005.

- [10] A. Esquenazi et al. The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. pp 911-921. Vol 91, n° 11. 2012.
- [11] J. L. Collinger, B. Wodlinger, J. E. Downey, W. Wang, E. C. Tyler-Kabara, D. J. Weber, *et al.*, "High-performance neuroprosthetic control by an individual with tetraplegia," *The Lancet*, vol. 381, pp. 557-564, 2013.
- [12] A. FAVARO, "Preliminary design of a novel neuroprosthesis for controlling the knee movement in paraplegic subjects via multi-muscle FES," 2016.
- [13] S. R. Chang, M. J. Nandor, R. Kobetic, K. M. Foglyano, R. D. Quinn, and R. J. Triolo, "Improving stand-to-sit maneuver for individuals with spinal cord injury," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 13, p. 1, 2016.
- [14] M. Pazzaglia and M. Molinari, "The embodiment of assistive devices—from wheelchair to exoskeleton," *Physics of life reviews*, vol. 16, pp. 163-175, 2016.
- [15] N. Kirsch, N. Alibeji, and N. Sharma, "Nonlinear model predictive control of functional electrical stimulation," *Control Engineering Practice*, 2016.
- [16] R. Gaino, M. Covacic, M. Teixeira, R. Cardim, E. Assunção, A. de Carvalho, *et al.*, "Electrical stimulation tracking control for paraplegic patients using T–S fuzzy models," *Fuzzy Sets and Systems*, 2016.
- [17] H.-R. Kobravi and A. Erfanian, "Decentralized adaptive robust control based on sliding mode and nonlinear compensator for the control of ankle movement using functional electrical stimulation of agonist–antagonist muscles," *Journal of neural engineering*, vol. 6, p. 046007, 2009.
- [18] A. H. Vette, K. Masani, J. Y. Kim, and M. R. Popovic, "Closed-Loop Control of Functional Electrical Stimulation-Assisted Arm-Free Standing in Individuals With Spinal Cord Injury: A Feasibility Study," *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, vol. 12, pp. 22-32, 2009.
- [19] A. Ajoudani and A. Erfanian, "A neuro-sliding-mode control with adaptive modeling of uncertainty for control of movement in paralyzed limbs using functional electrical stimulation," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, pp. 1771-1780, 2009.

- [20] J. Riess and J. J. Abbas, "Adaptive neural network control of cyclic movements using functional neuromuscular stimulation," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, pp. 42-52, 2000.
- [21] C. L. Lynch, G. M. Graham, and M. R. Popovic, "A generic model of real-world non-ideal behaviour of FES-induced muscle contractions: simulation tool," *Journal of neural engineering*, vol. 8, p. 046034, 2011.
- [22] C. L. Lynch and M. R. Popovic, "A comparison of closed-loop control algorithms for regulating electrically stimulated knee movements in individuals with spinal cord injury," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 20, pp. 539-548, 2012.
- [23] w, Wysiw et R, Jackson. Electrical stimulation. Elsevier, Philadelphia, USA, 2007.
- [24] Audrey. Le Pacemaker : Histoire D'une Invention. Novembre 2008 [en ligne]. [Consulté le 14 novembre 2014]. Disponible sur < <https://www.gralon.net/articles/materiel-et-consommables/materiel-medical/article-le-pacemaker---histoire-d-une-invention-2137.htm>>.
- [25] Peckham, P.H. and Knutson, J.S. (2005). Functional electrical stimulation for neuromuscular applications, *Ann. Rev. Biomed. Eng.* 7:327-360.
- [26] M. Roy. "Conception et réalisation d'un prototype de la partie implantable d'un stimulateur visuel cortical" Mémoire de maîtrise, Ecole polytechnique, Canada, 1999.
- [27] Liberson, WT. Holmquest, HJ. Scot, D et Dow, M. "Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients." *Arch Phys Med Rehabil.* 1961 Feb;42:101-5.
- [28] Alojz Rudolf Kralj et Slobodan Grobelnik. "Functional electrical stimulation - A new hope for paraplegic patients". January 1973 *Bulletin of prosthetics research* 10(20).
- [29] Marsolais EB et Kobetic R. "Functional walking in paralyzed patients by means of electrical stimulation". *Clin Orthop Relat Res.* 1983 May;(175):30-6.

