

Mémoire de fin d'études en vue de l'obtention du diplôme

D'Ingénieur d'état

Filière

Electromécanique

Spécialité

Mécatronique

- Thème -

**Contribution à la conception et à la commande du
dispositif de rééducation des membres inférieurs**

Cas d'étude : "Sys-Reeduc"

Réalisé par

BERKANE Meriem

Les membres de Jury :

Tarek CHERIFI	Président
Ahmed AMRANE	Promoteur
Fouad HAOUARI	Examineur

Alger, le 21/06/2023

Année universitaire 2022 – 2023

Remerciements

الحمد والشكر لله الذي بنعمته تتم الصالحات

Je tiens tout d'abord à exprimer ma gratitude envers Allah, qui m'a soutenu et accordé la force nécessaire pour persévérer et surmonter les difficultés rencontrées tout au long de mon parcours.

Tout d'abord, je souhaite remercier Mr A. AMRANE pour son encadrement précieux. Je souhaite exprimer ma sincère gratitude à Mme Halla de l'entreprise 2MPindustry pour son encadrement et son soutien durant mon expérience professionnelle. Mes remerciements vont également à Mr M. KADI et Mr F. HAOUARI pour leur aide et leur précieuse assistance. Je tiens également à remercier chaleureusement Mr O. Djekoune du CDTA pour sa contribution et ses conseils dans le domaine spécifique de mon projet.

Je souhaite exprimer ma reconnaissance envers Mr N. Mahmoudi et M. B. Ben, qui ont apporté leur aide précieuse dans la conception sur SolidWorks. Leur expertise et leur disponibilité ont grandement facilité la réalisation de ce travail.

Mes remerciements s'étendent à tous les enseignants qui ont partagé leurs connaissances et ont contribué à notre formation tout au long de notre parcours à l'École Nationale Supérieure de Technologie. Leur enseignement a été essentiel à l'élaboration de ce travail qui représente le fruit de plusieurs années d'études.

Je tiens à exprimer ma reconnaissance envers le Président et les membres du jury qui ont accepté d'évaluer notre projet de fin d'études. Leur expertise et leurs commentaires constructifs ont été précieux pour notre développement académique et professionnel.

Je souhaite exprimer mes remerciements les plus profonds à ma famille. Mes sincères remerciements vont à mes parents, à ma sœur et à mes frères. Vous avez été une source constante de soutien et d'encouragement tout au long de ce parcours. Je suis infiniment reconnaissant envers vous pour votre amour inconditionnel et votre encouragement. Je tiens également à remercier mes amis, dont la présence et le soutien ont été précieux. Votre amitié m'a apporté du réconfort et de la motivation tout au long de cette aventure.

Enfin, il m'est très agréable d'exprimer toute ma gratitude, ma reconnaissance et mes très vifs remerciements à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

Table des matières

Remerciements	I
Liste des Figures	3
Liste des Tables	2
.....	3
Introduction générale	3
chapitreI : État d’art sur la rééducation des membres inférieurs	4
Introduction	6
1 Analyse biomécanique corps humaine	7
1.1 Plans anatomique.....	7
1.2 Articulation de membre inférieur	8
1.3 Activité musculaire	11
1.4 Principales pathologies du membre inférieur.....	11
2 Stratégies d’entraînement.....	12
3 Dispositif robotique	14
3.1 D’orthèses & exosquelette	16
3.2 Conception matérielle	18
3.3 Stratégie du contrôle.....	21
Conclusion	24
chapitreII : Analyse fonctionnelle du dispositif de rééducation des membres inférieurs Sys- Réeduc 25	
Introduction	25
1 Démarche d’analyse fonctionnelle	26
2 Présentation de la machine de rééducation.....	26
3 La méthode classique.....	27
3.1 Analyse fonctionnelle externe	27
3.2 Analyse fonctionnelle interne.....	30
4 La méthode basée sur le SysML.....	32
4.1 Analyse fonctionnelle externe	33
4.2 Analyse Fonctionnelle Interne	34
5 L’Architecture fonctionnelle	35
Conclusion	35
chapitreIII : Conception assistée par ordinateur de la machine Sys-Réeduc.....	36
Introduction	34

1	Quelques rappels.....	35
1.1	La robotique	35
1.2	Structure mécanique d'un robot.....	35
1.3	Représentation symbolique des robots	36
2	Concept de la machine de rééducation Sys-Rééduc	37
2.1	Description du système	37
3	Construire le modèle CAO « Conception assistée par ordinateur » de la Sys-Rééduc .	40
3.1	Parties de conception sur Solidworks	40
3.2	Théorie de base de l'analyse par éléments finis	43
	Conclusion.....	45
	chapitreIV : Modélisation & commande du Sys-Rééduc	36
	Introduction	46
1	La modélisation dynamique de la machine de rééducation Sys-Rééduc.....	47
1.1	Une représentation sous forme espace d'état	50
2	Commande de la machine de rééducation Sys-Rééduc	51
2.1	Les techniques de commande.....	52
2.2	Études de cas Sys-Reeduc	54
2.3	Trajectoires pour un mouvement de point à point.....	55
3	Architecture de contrôle de la Sys-Reeduc.....	58
4	Simulation.....	59
	Conclusion.....	62
	Conclusion générale	64
	Référence bibliographique.....	69
	Annexes	68
	Résumé	84

Liste des Figures

Figure 1: Plans de mouvement du corps humain.....	8
Figure 2: Différents mouvements articulaires du membre inférieur (a)articulation de la hanche, (b) articulation du genou, (c) articulation de la cheville[6].....	9
Figure 3: (a) L'articulation du genou. (b) Description cinématique de l'articulation du genou.	9
Figure 4: Amplitudes des mouvements du genou	10
Figure 5: Modes de contrôle passif et actif.	13
Figure 6: Catégories de systèmes robotisés pour la rééducation des membres inférieurs : (a) Tapis roulant pour l'entraînement à la marche, (b) Plaque pour l'entraînement à la marche, (c) Surface pour l'entraînement à la marche, (d) Entraîneurs stationnaires	14
Figure 7: Représentation des cinq classes d'articulations multiples	17
Figure 8: Représentation des trois classes d'articulations simples.....	17
Figure 9: Premier prototype du dispositif Sys-Rééduc réalisé en partenariat avec le CRITT-MDTS	27
Figure 10: Diagramme bêta à cornes coté patient	27
Figure 11: Phases et cycle de vie du produit	28
Figure 12: Graphe des interacteurs	29
Figure 13: Graphe FAST	30
Figure 14: Niveau A-0 de la méthode SADT.....	31
Figure 15: Niveau A0 de la méthode SADT	31
Figure 16: Diagramme de cas d'utilisation	33
Figure 17: Diagramme d'exigences de la machine de rééducation Sys-Reeduc.	34
Figure 18: illustration du digramme de définition des blocs représentant les différents composants de la machine de rééducation Sys-Reeduc.....	34
Figure 19: illustre le diagramme de blocs interne la machine de rééducation Sys-Reeduc. ...	35
Figure 20: Chaîne fonctionnelle associée à l'ensemble support 1.....	35
Figure 21: Représentation symbolique des articulations d'un robot.....	36
Figure 22: Les différents types de chaînes cinématiques	37
Figure 23: Chaîne cinématique du dispositif de rééducation des membres inférieurs en CMF	38
Figure 24: Concept cinématique de Sys-Rééduc dans le plan sagittal	39
Figure 25: Représentation en 3D de la partie fixe.....	41
Figure 26: Représentation en 3D de la partie mobile après amélioration.	42
Figure 27: Représentation en 3D de la partie mobile après amélioration.	42
Figure 28: Représentation en 3D de la machine Sys-Reeduc.....	43
Figure 29: Résultats de l'analyse par éléments finis cas de distribution des contraintes	44
Figure 30: Résultats de l'analyse par éléments finis cas de déplacement résultant	45
Figure 31: Résultats de l'analyse par éléments finis cas de Résultats en déformations	45
Figure 32: Résultats de l'analyse par éléments finis cas de distribution du coefficient de sécurité.....	45
Figure 33: Principe mécanique du dispositif Sys-Rééduc.....	47
Figure 34: Structure fondamentale du contrôle PID.....	53
Figure 35: Stratégie de contrôle de la machine sys-reeduc.	55

Figure 36: Trajectoires polynomiales cubiques du système « Sys-Reeduc » pour mouvement de translation.	58
Figure 37: Réponses en positions, vitesses et en signaux de commande du système « Sys-Reeduc » pour mouvement de translation.	60
Figure 38: Réponses en positions, vitesses et en signaux de commande du système « Sys-Reeduc » pour mouvement de rotation.....	61

Liste des Tables

Tableau 1: La méthode de détection des informations relatives à l'interaction homme-robot[12].	21
Tableau 2: Caractérisation du besoin coté patient.....	28
Tableau 3: Le Cahier des Charges Fonctionnel.	29
Tableau 4: Paramètres du modèle dynamique de Sys-Rééduc.....	51
Tableau 5: Des paramètres spécifiques du matériau sont utilisés.	68

Introduction générale

Introduction générale

Introduction générale

La rééducation physique et la réadaptation fonctionnelle jouent un rôle crucial dans la restauration des capacités motrices et la récupération des patients atteints de diverses pathologies ou blessures au niveau du membre inférieur. Ces troubles peuvent être causés par des accidents, des maladies neurologiques, des troubles musculo-squelettiques ou d'autres affections. L'utilisation de dispositifs de rééducation, tels que les machines de rééducation et les orthèses, peut contribuer de manière significative à accélérer le processus de réhabilitation et à améliorer la qualité de vie des patients.

Cette contribution présente une étude approfondie sur la conception et la commande d'un dispositif de rééducation, appelé "Machine Sys-Réeduc". L'objectif principal de ce dispositif est d'assister et d'optimiser les séances de rééducation du membre inférieur en offrant des mouvements contrôlés et ciblés, adaptés aux besoins spécifiques de chaque patient.

Le dispositif Sys-Réeduc présente une structure cinématique à deux degrés de liberté pour chacun des membres inférieurs, ce qui permet de solliciter des groupes musculaires spécifiques. Ce type de mouvements combinés est particulièrement contraignant pour le complexe musculo-squelettique des membres inférieurs et se retrouve couramment dans les activités quotidiennes telles que monter un escalier en colimaçon, ainsi que dans les exercices physiques intenses tels que la flexion de jambe avec appui sur le pied en rotation interne, comme observé chez les joueurs de tennis.

Il est donc évident que ce dispositif suscite un intérêt considérable tant dans le domaine de la rééducation des patients atteints de déficiences motrices que dans celui de l'entraînement et du renforcement musculaire des sportifs de haut niveau.

Le chapitre 1 de ce mémoire examine l'état de l'art dans le domaine de la rééducation du membre inférieur. Il présente une analyse biomécanique du corps humain, en mettant l'accent sur les articulations de la hanche, du genou et de la cheville, ainsi que sur les principaux groupes musculaires impliqués dans la flexion et l'extension de ces articulations. De plus, il explore les principales pathologies du membre inférieur et présente les stratégies d'entraînement couramment utilisées dans le domaine de la rééducation.

Le chapitre 2 se concentre sur l'analyse fonctionnelle de la machine de rééducation Sys-Réeduc. Il commence par une présentation détaillée de la machine, en soulignant les besoins spécifiques qu'elle vise à satisfaire et en établissant un cahier des charges fonctionnel. L'analyse fonctionnelle

Introduction générale

interne est ensuite réalisée en utilisant des méthodes telles que le FAST et le SADT, afin d'identifier les différentes fonctions de la machine et de déterminer leur interaction.

Dans le chapitre 3, nous abordons la réconception assistée par ordinateur de la machine Sys-Réeduc. Nous présentons les principes de base de la robotique, en mettant l'accent sur les degrés de liberté d'un corps rigide et en décrivant la représentation symbolique des robots. Ensuite, nous décrivons les parties de conception de la machine à l'aide du logiciel Solidworks, en présentant les différents prototypes développés. Enfin, nous utilisons la théorie de base de l'analyse par éléments finis pour simplifier le modèle 3D de Sys-Réeduc et analyser sa performance en termes de contraintes et de déformations.

Le chapitre 4 se concentre sur la modélisation et la commande de la machine Sys-Réeduc. Nous détaillons la modélisation dynamique de la machine et explorons les différentes techniques de commande, en mettant l'accent sur les contrôleurs PID (proportionnel, intégral, dérivé). Nous discutons également des trajectoires de mouvement pour les déplacements de point à point et présentons des simulations pour évaluer les performances de la machine.

En conclusion, ce mémoire vise à fournir une contribution significative à la conception et à la commande d'un dispositif de rééducation avancé pour le membre inférieur. En améliorant la compréhension de l'analyse biomécanique, de l'analyse fonctionnelle et de la modélisation dynamique, ainsi qu'en utilisant des techniques de commande précises, le dispositif Sys-Réeduc offre de nouvelles perspectives pour la rééducation physique et la réadaptation fonctionnelle.

Chapitre 01 :

État d'art sur la rééducation
des membres inférieurs

Introduction

Selon l'Organisation mondiale de la Santé (2001), la rééducation c'est : « l'ensemble des mesures/moyens ayant pour objet majeur de conserver et d'améliorer, si possible, les capacités physiques et/ou mentales du patient, lui permettant d'occuper par ses propres moyens une place aussi normale que possible dans la société. » Elle vise donc principalement à permettre au patient de retrouver des activités physiques, sociales et un mode de vie le plus autonome possible"

La rééducation vise à permettre aux patients de retrouver leur autonomie en termes d'activités physiques, sociales et de mode de vie. Les handicaps peuvent entraîner une diminution significative de la mobilité, augmentant ainsi la dépendance et altérant la qualité de vie du patient. Par conséquent, la rééducation a pour objectif d'éviter les complications, de favoriser la récupération des déficits et d'améliorer les fonctions du patient[1].

Les exercices de rééducation couvrent différents aspects fonctionnels, tels que le renforcement musculaire, la restauration des amplitudes articulaires et la rééducation neuro-sensorielle, afin de favoriser une récupération partielle voire totale des capacités motrices[2].

Le succès d'une intervention de soins de santé dépend non seulement des compétences et de l'expérience des cliniciens, mais aussi de l'adéquation des instruments médicaux et des dispositifs d'assistance[3].

Il existe une grande diversité de dispositifs de rééducation des membres inférieurs. Les dispositifs robotiques de rééducation passifs, bien qu'ils soient moins complexes et moins coûteux, présentent une limitation majeure : ils ne sont pas en mesure de fournir une assistance énergétique aux membres affectés, ce qui les rend moins performants par rapport aux dispositifs actifs[4].

Nous allons présenter un bref aperçu des systèmes robotisés de rééducation des membres inférieurs, structuré comme suit. Dans la section 2, nous allons analyser la biomécanique du corps humain, en examinant l'anatomie du corps humain ainsi que les principales articulations associées aux membres inférieurs. Ensuite, dans la section 3, présente les stratégies d'entraînement. Dans la section 4, nous allons étudier les dispositifs robotiques utilisés dans la rééducation, tels que les orthèses et les exosquelettes. Également, les aspects de conception matérielle (matériaux, actionneurs, capteurs) et les stratégies de contrôle seront abordés. Enfin, la section 4 présentera une synthèse globale.

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

1 Analyse biomécanique corps humaine

1.1 Plans anatomique

Le corps humain est généralement considéré comme une composition de segments rigides, chacun étant doté d'articulations offrant un ou plusieurs degrés de liberté. Chaque segment peut être associé à un cadre de référence pour déterminer sa position dans l'espace. L'analyse du mouvement humain est souvent effectuée en utilisant trois plans de référence conventionnels, également connus sous le nom de plans anatomiques.

Le mouvement le long du plan sagittal est la flexion et l'extension :

- Dans la flexion, les angles entre les os ou les parties du corps se réduisent. Dans le cas du pied, la flexion est généralement appelée flexion plantaire.

- L'extension est le mouvement au cours duquel l'angle de l'articulation se réduit.

Dans le plan frontal, les mouvements sont l'abduction et l'adduction :

- Dans l'abduction, le membre s'éloigne du plan médian du corps.

- L'adduction est le mouvement vers l'intérieur opposé à l'abduction.

Le mouvement dans le plan transversal est généralement un mouvement de rotation, comme le mouvement de torsion de la moelle épinière ou la légère rotation des membres[5].

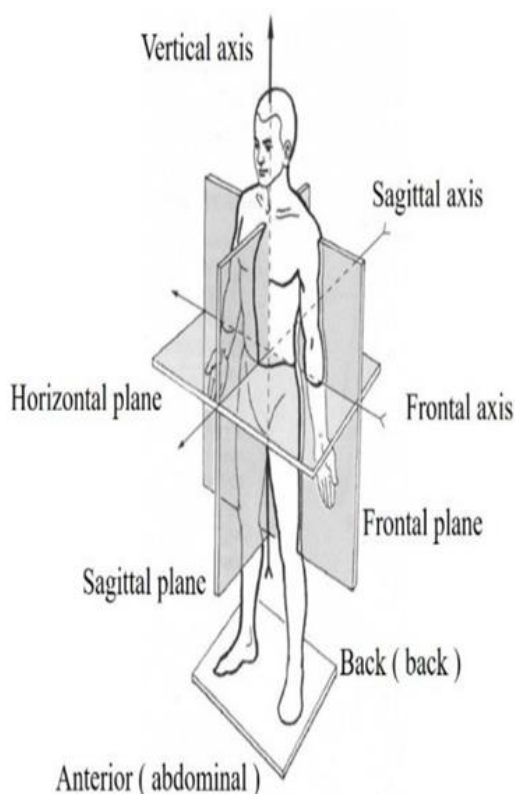


Figure 1:Plans de mouvement du corps humain[5].

1.2 Articulation de membre inférieur

a. Articulation de la hanche

L'articulation de la hanche est une articulation en forme de rotule qui permet des mouvements dans différents plans, offrant ainsi trois degrés de liberté. Elle est soutenue par plusieurs tendons qui assurent la stabilité et limitent les mouvements excessifs. Les mouvements de l'articulation de la hanche comprennent :

Flexion-extension : La flexion est le mouvement de plier la cuisse vers l'avant, réduisant l'angle de l'articulation, tandis que l'extension est le mouvement inverse de redresser la cuisse. La flexion de la hanche peut atteindre un angle de 120° .

Abduction-adduction : L'abduction consiste à éloigner le membre inférieur du plan médian du corps, tandis que l'adduction ramène le membre vers le centre du corps. L'amplitude de l'abduction de la hanche peut aller jusqu'à 40° , tandis que l'adduction se situe généralement entre 30° et 35° .

Rotation médiale-latérale : La rotation médiale fait tourner le membre vers le plan médian du corps, avec une amplitude généralement comprise entre 15° et 30° . La rotation latérale est le mouvement opposé, où le membre s'éloigne du plan médian, et elle peut atteindre un angle d'environ 60° .

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

Ces différents mouvements de l'articulation de la hanche permettent une gamme variée de mouvements et contribuent à la locomotion et à la stabilité générale du corps[5].

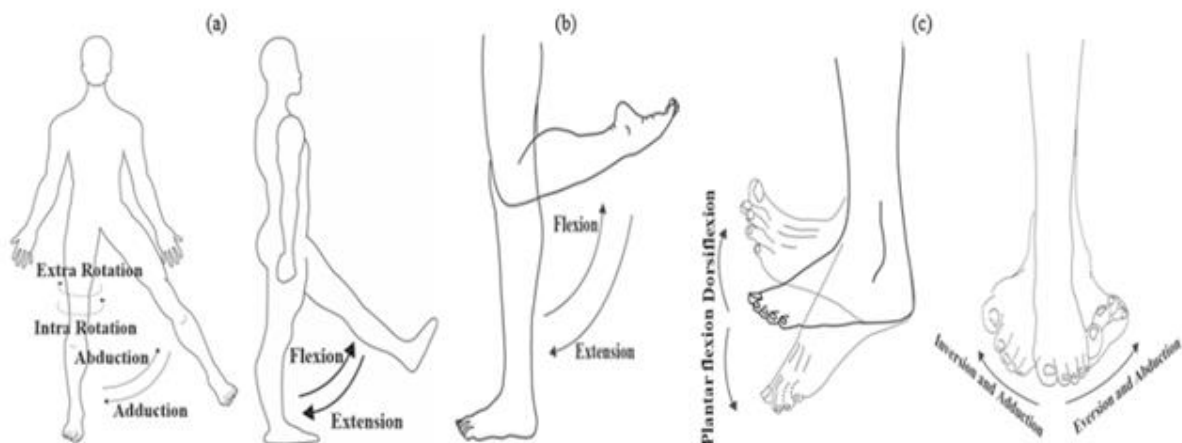


Figure 2: Différents mouvements articulaires du membre inférieur (a)articulation de la hanche, (b) articulation du genou, (c) articulation de la cheville[6].

b. Articulatio de la genou :

Le genou est une articulatio synoviale qui relie la jambe à la cuisse, il est situé à l'extrémité inférieure du fémur et à l'extrémité supérieure du tibia, c'est une articulatio qui supporte le poids du corps. Elle met en jeu trois os, le fémur, le tibia et la rotule (Fig. 3), à travers trois articulations, l'articulation fémoro-patellaire et la double articulatio fémoro-tibiale.

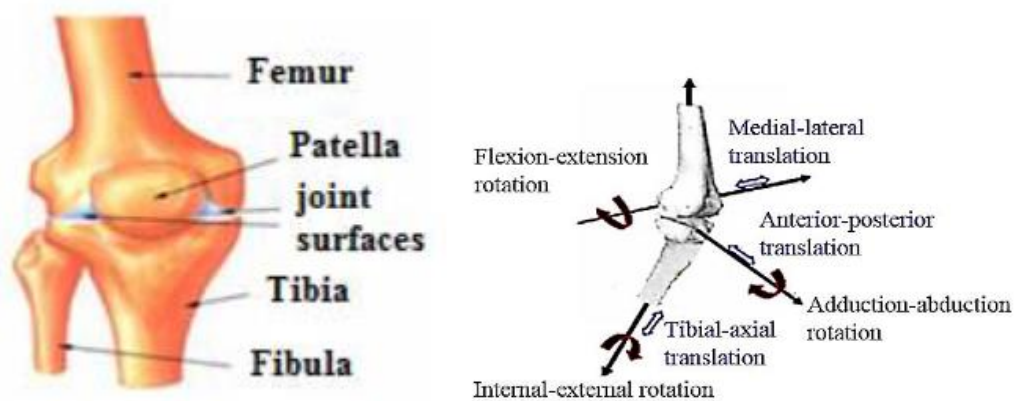


Figure 3: (a) L'articulation de la genou. (b) Description cinématique de l'articulation de la genou[2] [7].

Le genou, en tant qu'articulation située à l'extrémité inférieure de la cuisse, suscite un fort intérêt dans la communauté biomécanique en raison de sa complexité et de la diversité des pathologies qui lui sont associées. Des études récentes ont permis d'identifier six axes et six degrés de liberté pour décrire les mouvements de cette articulatio, comprenant trois rotations et trois translations

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

organisées de manière cinématique simplifiée. Cependant, il est généralement admis que les mouvements de translation du genou sont négligeables par rapport aux mouvements effectués lors des activités quotidiennes telles que la marche ou le fait de soulever des objets. Les amplitudes de mouvement de flexion-extension du genou varient de 0° en position d'hyperextension à 150° en position d'hyperflexion. Lorsqu'une personne se trouve en position accroupie, le genou peut fléchir jusqu'à 160° . En outre, les rotations internes et externes du genou peuvent atteindre respectivement un maximum de 30° et 40° [7].

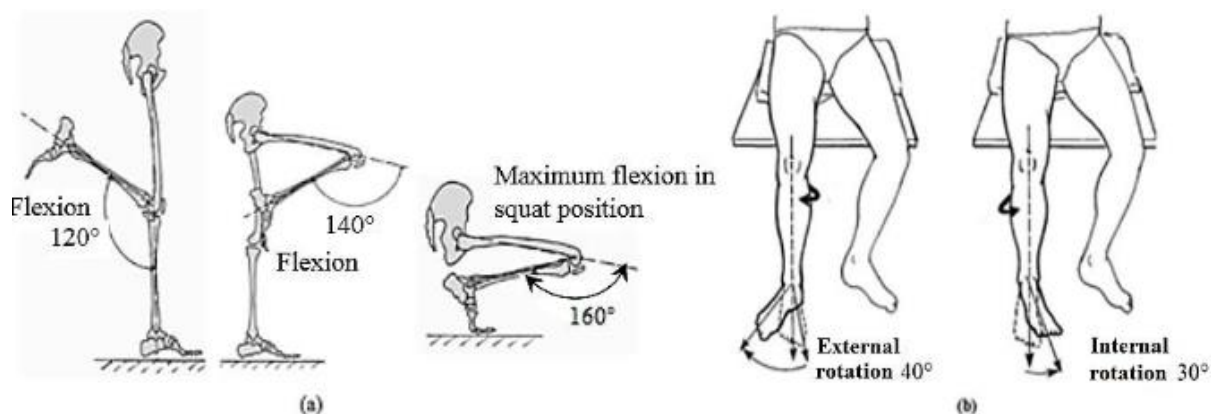


Figure 4: Amplitudes des mouvements du genou[2] [7].

c. Articulation de la cheville

La cheville est comme une articulation charnière qui stabilise le membre inférieur. La cheville et le pied offrent trois degrés de liberté et supportent le poids du corps pendant la locomotion. Les mouvements de l'articulation de la cheville sont les suivants

Dorsiflexion-plantarflexion : La dorsiflexion rapproche le pied des jambes et a une amplitude de mouvement allant jusqu'à 20° . La flexion plantaire est opposée à la dorsiflexion et se produit lorsque l'orteil est en contact avec le sol tandis que le talon est levé, avec une amplitude de 40° à 50° .

Inversion-éversion : En inversion, le talon et l'avant-pied sont ramenés vers le plan médian et ont une amplitude de mouvement de 30° à 35° . L'éversion est opposée à l'inversion et implique l'éloignement de l'avant-pied du plan médian, avec une amplitude de mouvement de 15° à 20° .

Pronation-supination ou rotation interne-externe : La pronation est un mélange d'abduction et d'inversion du pied. La supination est le contraire de la pronation et consiste en une inversion et une adduction[5].

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

1.3 Activité musculaire

Les exercices en chaîne musculaire ouverte impliquent le recrutement de groupes musculaires dans une séquence qui permet le mouvement d'un segment de manière mono-articulaire. Le recrutement musculaire dépend de la dynamique des forces appliquées sur le segment en mouvement. Dans le cas des exercices de flexion-extension du genou pour le membre inférieur, il s'agit d'une chaîne musculaire ouverte lorsque la force dynamique opposée au mouvement est perpendiculaire à l'axe longitudinal de la jambe. Ces exercices favorisent généralement le recrutement des muscles agonistes par rapport aux antagonistes, ce qui peut entraîner un déséquilibre musculaire et articulaire du genou, et potentiellement solliciter excessivement les ligaments croisés antérieurs. En résumé, les exercices en chaîne musculaire ouverte sont des exercices des membres inférieurs où le pied est libre pendant le mouvement.

Les exercices en chaîne musculaire fermée impliquent le recrutement de groupes musculaires de plusieurs chaînes série, ce qui permet le mouvement de plusieurs segments de manière poly-articulée. Contrairement aux exercices en chaîne musculaire ouverte, dans les exercices en chaîne musculaire fermée, la force de contact pied/environnement extérieur s'opposant au mouvement est colinéaire à l'axe longitudinal de la jambe. Cela permet un recrutement équilibré et simultané des muscles agonistes et antagonistes, contribuant à une augmentation de la stabilité articulaire. Les exercices en chaîne musculaire fermée réduisent également les sollicitations des ligaments croisés antérieurs grâce à l'équilibre articulaire garanti. Ces exercices sont définis par les cliniciens comme des exercices des membres inférieurs dans lesquels les extrémités du membre (hanche et pieds) sont fixes ou suffisamment résistantes pour permettre le mouvement entre elles[2].

1.4 Principales pathologies du membre inférieur

L'Organisation mondiale de la santé estime qu'un nombre dépassant le milliard de personnes dans le monde souffre d'une forme ou d'une autre de handicap[8]. Parmi ces handicaps, on retrouve notamment la faiblesse musculaire, la paralysie partielle ou totale, ainsi que la perte d'assistance dans les membres inférieurs [6].

Plusieurs pathologies liées à la marche sont recensées comme les plus courantes, notamment les accidents vasculaires cérébraux (AVC), la poliomyélite, les lésions de la moelle épinière, la maladie de Parkinson, l'infirmité motrice cérébrale, la sclérose en plaques, l'arthrose de la hanche et du genou, la dystrophie musculaire, la dégénérescence de la marche chez les personnes âgées, la polyarthrite rhumatoïde et les maladies articulaires dégénératives. Parmi les altérations de la marche les plus fréquemment rapportées figurent la diminution de la vitesse, de la longueur et de

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

la durée du pas et de la foulée, l'augmentation du temps de double appui ainsi que la faiblesse musculaire[9].

Il est donc primordial de rechercher des méthodes de réadaptation efficaces visant à restaurer, dans une certaine mesure, les fonctions altérées de la station debout et de la marche. L'objectif ultime est de permettre aux patients de retrouver leur autonomie dans les activités quotidiennes, voire de recouvrer complètement leur capacité à se tenir debout et à marcher[10].

2 Stratégies d'entraînement

Le nombre de personnes nécessitant une réadaptation augmente constamment, ce qui a conduit au développement d'équipements et de techniques avancés dans ce domaine. Un programme de réadaptation comprend généralement deux éléments essentiels : les modalités thérapeutiques et les exercices thérapeutiques. Les modalités thérapeutiques sont utilisées pour traiter les effets de la douleur, des spasmes musculaires et de l'œdème, tandis que l'objectif principal des exercices thérapeutiques est de permettre au patient de retrouver une activité sans douleur et une fonctionnalité complète. Lors de la mise en place d'un programme d'exercices thérapeutiques efficace, plusieurs paramètres spécifiques doivent être pris en compte de manière séquentielle. Pour garantir une reprise sécurisée de l'activité normale, chacun de ces paramètres doit être rétabli au moins à son niveau initial avant la blessure. Les paramètres comprennent la flexibilité et l'amplitude des mouvements, la force et l'endurance musculaire, ainsi que la proprioception, la coordination et l'agilité. Ces paramètres sont interdépendants et doivent être traités dans cet ordre séquentiel. Pour restaurer la flexibilité et l'amplitude des mouvements, des exercices passifs d'amplitude des mouvements sont appliqués. Les exercices de résistance sont utilisés pour développer la force et l'endurance musculaire, tandis que le kinésithérapeute utilise des exercices de force pour améliorer la proprioception, la coordination et l'agilité du patient[11].

Le mode de rééducation et d'entraînement est divisé en quatre catégories : le mode passif, le mode d'assistance active, le mode actif et le mode de résistance active.