- [30] H.J. Chizek ; R. Kobetic ; E.B. Marsolais ; J.J. Abbas ; I. H. Donner ; E. Simon. "Control of functional neuromuscular stimulation systems for standing and locomotion in paraplegics". Proceedings of the IEEE, Volume: 76 Issue: 9. 1988.
- [31] McNeal DR, Nakai RJ, Meadows P, Tu W.. "Open-Loop Control of the Freely-Swinging Paralyzed Leg". October 1989. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 36(9):895-905, DOI: 10.1109/10.35298.
- [32] Yamaguchi GT1, Zajac FE. "Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation: a computer simulation study". IEEE Trans Biomed Eng. 1990 Sep;37(9):886-902.
- [33] P. H. Veltink. "Control of FES-induced cyclical movements of the lower leg". Medical and Biological Engineering and Computing. November 1991, Volume 29, Issue 6, pp NS8–NS12.
- [34] Salam KSM Kader Ibrahim, Babul. *Modeling and control of paraplegic's knee joint (FES-Swinging)*. Thèse de doctorat: Department of Automatic Control and Systems Engineering, The University of Sheffield, January 2011. [en ligne]. [Consulté le 14 novembre 2018]. Disponible sur <<http://eprints.uthm.edu.my/2700/>>.
- [34] M. Ferrarin and A. Pedotti, "The relationship between electrical stimulus and joint torque: a dynamic model," *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, vol. 8, pp. 342-352, 2000.
- [35] E. Chao, R. Laughman, E. Schneider, and R. Stauffer, "Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking," *Journal of biomechanics*, vol. 16, pp. 219-233, 1983
- [36] J. Levine, *Analyse et Commande des Systèmes non linéaires*, . [en ligne]. Centre Automatique et Systèmes école des Mines de Paris, Mars 2004. [Consulté le 14 novembre 2018]. Disponible sur <<http://cas.ensmp.fr/~levine/Enseignement/CoursENPC.pdf>>.
- [37] R. Hussain, R. Massoud, and M. Al-Mawaldi, "ANFIS-PID Control FES-Supported Sit-to-Stand in Paraplegics:(Simulation Study)," *Journal of Biomedical Science and Engineering*, vol. 7, p. 208, 2014.

-
- [38] Benahmed, S., M. Tadjine, and O. Kermia, "Comparative study of non-linear study of for the regulation of the paraplegic knee movement using functional electrical stimulation". *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, Vol. 18, No. 2, 2018.
- [39] P. V. Kokotovic, "The joy of feedback: nonlinear and adaptive," *IEEE Control Systems Magazine*, vol. 12, pp. 7-17, 1992.
- [40] M. Krstic, I. Kanellakopoulos, and P. V. Kokotovic, *Nonlinear and adaptive control design*: Wiley, 1995.
- [41] R. Skjetne and T. I. Fossen, "On integral control in backstepping: Analysis of different techniques," in *American Control Conference, 2004. Proceedings of the 2004*, 2004, pp. 1899-1904.
- [42] J.-J. E. Slotine and W. Li, *Applied nonlinear control* vol. 199: prentice-Hall Englewood Cliffs, NJ, 1991.
- [43] Y. B. Shtessel, I. A. Shkolnikov, and M. D. Brown, "AN ASYMPTOTIC SECOND-ORDER SMOOTH SLIDING MODE CONTROL," *Asian Journal of Control*, vol. 5, pp. 498-504, 2003.
- [44] Benahmed, S., M. Tadjine, and O. Kermia. Adaptive super twisting controller: In search of a universal controller for the paraplegic knee movement using FES. in *Electrical Engineering-Boumerdes (ICEE-B), 2017 5th International Conference on*. 2017. IEEE.
- [45] E. Chao, R. Laughman, E. Schneider, and R. Stauffer, "Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking," *Journal of biomechanics*, vol. 16, pp. 219-233, 1983
- [46] Texas Instruments, CD4049UBE Datasheet. [Consulté le 14 novembre 2018]. Disponible sur <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/26877/TI/CD4049UBE.html>.
- [47] *Electronique pratique* n°221, février 1998
- [48] *Electronique pratique* n°231, Décembre 1998