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

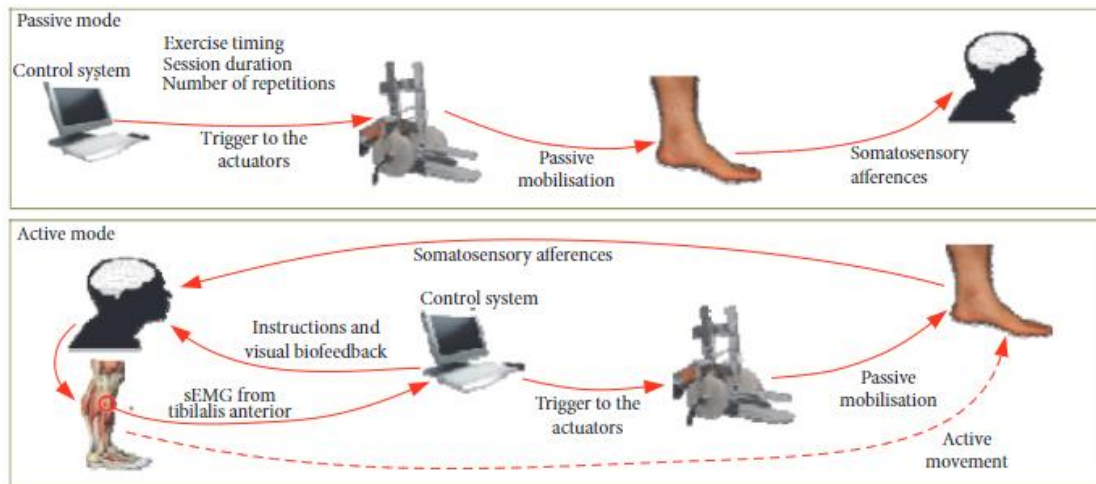


Figure 5: Modes de contrôle passif et actif[6].

➤ **En mode passif**

Le patient présente une perte de force musculaire et est incapable d'effectuer le mouvement de manière active. Dans ce cas, nous devons faire appel à des forces externes pour réaliser l'entraînement passif du patient. C'est là qu'intervient le robot de rééducation des membres inférieurs, qui utilise ses jambes pour entraîner les jambes du patient. L'objectif de cet entraînement passif est de fournir une force suffisante pour aider le patient à effectuer les mouvements nécessaires à sa rééducation. L'avantage de ce modèle est que l'exercice répété favorise la récupération de la fonction motrice des membres et contribue à réduire l'atrophie musculaire. Cependant, un défi majeur réside dans la motivation du patient, qui peut être limitée lorsqu'il est passif dans son entraînement ;

➤ **En mode actif**

Le patient dispose d'une certaine force musculaire et est capable d'effectuer des mouvements actifs sur l'équipement de rééducation. Dans ce cas, le robot de rééducation utilise une force d'assistance externe en fonction des besoins du patient lorsque celui-ci souhaite bouger son articulation ou son membre. Le robot doit être capable de percevoir l'état du patient, ainsi que la force et le couple lorsqu'il suit le mouvement du patient. Ce modèle permet d'ajuster l'assistance en fonction de l'intention du patient, ce qui améliore considérablement l'initiative et l'engagement du patient dans sa rééducation.

➤ **Dans le modèle d'assistance active**

Les muscles du patient ont une certaine force, mais ils ne sont pas en mesure de s'entraîner de manière autonome sans l'aide des jambes du robot. Cela permet au patient de réaliser des

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

mouvements avec moins de dépendance vis-à-vis du robot, ce qui peut favoriser sa capacité à effectuer des exercices de manière indépendante.

➤ Dans le modèle de résistance active

La jambe mécanique fournit une certaine force qui s'oppose au mouvement de la jambe, ce qui permet de renforcer les muscles. Ce modèle est particulièrement adapté aux patients en phase de récupération avancée, car la résistance ajoutée rend le mouvement plus difficile, ce qui peut contribuer à améliorer la force musculaire des patients[12].

3 Dispositif robotique

La rééducation robotisée représente un domaine émergent qui vise à automatiser les programmes d'entraînement pour la rééducation. Elle offre la possibilité de remplacer l'effort manuel des thérapeutes par des dispositifs robotiques, permettant ainsi des séances d'entraînement intensives et répétitives à un coût raisonnable. De plus, la rééducation robotisée permet une évaluation objective du niveau de récupération motrice en mesurant la force et les schémas de mouvement. Cette approche prometteuse ouvre de nouvelles perspectives pour améliorer l'efficacité et les résultats des programmes de rééducation [4][13].

Ces systèmes peuvent être regroupés en fonction du type de rééducation qu'ils suivent (figure 6) :

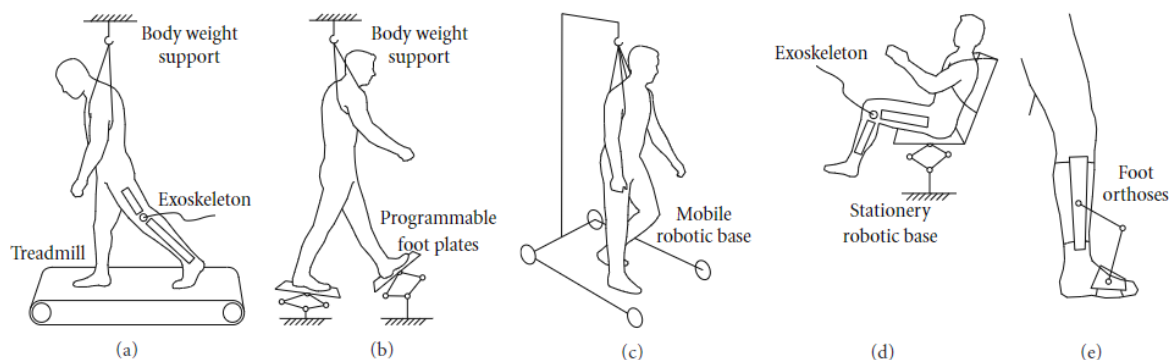


Figure 6: Catégories de systèmes robotisés pour la rééducation des membres inférieurs : (a) Tapis roulant pour l'entraînement à la marche, (b) Plaque pour l'entraînement à la marche, (c) Surface pour l'entraînement à la marche, (d) Entraîneurs stationnaires [4].

1. Les tapis roulants d'entraînement à la marche (Figure 6(a))

Pour améliorer la mobilité fonctionnelle. Cette technique de rééducation est connue sous le nom d'entraînement sur tapis roulant avec soutien partiel du poids du corps (PBWSTT).

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

En général, ces systèmes sont basés sur des robots de type exosquelette combinés à un tapis roulant comme: le Lokomat, le LokoHelp et le ReoAmbulator.

2. Les entraîneurs à la marche basés sur le plateau plantaire (Figure 6(b))

Certains appareils de rééducation sont basés sur des plaques de pied programmables. En d'autres termes, les pieds du patient sont positionnés sur des plaques distinctes, dont les mouvements sont contrôlés par le système robotique pour simuler différents modèles de marche comme: Le Gangtrainer GTI

3. Les entraîneurs à la marche sur le terrain (Figure 6(c))

Consistent-en des robots qui suivent les mouvements de marche du patient au sol. Ils permettent aux patients de se déplacer sous leur propre contrôle plutôt que de les déplacer selon des schémas de mouvement prédéterminés. Systèmes robotiques tel que : KineAssist, WalkTrainer, ReWalk, Hybrid Assistive Limb (HAL)

4. Les appareils d'entraînement à la marche stationnaires (Figure 6(d))

Présente des systèmes robotiques axés sur les mouvements guidés des membres afin d'obtenir un effet optimal d'un point de vue thérapeutique et fonctionnel (figure 1(d)). L'objectif de ces systèmes est d'obtenir un renforcement efficace des muscles et le développement de l'endurance, ainsi que de la mobilité des articulations et de la coordination des mouvements. Exemple Le MotionMaker,

5. Les systèmes de rééducation de la cheville,

Dans le cas d'une réduction ou d'une absence d'activité musculaire autour de la cheville et du genou, entraînant l'incapacité d'une personne à soulever son pied (pied tombant). De nombreux systèmes ont été développés pour renforcer ou restaurer spécifiquement ces mouvements de la cheville et du genou. Ces systèmes peuvent être regroupés en orthèses plantaires stationnaires ou actives.

a) Les systèmes fixes (Figure 6(d).b)

Sont des mécanismes robotiques conçus pour exercer les mouvements de la cheville et du genou sans marcher. Le patient est toujours positionné au même endroit et seul le membre cible est exercé. Comme ; Rutgers Ankle, l'AKROD, IIT-HPARR (figure 1(d)).b)

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

b) Orthèses plantaires actives.

Contrairement aux systèmes stationnaires, les orthèses plantaires actives sont des exosquelettes actionnés que l'utilisateur porte en marchant sur le sol ou sur un tapis roulant (figure 6(e)). Elles sont destinées à contrôler la position et le mouvement de la cheville, à compenser une faiblesse ou à corriger des déformations. Ils constituent une évolution des orthèses passives traditionnelles des membres inférieurs, avec des capacités supplémentaires pour promouvoir une dynamique de marche appropriée pour la rééducation. comme : nklebot, MIT-AAFO,RGT[4].

Selon [13], En fonction de leur application, les robots peuvent être divisés en deux catégories distinctes : ceux conçus pour être utilisés sur des tapis roulants et ceux destinés à être utilisés sur le sol.

3.1 D'orthèses & exosquelette

Un exosquelette est un dispositif mécanique actif, de forme anthropomorphique, porté par un opérateur. Il épouse étroitement le corps de l'opérateur et travaille en harmonie avec ses mouvements. En général, le terme "exosquelette" est utilisé pour décrire un dispositif qui améliore les performances d'une personne valide. En revanche, le terme "orthèse active" est généralement utilisé pour décrire un dispositif utilisé pour améliorer la capacité de marche d'une personne souffrant d'une affection de la jambe [14].

Les orthèses sont des dispositifs mécaniques qui fonctionnent parallèlement à un membre du corps humain pour faciliter le développement des activités physiques. Les objectifs généraux des orthèses ou des appareils orthopédiques sont de stabiliser et de soutenir les segments et/ou articulations faibles ou paralysés, de contrôler les mouvements anormaux ou spastiques, de renforcer l'articulation et d'économiser de l'énergie dans le processus de locomotion. De plus, différents types d'orthèses robotiques ont le potentiel de fournir une rééducation efficace des membres supérieurs et inférieurs tout en surmontant les limites des thérapeutes [15].

Les types en fonction des mécanismes articulaires

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

Comme montré sur la figure (7), les articulations multiples sont classées en 5 types des exosquelettes.

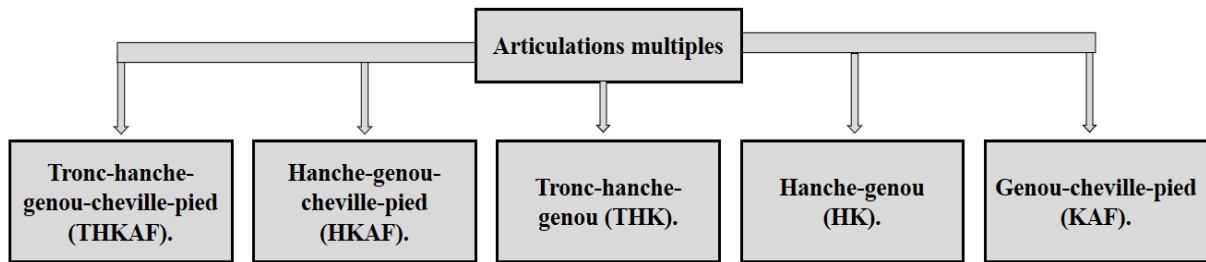


Figure 7: Représentation des cinq classes d'articulations multiples [6] [15].

Contrairement aux articulations multiples, les articulations simples sont classées en 3 groupes, comme montre la figure (8).

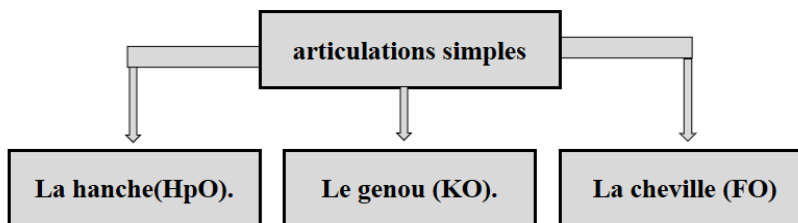


Figure 8: Représentation des trois classes d'articulations simples [6] [15].

D'après[16], les robots exosquelettes de rééducation des membres inférieurs (LLRER) jouent un rôle positif dans la rééducation et l'assistance aux patients souffrant d'une invalidité des membres inférieurs, contribuant ainsi à améliorer leur état physique. Différentes catégories de robots exosquelettes ont été étudiées, notamment les exosquelettes de hanche, de genou, de cheville, de réadaptation à la marche et d'assistance à la vie quotidienne.

Les exosquelettes de hanche permettent aux patients de réaliser des exercices de rééducation et d'améliorer la mobilité de l'articulation de la hanche. Les exosquelettes de genou offrent une assistance au mouvement des membres inférieurs, améliorant ainsi la capacité de marche. Les exosquelettes de cheville soutiennent les activités telles que la station debout, la marche et les transferts de position.

Les exosquelettes de réadaptation à la marche aident les patients à retrouver une démarche normale et leur fournissent de l'énergie, ce qui est bénéfique pour les patients ayant des trajectoires de marche ou des trajectoires articulaires anormales.

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

Les exosquelettes d'assistance à la vie quotidienne offrent une protection, un soutien et une assistance aux utilisateurs, réduisant ainsi la charge sur les membres inférieurs et facilitant les activités quotidiennes telles que monter les escaliers, s'accroupir et s'asseoir.

En complément des robots exosquelettes, d'autres méthodes médicales de rééducation des membres inférieurs, telles que la stimulation électrique fonctionnelle (FES) ou la thérapie par acupuncture, ont été étudiées pour améliorer l'efficacité de la rééducation.

Cependant, des améliorations sont nécessaires dans différents domaines. La conception de la structure et du mécanisme des exosquelettes doit être améliorée pour mieux reproduire le mouvement multidimensionnel des membres inférieurs humains. Les méthodes de contrôle doivent être plus avancées et personnalisées. Des études cliniques plus approfondies et une collecte de données améliorée sont nécessaires pour évaluer les avantages et les inconvénients des différents types d'exosquelettes.

3.2 Conception matérielle

a. Matériaux

La fabrication des orthèses implique l'utilisation d'une vaste gamme de matériaux, sélectionnés en fonction de leur fonction spécifique et de divers facteurs. Ces facteurs incluent l'objectif thérapeutique de l'orthèse, qu'il s'agisse de fournir une fonction structurelle, de soutien, de contact ou de revêtement. Les caractéristiques physiques telles que la résistance, la densité, la durabilité et les coûts économiques du matériau sont également pris en compte lors du choix du matériau approprié [15].

En général, les structures métalliques rigides en aluminium, en titane et/ou en acier sont couramment utilisées comme matériaux de choix dans la conception d'exosquelettes permettant la mobilité sur plusieurs degrés de liberté. Un autre matériau parfois employé est le plastique renforcé par des fibres, notamment la fibre de carbone. Ces matériaux sont souvent utilisés dans les conceptions impliquant un seul degré de liberté. La fibre de carbone présente l'avantage d'être plus légère que l'aluminium, ce qui en fait un choix de conception prometteur [17].

b. Actionneurs

Selon les données disponibles concernant les conceptions, on constate que 72 % d'entre elles ont utilisé des moteurs électriques, tandis que l'hydraulique et le pneumatique sont moins fréquemment utilisés. Cette tendance à la convergence vers les moteurs électriques peut être attribuée à plusieurs facteurs. Les servomoteurs offrent des capacités de contrôle avancées basées

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

sur la position, ce qui est beaucoup plus complexe à réaliser avec des systèmes pneumatiques ou hydrauliques [17].

La sélection de l'actionneur joue un rôle crucial dans les systèmes d'exosquelette, car il permet de réguler différents aspects de la performance tels que l'efficacité, le rapport poids/puissance, la facilité d'utilisation et la portabilité du dispositif [6].

Une variété d'actionneurs, notamment des actionneurs électriques, électromagnétiques, mécaniques, hydrauliques et pneumatiques, ont été implémentés dans la conception d'articulations robotiques et de muscles artificiels. Ces actionneurs permettent de générer des mouvements autonomes ou de suivre des trajectoires prédéfinies, offrant ainsi des capacités de contrôle et de flexibilité dans la conception de systèmes robotiques avancés[15].

Une analyse comparative des modes de conduite utilisés dans les robots de rééducation, basée sur plusieurs sources bibliographiques[6] [12] [13]. Les différents modes d'entraînement étudiés sont l'hydraulique, l'électrique, le pneumatique et l'actionneur élastique en série (SEA).

Le mode hydraulique utilise un liquide comme moyen de transmission et de contrôle de l'énergie. Il présente des avantages tels qu'une haute fiabilité, une structure simple, une stabilité de l'exécution des tâches, une faible inertie et la possibilité d'ajuster la vitesse de manière progressive. Cependant, il est sensible aux variations de température de l'huile, le fluide de travail est sujet aux fuites, et il présente un poids élevé, un bruit élevé, une faible efficacité énergétique et une vitesse d'entraînement limitée. Les ouvrages représentatifs de ce mode comprennent la série BLEEX.

Le mode électrique utilise des équipements électriques et le réglage des paramètres du circuit pour la transmission et le contrôle de la puissance. Les avantages de ce mode incluent un transfert d'énergie pratique, une transformation rapide du signal, une norme de haut niveau, une facilité de mise en place d'un contrôle automatique, une structure simple, une disponibilité facile et une non-pollution. Cependant, il présente un mauvais équilibre des mouvements, est sensible à une charge externe, présente une inertie élevée, un changement lent, un grand volume et est lourd. Les ouvrages représentatifs de ce mode incluent HipBot, la série HAL, LOPES et ALEX.

Le mode pneumatique utilise l'air comprimé comme moyen de transmission et de contrôle de l'énergie. Les avantages de ce mode comprennent une structure simple, un coût faible, une petite viscosité du gaz, la possibilité de réaliser un réglage progressif de la vitesse, une non-pollution, peu de perte de résistance, la possibilité de prévenir les incendies et les explosions, tout en bénéficiant d'un débit élevé et le travail à des températures élevées. Cependant, le gaz est facile à comprimer et à fuir, la vitesse est facile à modifier sous la charge, il est difficile d'assurer un

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

contrôle précis et il ne peut pas être utilisé à des températures basses, le gaz est difficile à sceller et la pression de travail est généralement limitée à moins de 0,8 MPa, ce qui le rend approprié uniquement pour les conduites à faible puissance. Les ouvrages représentatifs de ce mode incluent KEA et l'orthèse cheville-pied de l'Université du Michigan, USA.

Le mode SEA utilise des actionneurs mécaniques, notamment des actionneurs à ressort. Les avantages de ce mode incluent une grande précision de contrôle, une minimisation des coûts énergétiques, une haute sécurité, une atténuation de l'impact d'inertie, une réduction des pertes par frottement et un stockage d'énergie. Cependant, la rigidité est restreinte par les éléments élastiques

c. Capteurs

Les capteurs sont essentiels dans le contrôle des exosquelettes robotiques. Ils permettent de mesurer les paramètres cinématiques tels que la position, l'accélération des membres et les activités bioélectriques. La mesure précise de la position et du déplacement linéaire des articulations et des segments est essentielle, et il existe différentes technologies de capteurs adaptées aux systèmes d'exosquelette[17] [5].

Le choix d'un capteur adapté pour détecter les informations de l'interaction homme-machine revêt une importance capitale. La détection de la démarche dans les systèmes d'exosquelette se compose de trois principales technologies : la détection plantaire, la détection des membres et la détection mixte. La détection plantaire permet d'évaluer différentes démarches en mesurant les forces homme-machine ou les forces de réaction au sol à l'aide d'un capteur spécifique. La détection des membres utilise des capteurs pour détecter l'intention de mouvement des membres inférieurs ou du torse, en se basant sur des technologies telles que les capteurs d'angle, les capteurs EMG et les interfaces cerveau-ordinateur (BCI). La technologie de détection mixte peut être utilisée en combinant deux ou plusieurs capteurs pour identifier et évaluer la démarche humaine.

En fusionnant les informations de détection provenant de tous les types de capteurs, le système de contrôle peut obtenir des données précises sur les mouvements, garantissant ainsi un fonctionnement efficace et fiable de l'exosquelette robotique.

Actuellement, il existe deux principales méthodes de détection de l'intention de mouvement, comme présenté dans le tableau 2. La première méthode est l'interaction homme-robot (HRI) basée sur des modèles physiques (pHRI), qui vise principalement à détecter les informations d'interaction entre le patient et l'exosquelette, telles que la position et la force. Malgré des décalages temporels et l'influence des installations des capteurs sur le confort, cette méthode est considérée comme très fiable. L'autre méthode est l'interaction homme-robot basée sur la cognition (cHRI). Dans cette

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

approche, l'intention de mouvement des patients, utilisée comme signal d'entrée pour le contrôleur, est obtenue par l'identification des signaux EMG. Bien que l'application directe des capteurs sur la peau soit très confortable, la présence de sueur peut sérieusement compromettre la précision des mesures, et il n'est pas possible d'assurer une relation biunivoque entre les signaux EMG et le couple articulaire. Dans le même temps, les erreurs d'interprétation du contrôleur peuvent entraîner des dommages secondaires. Il est évident que la fusion des deux types de signaux permet une évaluation précise de l'intention de mouvement[12].

Tableau 1: La méthode de détection des informations relatives à l'interaction homme-robot[12].

HRI	Signal de détection	Méthode de détection
pHRI (interaction homme-robot basée sur des modèles physiques)	Informations cinématiques	Capteur d'angle, capteur d'accélération
	Informations sur l'effort/le couple	Capteur de pression, capteur de couple
cHRI (interaction homme-robot basée sur la cognition)	Informations sur la motilité des muscles	EMG, sEMG
	Informations sur la motilité cérébrale	EEG

3.3 Stratégie du contrôle

La stratégie de contrôle joue un rôle essentiel dans l'amélioration de l'efficacité, de la précision et du confort de l'exosquelette en fonction des intentions de l'utilisateur [6]. Grâce aux progrès technologiques et à l'application de systèmes de contrôle, des interfaces de contrôle plus efficaces et conviviales ont été développées, permettant ainsi aux orthèses de reproduire naturellement les mouvements de l'articulation[15].

Les stratégies de contrôle se déclinent en trois niveaux distincts : haut niveau, niveau intermédiaire et bas niveau. Au niveau supérieur, le contrôleur doit identifier l'intention de locomotion de l'utilisateur ainsi que les obstacles présents dans l'environnement de marche, en utilisant des techniques telles que la reconnaissance du mode de marche (par exemple, machines à états finis, apprentissage automatique et méthodes statistiques). Il convient de noter que cette procédure est sujette à des délais et des erreurs, qui peuvent être particulièrement critiques lors de

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

transitions entre différents modes de marche significatifs, tels que la marche horizontale et la descente d'escaliers.

Le contrôleur de niveau intermédiaire assure la traduction des intentions de mouvement de l'utilisateur du niveau supérieur vers le niveau inférieur, en utilisant deux stratégies distinctes : une approche basée sur la phase (détection à partir des événements de la marche) ou une approche non basée sur la phase (déduction du mouvement intentionnel des membres affectés avec estimation complémentaire du mouvement des membres).

Quant au contrôleur de bas niveau, il calcule l'écart entre l'état souhaité et l'état actuel, puis envoie des commandes aux actionneurs pour réduire cet écart, en se basant sur les propriétés cinématiques et cinétiques de l'appareil. L'exécution de ces commandes est souvent spécifique à chaque appareil et peut reposer sur une combinaison de boucles d'anticipation et de rétroaction[9].

La stratégie de contrôle entre le robot et les patients se divise en trois volets en se basant sur la variété de signaux obtenus à partir de l'intention initiale :

a. Contrôle de la position

Le contrôle de la position implique l'utilisation de la méthode de suivi de trajectoire, qui vise à guider les membres inférieurs dans une marche à pas fixe. Cette approche repose sur un contrôleur de rétroaction de position proportionnelle qui ajuste les angles articulaires en fonction de la force musculaire des membres inférieurs.

b. Contrôle du signal de force

La stratégie de contrôle du signal de force implique la mesure et la gestion de la force produite par la contraction musculaire et les interactions avec la structure mécanique. La force d'interaction peut être directement quantifiée à l'aide d'un capteur de force et de moment intégré dans la conception de la structure mécanique. Elle peut être évaluée en se référant aux modèles cinétiques du système homme-machine. Comparé au signal médical biologique, le signal de force offre une meilleure précision et permet une meilleure appréhension de l'intention de mouvement du patient. Ainsi, le contrôle basé sur le signal de force est réalisable et offre une relative stabilité. Cependant, l'acquisition de la force d'interaction nécessite généralement une structure mécanique dédiée, ce qui limite sa disponibilité par rapport à la détection des signaux médicaux biologiques. En ce qui concerne le contrôle de l'interaction entre le robot de rééducation et le patient, deux méthodes couramment utilisées sont le contrôle hybride force/position et le contrôle par impédance.

b.1 Contrôle hybride force/position.

Chapitre 01 : État d'art sur la rééducation des membres inférieurs

Dans certains cas, il est nécessaire de contrôler la position du robot dans des directions spécifiques, tandis que dans d'autres directions, il est préférable de contrôler la force d'interaction entre la structure mécanique et l'environnement externe. Le contrôle d'interaction du robot de rééducation des membres inférieurs vise à offrir un environnement sûr, confortable et flexible pour le traitement et la récupération, et il ne nécessite pas un contrôle précis de la trajectoire de force. Par conséquent, la stratégie de contrôle hybride force/position n'est pas couramment utilisée dans les systèmes de contrôle interactifs.

b.2 Contrôle d'impédance.

Le contrôle d'impédance vise à assurer la flexibilité du robot de rééducation en évitant les forces excessives entre la structure mécanique et les membres. Cette méthode offre une interface tactile naturelle, confortable et sûre, tout en minimisant les dommages secondaires. Il existe deux approches de contrôle d'impédance : basée sur le couple et basée sur la position. La première utilise des équations d'impédance orientées vers l'avant (mais les expressions explicites de ces équations ne sont généralement pas disponibles dans les structures de contrôle), tandis que la seconde utilise des équations d'impédance inverse, également appelée contrôle d'admittance. La mise en œuvre du contrôle d'impédance se fait généralement à travers une structure à double boucle fermée, où la boucle externe gère la force et la boucle interne gère la position.

c. Contrôle des signaux médicaux biologiques.

Le contrôle interactif du robot de rééducation des membres inférieurs repose principalement sur l'utilisation de l'électromyogramme de surface (sEMG) et de l'électroencéphalogramme (EEG). Ces signaux sont obtenus de manière non invasive, ce qui permet leur utilisation pratique sans nécessiter l'intervention d'un professionnel de la santé. De plus, les méthodes d'acquisition du sEMG et de l'EEG sont opérationnelles et offrent des performances fiables[12].

Conclusion

Un système robotisé de rééducation des membres inférieurs est un dispositif médical utilisé pour aider à la rééducation des membres inférieurs, tels que les jambes, en utilisant des mouvements robotisés contrôlés par ordinateur. Ce type de système peut être utilisé pour aider les patients atteints de diverses pathologies, telles que des lésions de la moelle épinière, des accidents vasculaires cérébraux, des blessures de la hanche ou du genou, à récupérer leur mobilité et leur coordination. Les systèmes robotisés de rééducation des membres inférieurs peuvent inclure des dispositifs tels que des exosquelettes, des plateformes de marche, des vélos stationnaires et d'autres types de machines d'exercice contrôlées par ordinateur. Ces dispositifs peuvent être utilisés sous la supervision d'un professionnel de la santé qualifié pour aider les patients à retrouver leur force, leur endurance, leur équilibre et leur capacité à marcher.

L'utilisation d'un système robotisé de rééducation des membres inférieurs offre plusieurs avantages. Voici quelques-uns des principaux avantages : Précision, Personnalisation, Sécurité, Feedback, Consistance, Répétabilité et Économie de temps. Dans le contexte précédent, le chapitre prochain détail l'Analyse fonctionnelle d'un dispositif de rééducation des membre inférieur connu sous le nom de Sys-Rééduc.

Chapitre 02 :

Analyse fonctionnelle du dispositif de
rééducation des membres inférieurs

Sys-Rééduc

Introduction

L'analyse fonctionnelle occupe une place centrale dans le processus de conception de la machine de rééducation. Son objectif est d'examiner en détail les besoins, les exigences et les interactions du système afin de garantir un fonctionnement optimal et de répondre aux attentes des utilisateurs. Dans ce chapitre, nous explorerons différentes méthodes et outils d'analyse fonctionnelle qui permettent de structurer et de décrire les différentes facettes du dispositif.

L'analyse fonctionnelle constitue une approche méthodique visant à décomposer le système en diverses fonctions, à identifier les interactions entre ces fonctions et à définir les critères de performance associés. Elle offre une vision globale du système, assurant ainsi une prise en compte adéquate de toutes les exigences spécifiées dans le cahier des charges.

Dans ce chapitre, nous débuterons par présenter la machine de rééducation Sys-Rééduc dans son ensemble. Par la suite, nous aborderons l'analyse du besoin, permettant ainsi une définition claire des objectifs et des exigences du système en prenant en considération les particularités des patients et les contraintes du contexte clinique.

Nous utiliserons ensuite divers outils d'analyse fonctionnelle tels que le cycle de vie, le graphe des fonctions de service, le diagramme pieuvre et le cahier des charges fonctionnel pour décrire et structurer les différentes fonctions du dispositif Sys-Rééduc. Nous approfondirons également l'étude des interactions entre ces fonctions et les critères de performance qui leur sont associés.

Pour une compréhension approfondie du système, nous nous appuierons sur des méthodes telles que la méthode FAST (Functional Analysis System Technique) et la méthode SADT (Structured Analysis and Design Technique) pour modéliser et représenter les fonctions du système de manière claire et cohérente. Cela nous permettra de visualiser les flux d'informations, les contraintes et les interdépendances entre les différentes parties du système.

En complément, nous utiliserons des outils tels que le diagramme use case pour décrire les interactions entre le système et les utilisateurs, le diagramme d'exigences pour spécifier clairement les différentes exigences du système, ainsi que le diagramme de définition de blocs (BDD) et le diagramme de blocs interne (IBD) pour représenter la structure du système et les liens entre ses composantes.

En conclusion de ce chapitre, nous résumerons les principales conclusions de notre analyse fonctionnelle, en mettant en évidence les aspects clés qui guideront la conception, la modélisation

Chapitre 02 : Analyse fonctionnelle du dispositif de rééducation des membres inférieurs **"Sys-Rééduc"**

et la commande ultérieures du dispositif Sys-Rééduc. Ces éléments seront d'une grande importance pour la réalisation d'un dispositif de rééducation performant et adapté aux besoins des patients.

Enfin, nous concluons ce chapitre en résumant les principales conclusions de notre analyse fonctionnelle et en mettant en évidence les aspects clés qui guideront la conception, la modélisation et la commande ultérieures du dispositif Sys-Rééduc.