- [49] Semiconductor Components Industries, BC546 Amplifier Transistors. On semiconductor [en ligne]. Juin, 2012. 7 [Consulté le 14 novembre 2018]. Disponible sur <<https://www.onsemi.com/pub/Collateral/BC546-D.PDF>>.
- [50] Arduino, ARDUINO MEGA 2560 REV3. [Consulté le 14 novembre 2018]. Disponible sur <<https://store.arduino.cc/arduino-mega-2560-rev3>>.
- [51] Atmel, datasheet of ATmega2560. [Consulté le 14 novembre 2018]. Disponible sur <http://www.atmel.com/Images/Atmel-2549-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega640-1280-1281-2560-2561_datasheet.pdf>.
- [52] Inven sense, ITG-3200, Product Specification, Revision 1.4, [en ligne]. [Consulté le 14 novembre 2018]. Disponible sur <<https://www.plexishop.it/pdf/ITG3200.pdf>>
- [53] Winelec, Electrodes Winelec, [en ligne]. [Consulté le 14 novembre 2018]. Disponible sur <<http://winelec.eu/electrodes-winelec/>>
- [54] Jane W. S. Liu, « Real-time Systems », Prentice Hall, 2000.
- [55] A. Girault, H. Kalla, and Y. Sorel. Une heuristique d'ordonnancement et de distribution tolérante aux pannes pour systèmes temps réel embarqués. Modélisation des Systèmes Réactifs, MSR'03, Metz, France. Hermes, pages 145–160, Octobre 2003. Disponible sur <<ftp://ftp.inrialpes.fr/pub/bip/pub/girault/Publications/Msr03/main.pdf>>
- [56] Contributions à la validation d'ordonnancement temps réel en présence de transactions sous priorités fixes et EDF Ahmed Rahni-thèse
- [57] L. Liu & J.W. Layland, "Scheduling algorithms for multiprogramming in a hard real-time environment", Journal of the Association for Computing Machinery 20 (1973), no. 1, p. 46-61
- [58] J.-T. Leung and J. Whitehead. On the complexity of fixed-priority scheduling of periodic real-time tasks. Performance Evaluation, 2, pages 237–250, 1982.
- [59] J.-T. Leung and J. Whitehead. On the complexity of fixed-priority scheduling of periodic real-time tasks. Performance Evaluation, 2, pages 237–250, 1982

-
- [60] O. Serlin. Scheduling of time critical processes. Proc. Spring Joint Computers Conference, pages 925–932, 1972.
- [61] doc, A. Mok. Fundamental design problems of distributed systems for the hard-real-time environment. Phd thesis, Laboratory for Computer Science. Massachusetts Institute of Technology. Available as Technical Report No. MIT/LCS/TR-297, 1983.
- [62] M. Dertouzos and A. Mok. Multiprocessor on-line scheduling of hard real-time tasks. IEEE Transactions on Software Engineering, 15(12), pages 1497–1506, Dec 1989.
- [63] R. Heliot and B. Espiau, “Multisensor input for CPG-based sensory-motor coordination”, *IEEE Trans. On Robotics*, vol. 24, pp.191-195, FEB 2008.
- [64] D. Agnello, “New-Generation Fully Programmable Controller for Functional Electrical Stimulation Applications”, *Master thesis*, 2011.
- [65] F. Xia, “Feedback Scheduling of Real-Time Control Systems with Resource Constraints”, *PhD thesis, Zhejiang University*, Dec 2006.
- [66] K. E. Årzén, A. Robertsson, D. Henriksson, M.Johansson, H. Hjalmarsson, and K.H. Johansson, “Conclusions of the ARTIST2 Roadmap on Control of Computing Systems”, *ACM SIGBED*, vol. 3, pp.11-20, July 2006.
- [67] G. Buttazzo, M. Velasco, and P. Marti, “Quality-of-Control Management in Overloaded Real-Time Systems”, *IEEE Trans. Computers*, pp.253-266, 2007
- [68] Q. Lin, P.C.Y. Chen, P. A. Neow, “Dynamical scheduling of digital control systems”, *in: Proc. of IEEE Int. Conf. on Systems, Man and Cybernetics*, vol.5,pp. 4098-4103, Oct 2003.
- [69] P. Martí, “Analysis and Design of Real-Time Control Systems with Varying Control Timing Constraints”, *PhD thesis*, Technical University of Catalonia, 2002.
- [70] F. Xia, X.H. Dai, Y.X. Sun, and J.X. Shou, “Control Oriented Direct Feedback Scheduling.” *International Journal of Information Technology*, vol. 12.2006.