1 Démarche d'analyse fonctionnelle

L'analyse fonctionnelle est une approche qui vise à comprendre les différentes fonctions d'un système ainsi que ses interactions avec son environnement. Son objectif est de déterminer les besoins du système et de proposer les solutions technologiques nécessaires à sa conception.

Cette démarche se divise généralement en deux parties distinctes. La première partie est l'analyse fonctionnelle externe, qui consiste à identifier et à exprimer clairement les besoins du système en se basant sur les attentes des utilisateurs et les contraintes de l'environnement. Elle permet de définir les fonctions principales du système et les interactions avec les parties prenantes.

La deuxième partie est l'analyse fonctionnelle interne, qui se concentre sur les solutions technologiques nécessaires à l'exécution de chaque fonction interne du système. Elle consiste à étudier les différentes composantes du système, leurs interactions et les moyens techniques pour réaliser les fonctions requises. Cette analyse interne permet de déterminer les choix de conception, les technologies à utiliser et les contraintes techniques à prendre en compte.

D'autre part, l'analyse fonctionnelle d'un système qui peut être réalisée selon différentes méthodes :

- La méthode classique en utilisant des diagrammes tels que le diagramme bête à corne, le diagramme de pieuvre, le diagramme FAST ou encore le diagramme SADT.

- La méthode basée sur le SysML qui a été adopté en tant qu'outil d'analyse fonctionnelle suite au développement des systèmes complexes. En effet, un système complexe aujourd'hui est un ensemble de composants interagissant entre eux. Le SysML est un ensemble d'outils graphiques permettant de spécifier, concevoir, définir et analyser la structure et le fonctionnement d'un système

2 Présentation de la machine de rééducation

Sys-Rééduc est un appareil de rééducation des membres inférieurs en chaîne musculaire fermée, développé dans le cadre du projet CPER Sys-Rééduc en partenariat avec le CRITT-MDTS. Son

Chapitre 02 : Analyse fonctionnelle du dispositif de rééducation des membres inférieurs **"Sys-Rééduc"**

l'objectif principal est d'aider à la rééducation et au renforcement musculaire des jambes, offrant des possibilités d'exercices ciblés et personnalisés.

L'appareil se compose d'une structure mécanique comprenant des transferts linéaires motorisés et un support mobile pour les membres inférieurs, ainsi qu'un siège inclinable pour les exercices en position assise ou couchée.



Figure 9: Premier prototype du dispositif Sys-Rééduc réalisé en partenariat avec le CRITT-MDTS [2].

3 La méthode classique

3.1 Analyse fonctionnelle externe

a. Analyse du Besoin

Le cahier des charges des prestations pour le patient

a) Expression du besoin

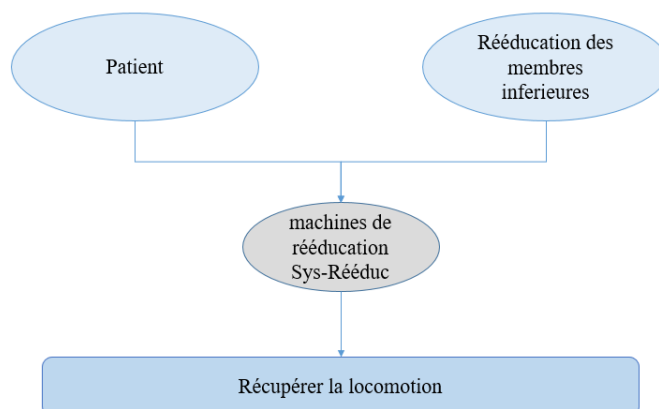


Figure 10: Diagramme bêta à cornes coté patient

Chapitre 02 : Analyse fonctionnelle du dispositif de rééducation des membres inférieurs "Sys-Réeduc"

La machine de rééducation Sys-Reeduc rend service au patient en agissant sur la rééducation de membre inférieure pour récupérer la locomotion.

b) Caractérisation du besoin

Tableau 2: Caractérisation du besoin coté patient

Critère	Valeur
Poids	150
L'amplitude	0°- 150°
Actionneur	Moteur électrique
Capteur	Encodeur

c) Validation du besoin

- Pourquoi l'orthèse existe-t-il ?

Parce que La rééducation aide à la récupération de la locomotion et améliore le mouvement des membres inférieurs du patient.

- Qu'est-ce qui pourrait faire évoluer le besoin ?

Que la récupération de la locomotion sans rééducation.

- Qu'est-ce qui pourrait faire disparaître le besoin ?

Création d'un nouveau système permettant une récupération du la marche

b. Analyse Fonctionnelle du Besoin

a) Cycle de vie

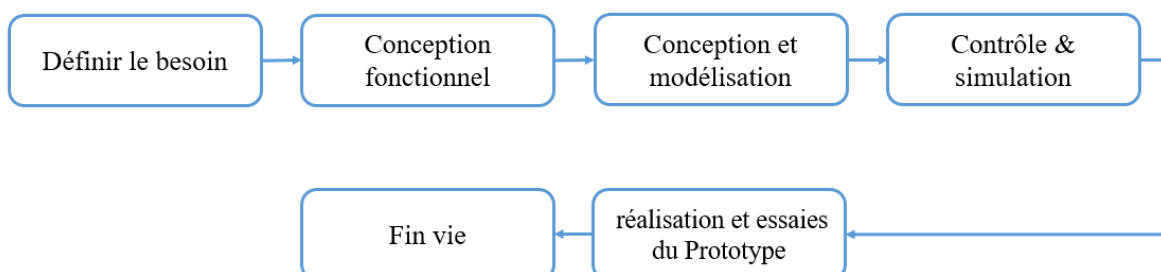


Figure 11: Phases et cycle de vie du produit

b) Graphe des fonctions de service

Chapitre 02 : Analyse fonctionnelle du dispositif de rééducation des membres inférieurs "Sys-Réeduc"

Diagramme pieuvre

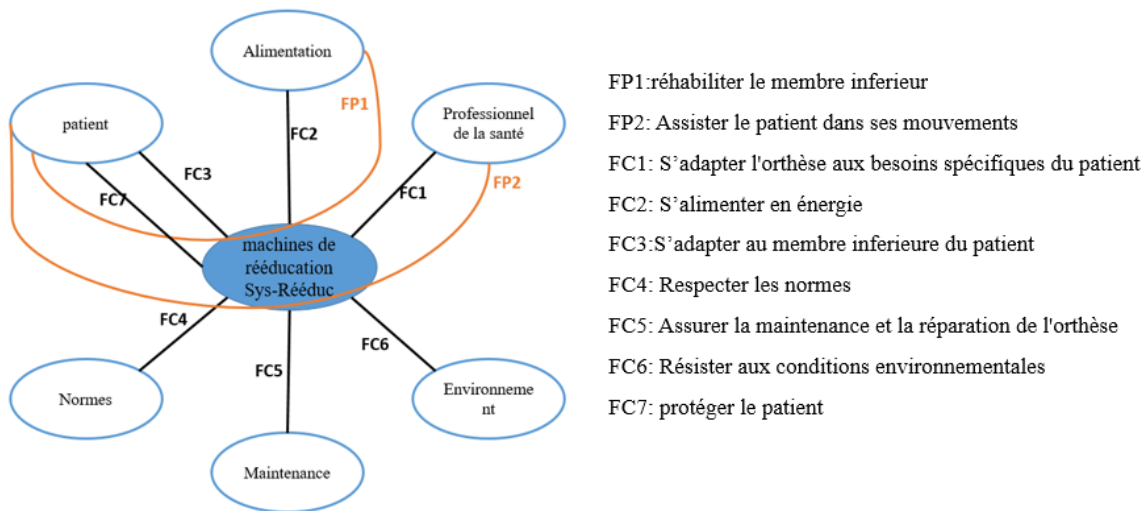


Figure 12: Graphe des interacteurs

Diagramme de pieuvre pour définir le besoin du système, en analysant le produit « la machine de rééducation Sys-Reeduc », on peut en déduire le diagramme « pieuvre », graphique circulaire qui met en évidence les relations entre les éléments de l'environnement du produit. Ces différentes relations sont appelées les fonctions de services qui conduisent à la satisfaction du besoin

Le Cahier des Charges Fonctionnel

Le résultat de l'analyse fonctionnel externe est présenté sur un document intitulé cahier des charges fonctionnel, où chacune des fonctions est assortie de caractéristiques permettant de comprendre exactement ce qu'elle offre

Tableau 3: Le Cahier des Charges Fonctionnel.

Fonctions	Critères	Niveaux
FP1 : réhabiliter le membre inférieure du patient	Unité d'entraînement. Le poids	moteur-réducteur Max 150kg
FP2 : Assister le patient dans ses mouvements	L'amplitude L'effort Vitesse pilotage asservi du mouvement : • écart de position • marge de gain • marge de phase	0° - 150° 20N ≤2m/s • nul • 7dB minimum • 45°

Chapitre 02 : Analyse fonctionnelle du dispositif de rééducation des membres inférieurs
"Sys-Rééduc"

	<ul style="list-style-type: none"> • rapidité • pulsation au gain unité 	<ul style="list-style-type: none"> • $t5\% < 0,2s$ • 50 rad/s
FC3 :S'adapter au membre inférieure du patient	longueur de cuisse + jambe écartement du bassin réglage de l'inclinaison du pied Le réglage de l'inclinaison du siège	variant de 0,6 m à 1,2 m 370 mm à 600 mm entre 20° et 50° 0° position allongée à 80° position assise
FC7 : protéger le patient	D'arrêt d'urgence	bloquer le fonctionnement en fonction de la taille du patient

3.2 Analyse fonctionnelle interne

a. Méthode FAST (Functional Analysis System Technic)

La méthode FAST est un outil graphique qui permet de détailler les fonctions techniques et les solutions associées, organiser de la gauche vers la droite, partant d'une fonction de services

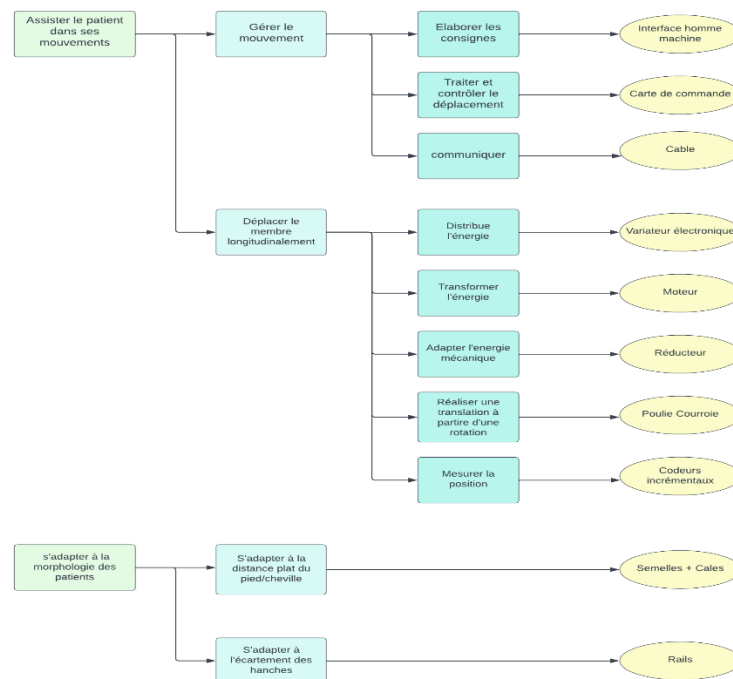


Figure 13: Graphe FAST

Chapitre 02 : Analyse fonctionnelle du dispositif de rééducation des membres inférieurs "Sys-Réeduc"

b. Méthode SADT (Structured Analysis and Design Technique)

Le but de la SADT est d'offrir une vision globale et synthétique du système automatisé.

a) Modélisation A-0

Le premier diagramme représenté sur la figure (14) est le niveau A-0 de la méthode SADT qui met en évidence la fonction principale de sys-reeduc ainsi que ses relations avec son milieu extérieur.

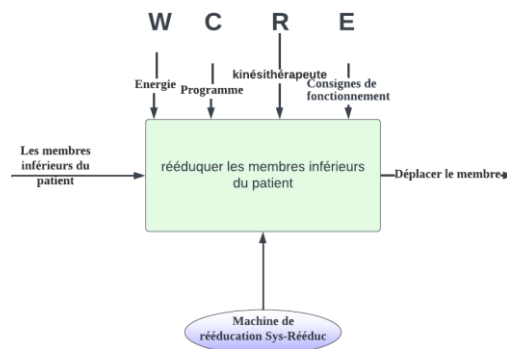


Figure 14: Niveau A-0 de la méthode SADT.

b) Modélisation A0

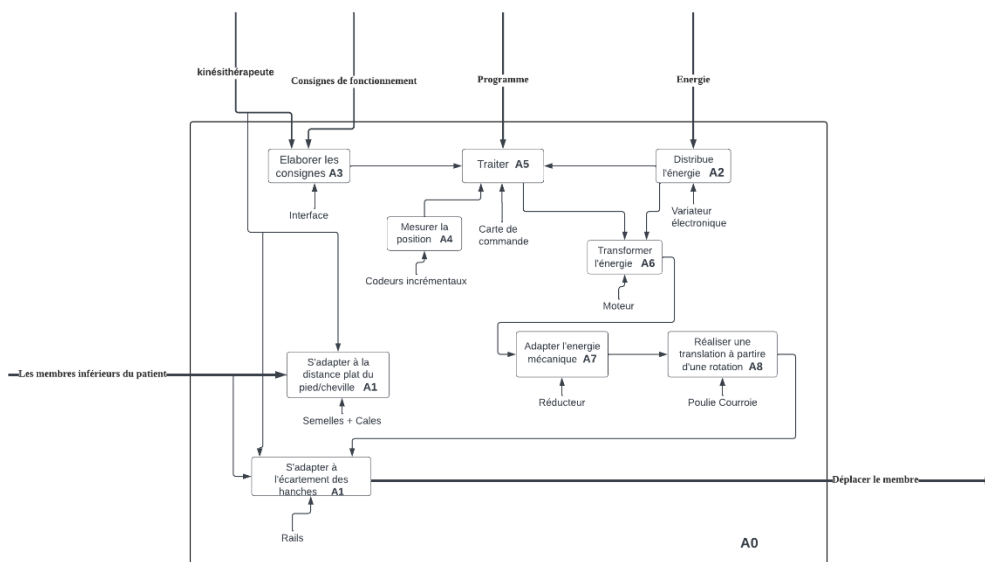


Figure 15: Niveau A0 de la méthode SADT

Chapitre 02 : Analyse fonctionnelle du dispositif de rééducation des membres inférieurs **"Sys-Réeduc"**

La décomposition de la boîte A-0 donné la boîte qui s'appelle la boîte A0 permettra de créer une structure hiérarchique des activités qui composent le processus de la machine Sys-R

La boîte A0 est une subdivision de la boîte A-0 elle contient sept boites :

- A1 Boîte " S'adapter à la distance plat du pied/cheville " : Ce bloc est chargé d'ajuster le dispositif de rééducation pour s'adapter à la distance entre la plante du pied et la cheville du patient.

A1 Boîte "S'adapter à l'écartement des hanches" : Ce bloc permet d'ajuster l'écartement des rails pour s'adapter à la largeur des hanches du patient.

- A2 Boîte " Distribuer l'énergie " : Ce bloc utilise un variateur électronique pour réguler la distribution de l'énergie électrique vers les différents composants du système.

- A3 Boîte " Elaborer la consigne " : Ce bloc est responsable de la création de la consigne de fonctionnement, qui peut être déterminée par le kinésithérapeute ou un consigne de fonctionnement.

- A4 Boîte " Mesurer la position " : Ce bloc est chargé de mesurer la position des différents éléments du système à l'aide de codeurs incrémentaux.

- A5 Boîte " Traiter " : Ce bloc concerne la carte de commande qui traite les informations reçues et prend les décisions nécessaires pour assurer le bon fonctionnement du système de rééducation.

- A6 Boîte " Transformer l'énergie " : Ce bloc utilise un moteur pour transformer l'énergie électrique en énergie mécanique nécessaire au mouvement du système.

- A7 Boîte " Adapter l'énergie mécanique " : Ce bloc utilise un réducteur pour adapter l'énergie mécanique fournie par le moteur aux besoins spécifiques du système de rééducation.

- A8 Boîte " Réaliser une translation à partir d'une rotation " : Ce bloc permet de convertir le mouvement de rotation généré par le moteur en une translation du membre. Il utilise un mécanisme de poulie courroie pour transférer le mouvement rotatif en un mouvement linéaire du membre inférieur du patient.

4 La méthode basée sur le SysML

L'avantage que présente le SysML sur les méthodes d'analyse fonctionnelle classiques est le fait qu'il permette une expression plus structurée du besoin notamment à travers le diagramme de cas d'utilisation ainsi qu'une modélisation des différentes interactions entre les composants internes du système à travers le diagramme de définition de blocs et le diagramme de bloc interne.

Chapitre 02 : Analyse fonctionnelle du dispositif de rééducation des membres inférieurs "Sys-Rééduc"

4.1 Analyse fonctionnelle externe

a. Définition du Besoin

Diagramme cas d'utilisation

Le diagramme des cas d'utilisation pour représenter les différentes interactions entre les acteurs et le système. Ce diagramme mettra en évidence les fonctionnalités principales du système du point de vue des utilisateurs.

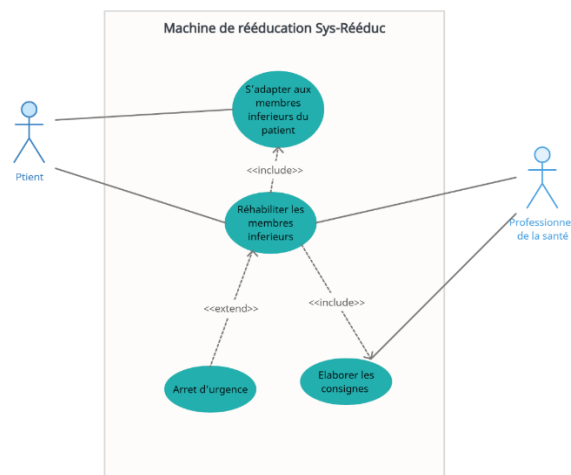


Figure 16: Diagramme de cas d'utilisation

b. Expression du Besoin

Diagramme d'Exigences

Le diagramme d'exigences, qui détaillera les exigences fonctionnelles et non fonctionnelles du dispositif. Ce diagramme permettra de spécifier clairement les performances attendues et les contraintes à respecter.

Chapitre 02 : Analyse fonctionnelle du dispositif de rééducation des membres inférieurs "Sys-Réeduc"

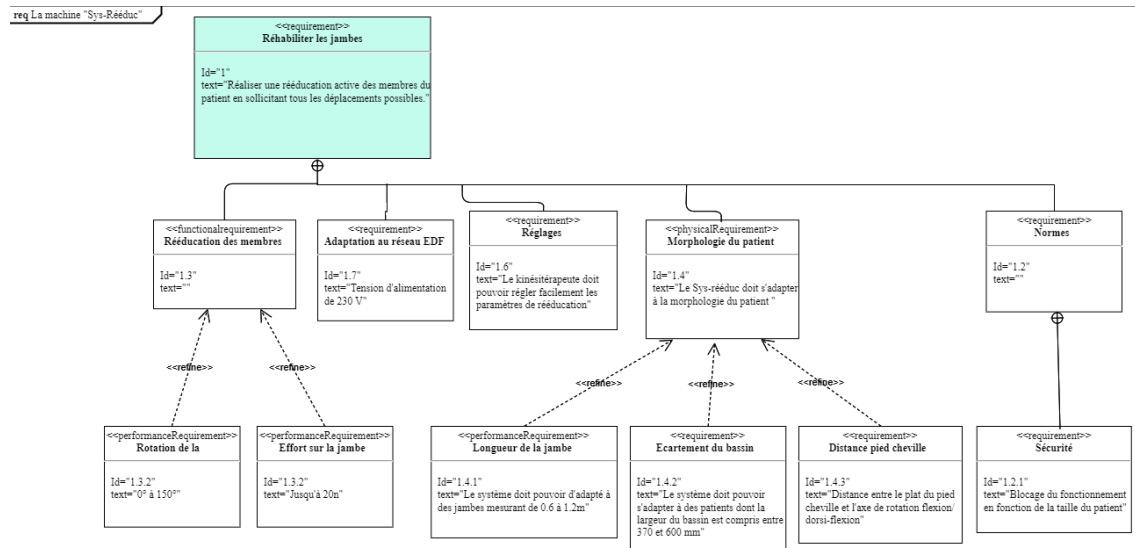


Figure 17: Diagramme d'exigences de la machine de rééducation Sys-Reeduc.

4.2 Analyse Fonctionnelle Interne

c. Diagramme de Définition de Blocs BDD

Pour structurer et organiser les différentes fonctions, nous utiliserons le diagramme de définition de blocs (BDD). Ce diagramme représentera les blocs fonctionnels du système et leurs relations hiérarchiques.

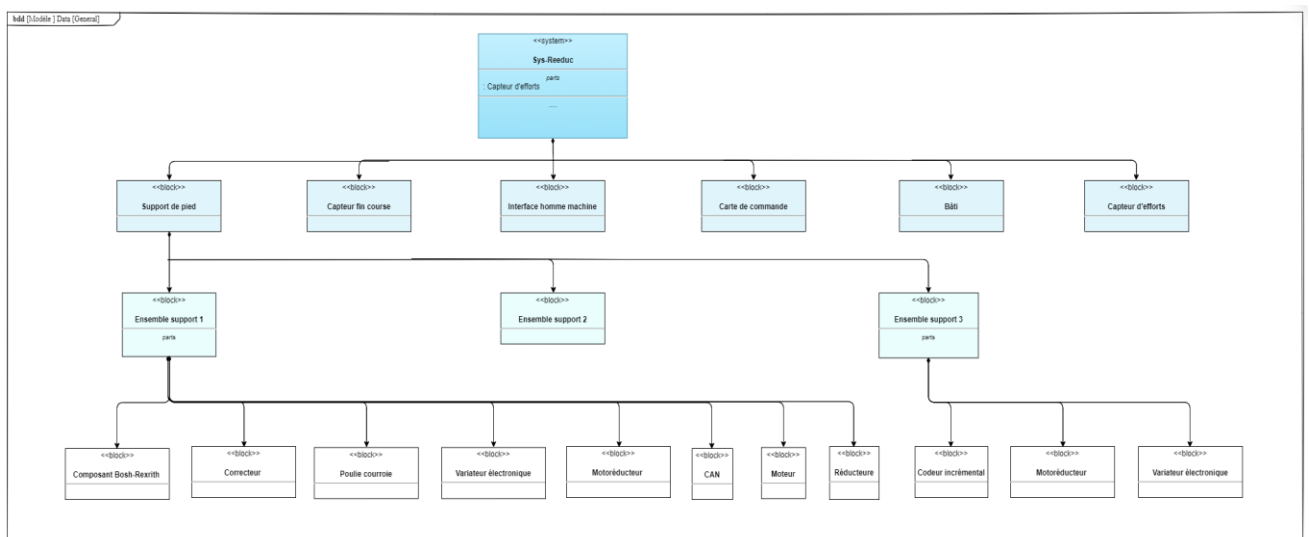


Figure 18: illustration du diagramme de définition des blocs représentant les différents composants de la machine de rééducation Sys-Reeduc.

Chapitre 02 : Analyse fonctionnelle du dispositif de rééducation des membres inférieurs "Sys-Réeduc"

d. Digramme de Blocs Interne IBD

Nous utiliserons le diagramme de blocs internes (IBD) pour décrire les interfaces entre les différents blocs fonctionnels du système. Ce diagramme mettra en évidence les échanges d'informations et les relations entre les différents composants.

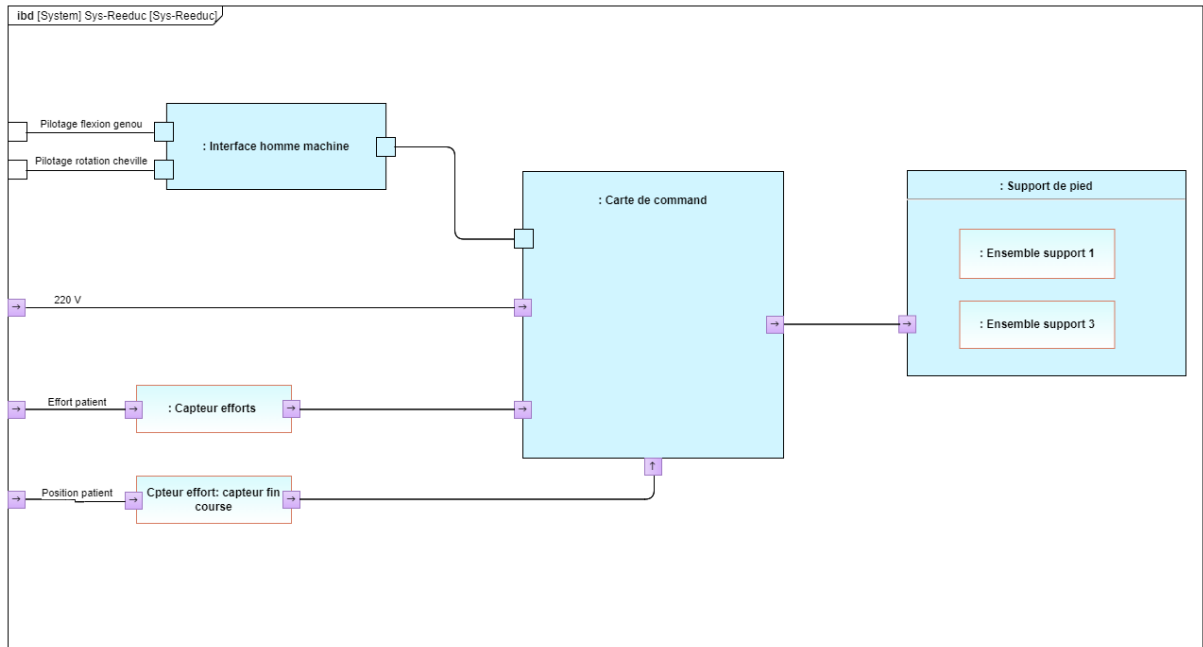


Figure 19: illustre le diagramme de blocs interne la machine de rééducation Sys-Reeduc.

5 L'Architecture fonctionnelle

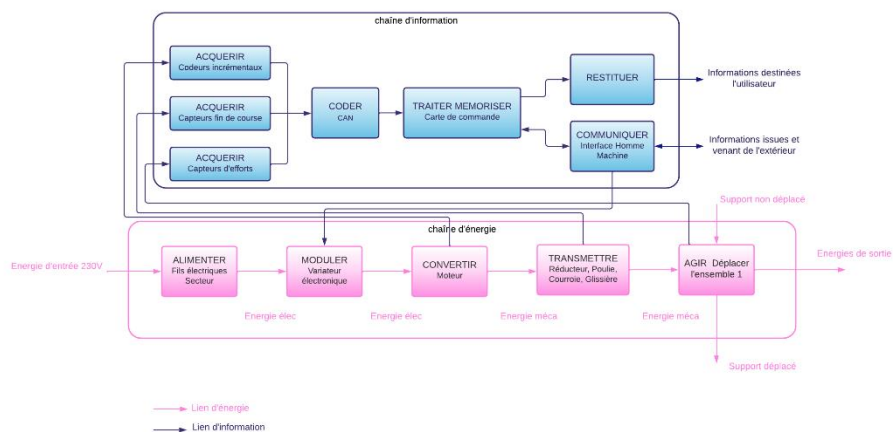


Figure 20: Chaîne fonctionnelle associée à l'ensemble support 1.

Conclusion

En conclusion, l'analyse fonctionnelle réalisée dans ce chapitre a joué un rôle essentiel dans la conception de la machine de rééducation Sys-Réeduc. En décomposant le système en différentes

Chapitre 02 : Analyse fonctionnelle du dispositif de rééducation des membres inférieurs **"Sys-Réeduc"**

fonctions, en identifiant les interactions et en définissant les critères de performance, nous avons pu garantir que toutes les exigences du cahier des charges ont été prises en compte de manière appropriée. Les outils tels que le cycle de vie, le graphe des fonctions de service et les diagrammes internes ont fourni une vision globale du système et ont orienté la conception future. Cette analyse fonctionnelle constitue une étape solide pour le développement ultérieur du dispositif, en assurant qu'il répondra efficacement aux besoins des utilisateurs dans le domaine de la rééducation.

**Chapitre 03 : Conception assistée par
ordinateur de la machine**

Sys-Réeduc

Introduction

Le chapitre 3 de ce mémoire se concentre sur la conception assistée par ordinateur de la machine de rééducation des membres inférieurs "Sys-Réeduc". Ce chapitre constitue une étape cruciale dans notre démarche de contribution à l'étude et à la conception de cette machine, développée dans le cadre de la thèse de Seddiki.

L'objectif de ce chapitre est de présenter en détail le processus de conception de la machine Sys-Réeduc, en mettant l'accent sur les aspects clés tels que la structure mécanique, les fonctionnalités et les caractéristiques spécifiques de cette machine de rééducation.

Avant d'entrer dans les détails de la conception CAO de Sys-Reeduc sur SolidWorks, il est essentiel de comprendre certains concepts fondamentaux de la robotique et de la mécanique. Cette introduction académique se concentrera donc sur la définition de la robotique, la structure mécanique d'un robot, les degrés de liberté d'un corps rigide, ainsi que la représentation symbolique des robots.

En outre, cette introduction fournira une description générale du système de rééducation Sys-Reeduc, en mettant en évidence ses caractéristiques principales et ses objectifs. En identifiant les parties fixes et mobiles de la machine, cette étude contribuera à une meilleure compréhension de la conception et du fonctionnement de Sys-Reeduc.

1 Quelques rappels

1.1 La robotique

La robotique est un domaine relativement récent de la technologie moderne qui transcende les frontières traditionnelles de l'ingénierie.

Le terme "robot" a été introduit pour la première fois par le dramaturge tchèque Karel Čapek dans sa pièce de théâtre "Les Robots universels de Rossum" en 1920. Le mot "robota" en tchèque signifie "travailleur" ou "travail forcé". Depuis lors, le terme a été largement utilisé pour désigner divers dispositifs mécaniques fonctionnant sous le contrôle d'un ordinateur.

Selon le "Robot Institute of America (RIA)" en donne une définition officielle : un robot est un manipulateur multifonctionnel réprogrammable conçu pour déplacer des matériaux, des pièces, des outils ou des dispositifs spécialisés au moyen de mouvements programmés variables en vue de l'exécution d'une variété de tâches.

Il existe de nombreux types de robots, notamment les téléopérateurs, les véhicules sous-marins, les voitures autonomes, les drones, et bien d'autres. Le terme "robot" a été appliqué à pratiquement tout ce qui fonctionne avec un certain degré d'autonomie sous le contrôle d'un ordinateur[18].

Les robots ont été largement utilisés avec succès dans diverses applications industrielles.

Depuis les deux dernières décennies, d'autres domaines d'application sont apparus : médical, service (spatial, sécurité civile, ...), transport, sous-marin, divertissement, et même compagnonnage sous la forme d'"animaux de compagnie" artificiels ou de robots humanoïdes. On peut distinguer trois grandes classes de robots : les robots manipulateurs, qui imitent le bras humain, les robots marcheurs, qui imitent la locomotion des humains, des animaux ou des insectes, les robots mobiles, qui ressemblent à des voitures, et les robots volants "drones"[19]

1.2 Structure mécanique d'un robot

La structure mécanique d'un robot manipulateur peut être considérée comme un système multicorps, c'est-à-dire un système de corps ou de liaisons, théoriquement rigides, reliés entre eux par des articulations ou des paires cinématiques[20].

➤ Degrés de liberté d'un corps rigide

Dans le cas général, la position géométrique d'un corps rigide libre est décrite avec 6 paramètres ou degrés de liberté (DOF) qui peuvent être classés en deux catégories :

Chapitre03 : Conception assistée par ordinateur de la machine "Sys-Réeduc"

3 paramètres de translation indépendants qui définissent la position dans l'espace d'un point de référence sur le solide ;

3 paramètres de rotation indépendants qui définissent l'orientation dans l'espace du solide[18] [19] [20].

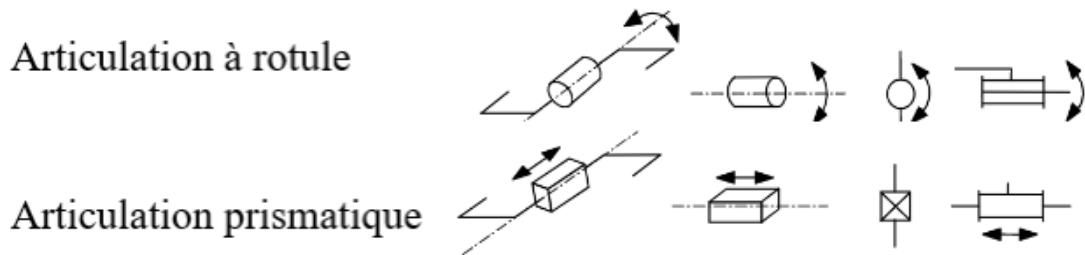


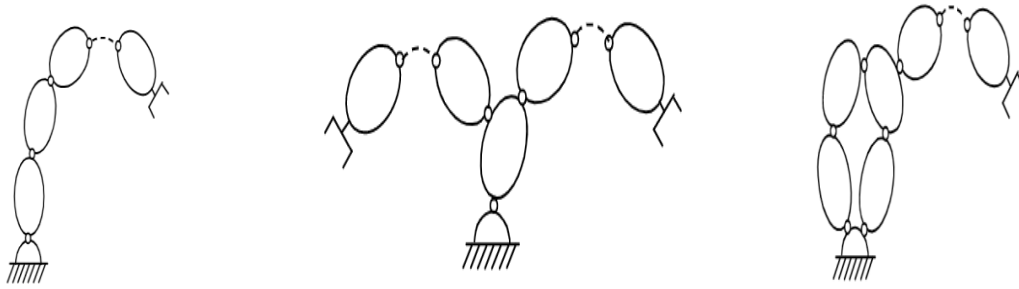
Figure 21: Représentation symbolique des articulations d'un robot[19].

1.3 Représentation symbolique des robots

À partir d'un corps de référence C_0 formant la base du manipulateur, les corps C_i et les paires cinématiques L_i formant la structure mécanique du robot peuvent être attachés ensemble de différentes manières. La topologie ou la morphologie de la chaîne cinématique est l'étude de la position relative des différents segments et des joints de la chaîne, ainsi que de la manière dont ils sont connectés les uns aux autres. Cette caractéristique a un impact majeur sur les performances du système[20].

La structure mécanique est composée d'une chaîne cinématique de liaisons rigides articulées. L'une des extrémités de la chaîne est fixe et s'appelle la base. L'effecteur est fixé à l'extrémité libre de la chaîne. Cette chaîne peut être sérielle (chaîne ouverte simple), arborescente ou fermée (figures 22). Les deux dernières structures sont appelées chaînes complexes car elles contiennent au moins un maillon avec plus de deux articulations[19].

Structures simples en arbre ouvert : La structure en arbre ouvert simple est caractérisée par le fait que tous les segments et les joints sont connectés les uns après les autres, c'est-à-dire que chaque corps C_i dans les chaînes cinématiques est connecté uniquement aux deux éléments voisins C_{i-1} et C_{i+1} . La plupart des robots industriels actuellement commercialisés possèdent une architecture purement sérielle de ce type.



Chaîne ouverte (ou sérielle) simple

Chaîne arborescente

Chaîne fermée

Figure 22: Les différents types de chaînes cinématiques[19]

2 Concept de la machine de rééducation Sys-Réeduc

L'objectif de l'étude menée par Seddiki était de concevoir une machine de rééducation spécialement dédiée à l'entraînement des membres inférieurs, en se focalisant sur les exercices en chaîne musculaire fermée. Pour atteindre ce résultat, il était primordial que la structure cinématique du dispositif réponde à des contraintes préétablies. En s'appuyant sur l'analogie des systèmes robotiques, Seddiki considérait l'ensemble mécanique formé par les membres inférieurs et le dispositif de rééducation comme une configuration de segments rigides polyarticulés. Cette approche était fondée sur les principes de la biomécanique du mouvement, où le corps humain est souvent considéré comme un système mécanique "polyarticulé et autocontrôlé".

2.1 Description du système

L'objectif de l'étude menée par Seddiki était de concevoir une machine de rééducation dédiée à l'entraînement des membres inférieurs, en mettant l'accent sur les exercices en chaîne musculaire fermée. Pour atteindre cet objectif, il était nécessaire que la structure cinématique du dispositif réponde à des contraintes spécifiques. En s'inspirant des systèmes robotiques, l'ensemble mécanique composé des membres inférieurs et du dispositif de rééducation a été conçu comme une chaîne cinématique fermée.

Le concept cinématique de la machine Sys-Réeduc repose sur l'idée que, pour qu'un mouvement de rééducation du membre inférieur soit considéré comme un exercice en chaîne musculaire fermée, les extrémités du membre doivent être fixes ou suffisamment résistantes pour permettre le mouvement entre celles-ci. Dans ce contexte, les articulations extrêmes du membre inférieur sont considérées comme la hanche et la liaison du pied sur un support. Ainsi, la hanche est fixée par rapport au bâti, tandis que le mouvement est généré par un support mobile sur lequel repose le pied.

Chapitre03 : Conception assistée par ordinateur de la machine "Sys-Réeduc"

La chaîne cinématique du dispositif de rééducation des membres inférieurs en chaîne musculaire fermée est constituée de plusieurs corps, à savoir le bâti de la machine (C_0), la cuisse (C_1), la jambe (C_2), le pied du sujet (C_3), et le support mobile de la machine (C_4). Les liaisons entre ces corps sont représentées par le symbole L_i , avec i allant de 0 à 5.

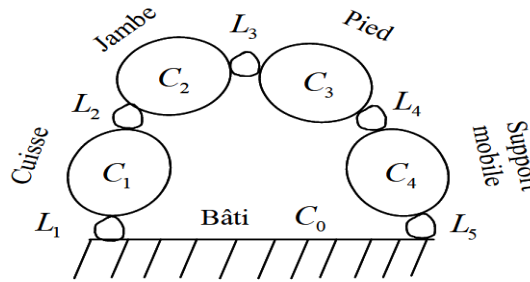


Figure 23: Chaîne cinématique du dispositif de rééducation des membres inférieurs en CMF

La conception cinématique du dispositif implique la définition des caractéristiques des différentes liaisons l_i .

- La liaison L_1 correspond à la fixation entre le bâti et la cuisse, où le sujet est assis sur un siège fixé au bâti et le tronc et le bassin sont considérés comme fixes par rapport à celui-ci. Cette liaison est modélisée par une articulation de type rotule, représentant l'articulation coxofémorale de la hanche.

- La liaison L_2 concerne le genou, dont la cinématique complexe à six degrés de liberté a fait l'objet d'une étude approfondie pour évaluer précisément ses mouvements. Pour la définition cinématique du concept Sys-Réeduc, seuls les mouvements du genou le long de l'axe principal de flexion-extension et de l'axe de rotation interne-externe sont pris en compte. Ces mouvements permettent de solliciter la majorité des groupes musculaires impliqués dans la mise en mouvement de l'articulation du genou lors d'un exercice en chaîne musculaire fermée.

- Les liaisons L_3 et L_4 correspondent respectivement à la cheville et à la liaison du pied sur son support. Dans certains cas, ces deux liaisons peuvent être considérées comme une seule liaison $L_{3/4}$, où le pied est fixé sur le support mobile. Ainsi, ces deux corps deviennent solidaires et forment un seul corps rigide. Cette simplification permet de réduire la chaîne cinématique en éliminant le pied de celle-ci. Dans ce cas, la liaison $L_{3/4}$ est composée de deux liaisons pivot, la première permettant la dorsi-flexion/flexion plantaire (l_{fd}) et la seconde la rotation interne-externe du pied (l_{ie}).

Chapitre03 : Conception assistée par ordinateur de la machine "Sys-Réeduc"

- La liaison $L5$ représente la connexion entre le support mobile et le bâti de la machine, réalisée par une liaison glissière le long de l'axe longitudinal défini par le membre inférieur en extension complète. Le concept cinématique retenu pour la machine de rééducation des membres inférieurs dans le plan sagittal est présenté dans la figure 24. Il convient de noter que cette structure cinématique est représentée pour un seul membre inférieur, mais le dispositif final comprendra deux structures cinématiques identiques pour chacun des membres inférieurs.

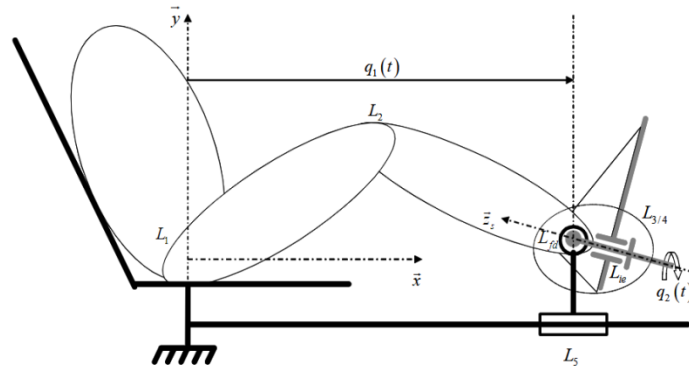


Figure 24: Concept cinématique de Sys-Réeduc dans le plan sagittal

En se basant sur la cinématique illustrée dans la figure 4, il est constaté que seule la rotation interne-externe du pied (liée à la liaison Lie selon l'axe \vec{z}_s et représentée par la variable $q_2(t)$ et le mouvement de translation du support mobile (lié à la liaison $L5$ selon l'axe \vec{x} et représenté par la variable $q_1(t)$) sont nécessaires pour solliciter la plupart des articulations et des groupes musculaires du membre inférieur. De plus, un réglage supplémentaire permet d'ajuster l'angle d'inclinaison du pied, qui reste fixe pendant le mouvement, afin de solliciter la dorsiflexion/flexion plantaire de la cheville dans différentes amplitudes de mouvement.

En termes de rééducation, la translation $L5$ entraîne la flexion-extension du membre inférieur, c'est-à-dire les mouvements de flexion-extension de la hanche et du genou, ainsi que la dorsiflexion/flexion plantaire de la cheville. Ce mouvement de translation, réalisé en chaîne musculaire fermée, permet la rééducation et/ou l'entraînement des complexes musculo-tendineux fléchisseurs et extenseurs du membre inférieur tout en limitant les contraintes appliquées aux ligaments croisés. De plus, la rotation l_{ie} du support mobile, associée au réglage de l'angle d'inclinaison du pied, permet la rotation interne-externe du genou et la dorsiflexion/flexion plantaire de la cheville dans différentes amplitudes de mouvement. Ainsi, l'exécution d'un mouvement complexe en chaîne musculaire fermée, généré par les liaisons $L5$ et l_{ie} , permet de solliciter de manière sélective une zone musculaire spécifique.

3 Construire le modèle CAO « Conception assistée par ordinateur » de la Sys-Réeduc

La conception mécanique de la machine de rééducation Sys-Réeduc est en accord avec la structure cinématique préalablement proposée. Ainsi, pour chaque membre inférieur, Sys-Réeduc est équipée d'un mécanisme de transfert linéaire motorisé, assurant la translation $L5$. Ce mécanisme entraîne un support mobile qui effectue la rotation Lie et permet le réglage de l'inclinaison du pied. En complément, un siège inclinable est intégré pour permettre la réalisation d'exercices de renforcement musculaire en position assise.

Le choix retenu pour les transferts linéaires permettant la translation $L5$ est un module linéaire à courroie crantée. Ce module se compose de poulies, d'une courroie dentée, d'arbres, de clavettes, d'un profilé, d'un chariot, de roues, d'axes, de dispositifs de serrage et de cages. La course utile de ces transferts linéaires est limitée à 1 mètre, ce qui permet de prendre en compte la longueur maximale du membre inférieur lorsqu'il est en extension complète chez des individus de grande taille.

Chaque transfert linéaire est actionné par un moteur réducteur, ce qui confère au système une capacité d'entraînement. L'axe de translation peut supporter une charge maximale de 150 kg, avec une vitesse maximale de 2 mètres par seconde. Il est important de noter que ces valeurs ont été choisies de manière à permettre à la fois une rééducation à faible charge et un entraînement sportif à charge élevée.

Le support mobile réalisé pour chaque membre inférieur permet la motorisation du mouvement de rotation interne-externe du pied l_{ie} . Il est conçu de manière à ce que le pied repose sur une semelle qui peut être mise en rotation par un moteur-réducteur. Ce moteur-réducteur est capable de générer un couple maximal de 20 Nm, avec une vitesse maximale de rotation de 10 tours par seconde.

La semelle est ajustable en profondeur, ce qui permet d'ajuster l'angle d'inclinaison de l'axe de dorsi-flexion/flexion plantaire de la cheville. Cette plage d'ajustement couvre des positions allant de 20° à 50° , ce qui correspond aux limites angulaires de la dorsi-flexion/flexion plantaire de la cheville.

3.1 Parties de conception sur Solidworks

a. Partie fixe

La structure "chaise"

Chapitre03 : Conception assistée par ordinateur de la machine "Sys-Réeduc"

Nous avons entamé la phase de conception de la structure fixe en utilisant SolidWorks pour réaliser une modélisation 3D détaillée. Dans cette étape, nous avons utilisé le module de construction soudée pour sélectionner un tube carré de dimensions 80*80 comme élément principal de la structure.

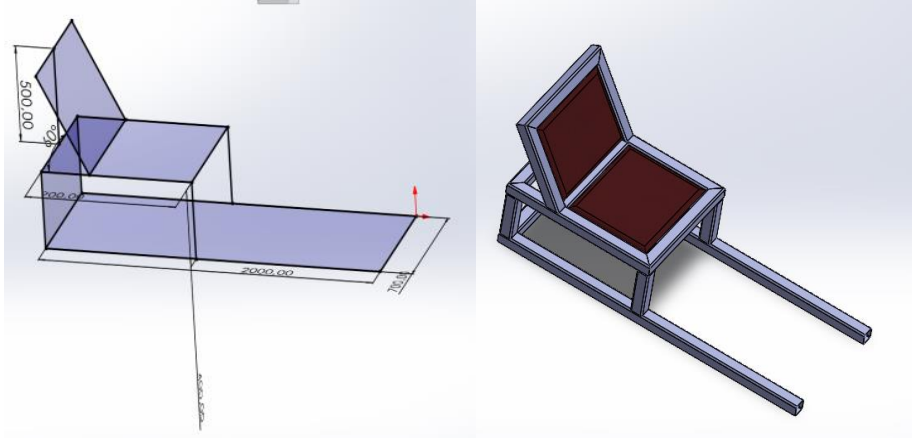


Figure 25: Représentation en 3D de la partie fixe.

e. Partie mobile

Nous avons réalisé la conception de la partie mobile du système qui est responsable du mouvement de translation et de rotation interne-externe du membre inférieur à l'aide de SolidWorks. Cette partie se compose de deux composants principaux : le module linéaire et le support mobile. Notre objectif principal lors de cette conception était de simplifier le système au maximum tout en permettant un mouvement fluide et précis du membre inférieur.

Nous avons opté pour une approche de conception par pièces individuelles, suivie d'un assemblage dans SolidWorks. Cette méthode nous a permis de concevoir et de modéliser chaque composant de manière indépendante, en tenant compte de ses caractéristiques et de sa fonction spécifique.

Une fois les pièces individuelles conçues, nous avons procédé à leur assemblage virtuel dans SolidWorks. Pendant cette phase, nous avons appliqué les contraintes appropriées pour simuler les interactions et les mouvements réels entre les pièces. Cela nous a permis de vérifier la compatibilité et le bon fonctionnement de l'ensemble du système.

En utilisant cette approche, nous avons pu visualiser et évaluer la performance de chaque pièce ainsi que leur interaction dans l'assemblage final. Cela nous a également offert la flexibilité nécessaire pour apporter des modifications et des ajustements au niveau des pièces individuelles, si nécessaire, afin d'optimiser le fonctionnement global du système.

Chapitre03 : Conception assistée par ordinateur de la machine "Sys-Réeduc"

Dans le but d'optimiser les performances globales et d'améliorer la convivialité du système, nous avons apporté des modifications importantes à la conception initiale. Certaines pièces ont été révisées ou éliminées, car elles ne répondaient pas pleinement aux exigences fonctionnelles ou présentaient des défauts qui limitaient l'efficacité du système.

➤ Premier prototype

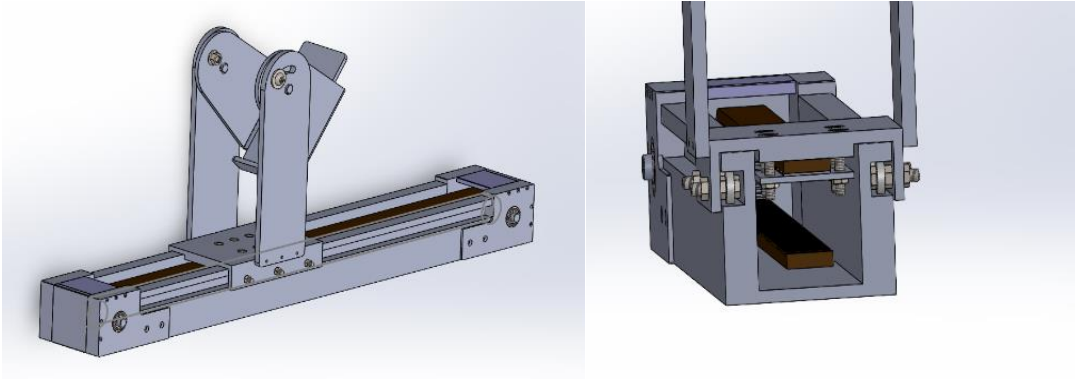


Figure 26: Représentation en 3D de la partie mobile après amélioration.

➤ Deuxième prototype

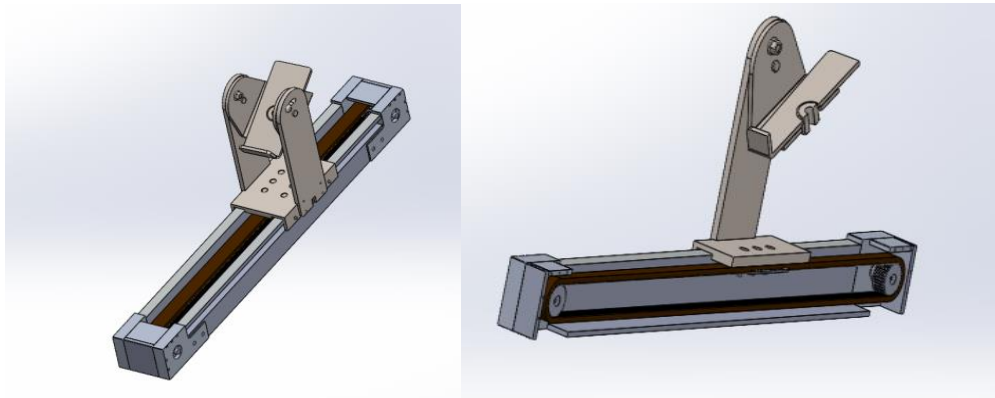


Figure 27: Représentation en 3D de la partie mobile après amélioration.

La machine Sys-Reeduc :

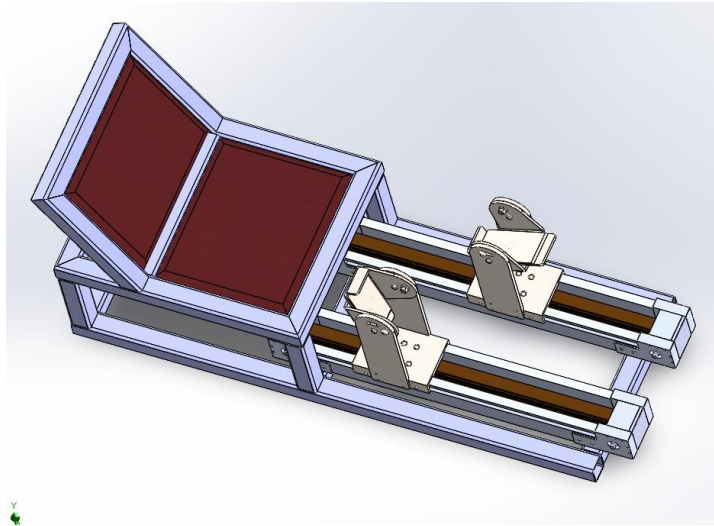


Figure 28: Représentation en 3D de la machine Sys-Reeduc

3.2 Théorie de base de l'analyse par éléments finis

La méthode d'analyse par éléments finis (FEA) est une méthode d'intégration continue de la structure, divisée en un nombre limité d'unités, tout en définissant pour chaque unité des propriétés matérielles, des constantes réelles et d'autres attributs. Pour chaque unité, des calculs sont effectués individuellement, puis les unités discrètes sont combinées pour analyser et calculer les contraintes et déformations de tous les nœuds et cellules. Ensuite, les conditions de cette zone sont résolues, et ainsi le problème est résolu. Cette solution est une solution approximative, mais avec l'augmentation du nombre d'unités et l'amélioration de la précision de la fonction d'interpolation, la solution approximative se rapproche de la solution réelle. La précision de calcul de la méthode des éléments finis est élevée, et elle peut s'adapter à toutes sortes de formes complexes, en faisant d'elle un moyen efficace d'analyse en ingénierie [21].

a. Simplifications du modèle 3D de sys-reeduc

La précision du modèle d'élément fini a un impact sur l'exactitude des résultats de l'analyse statique. Cependant, pour les structures complexes, il est très difficile d'établir un modèle d'élément fini correct. Par conséquent, avant d'établir le modèle d'analyse par éléments finis du système, il est nécessaire de simplifier de manière raisonnable le modèle.

Dans le but de garantir la force, les parties qui ne nécessitent pas d'analyse doivent être traitées de manière approximative[21] [22].

Les simplifications suivantes ont été apportées aux sys-reeduc :

① Suppression du cadre arrière, du moteur, du système de support auxiliaire de transmission du réducteur ;

Chapitre03 : Conception assistée par ordinateur de la machine "Sys-Réeduc"

② Simplification et suppression des roulements, des joints d'étanchéité et des systèmes de positionnement de chaque articulation ;

③ Simplification et suppression des vis sur la barre réglable, simplification et suppression des trous, des filetages ;

Ces simplifications permettent de réduire la complexité du modèle tout en préservant l'intégrité structurelle et les caractéristiques essentielles de l'exosquelette [21].

b. Résultat

Une analyse par éléments finis du modèle sys-reeduc a été réalisée à l'aide du logiciel solidworks. Les étapes comprennent la définition des propriétés des matériaux, la division des maillages, l'ajout de contraintes et les opérations de force.

➤ Distribution des contraintes

Sur la figure suivante, nous avons la distribution de la contrainte de type Von Mises. La structure est soumise à une force de 1500N, et le support mobile et chariot sont soumis à une force max de sont de l'ordre 20N sur la figure, il n'y a pas de couleur rouge donc aucune zone n'est gravement sollicitée

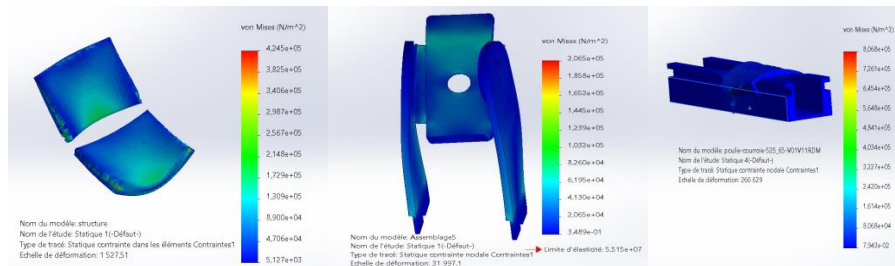


Figure 29: Résultats de l'analyse par éléments finis cas de distribution des contrainte

➤ Le déplacement résultant

Le déplacement résultant maxi est de l'ordre de (Xe-01), il est presque négligeable en regardant à la charge appliquée, et aux dimensions globales de module

Chapitre03 : Conception assistée par ordinateur de la machine "Sys-Réeduc"

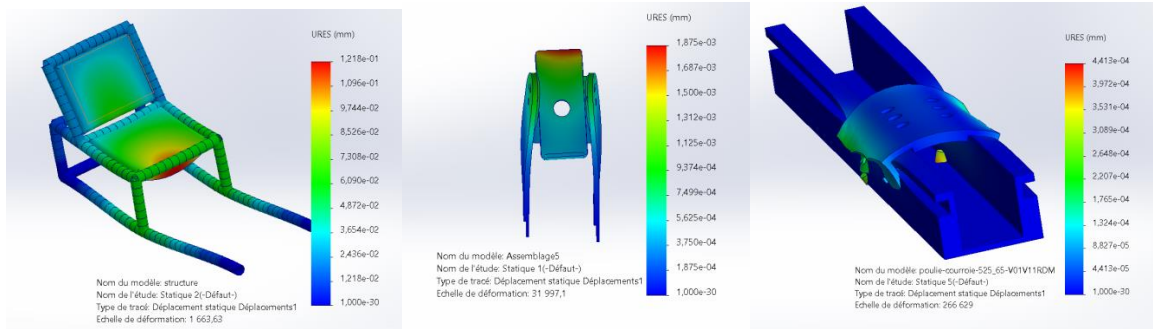


Figure 30: Résultats de l'analyse par éléments finis cas de déplacement résultant

➤ Résultats en déformations

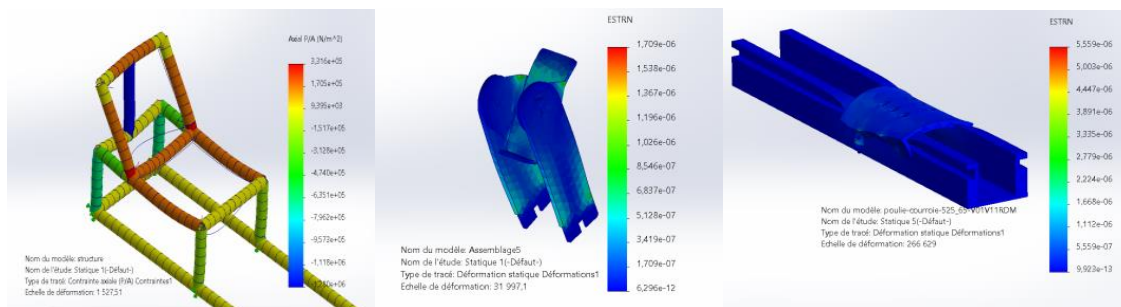


Figure 31: Résultats de l'analyse par éléments finis cas de Résultats en déformations

➤ Distribution du coefficient de sécurité

La figure suivante illustre la distribution de coefficient de sécurité (rapport entre la contrainte admissible et la contrainte appliquée). Nous constatons que le coefficient de sécurité auquel répond : la structure est de l'ordre de CS min= 18, support mobile est de l'ordre de CS min= 270, le module linéaire est de l'ordre de CS min= 74. Ces résultats montre que notre système supporter un charge plus élevée que la charge réel

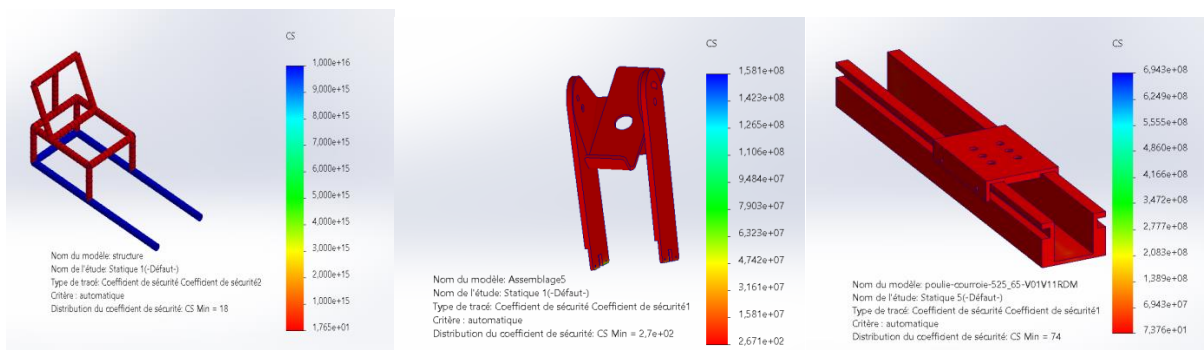


Figure 32: Résultats de l'analyse par éléments finis cas de distribution du coefficient de sécurité

Conclusion

Chapitre03 : Conception assistée par ordinateur de la machine "Sys-Réeduc"

Dans ce chapitre de conception de la machine de rééducation Sys-Réeduc, nous avons mis en évidence sa spécificité en tant qu'appareil dédié à la rééducation des membres inférieurs en chaîne musculaire fermée. La machine se compose de deux dispositifs robotisés identiques, un pour chaque membre inférieur.

Ensuite, nous avons analysé les résultats obtenus grâce aux simulations par éléments finis réalisées avec le logiciel SOLIDWORKS. Ces résultats ont confirmé que la conception adoptée pour la machine de rééducation Sys-Réeduc est hautement satisfaisante.

Cela démontre que la conception répond aux critères de stabilité, de performance et de fonctionnalité requis. Ces conclusions encourageantes fournissent une base solide pour les prochaines étapes de notre travail, telles que la modélisation dynamique de la machine et la mise en place de stratégies de commande visant à garantir un mouvement contrôlé des membres inférieurs pendant la rééducation.

**Chapitre 04 : Modélisation &
commande du
Sys-Réeduc**

Introduction

Le chapitre de Modélisation et Commande de la Machine Sys-Réeduc constitue une étape cruciale dans notre étude et conception de ce dispositif de rééducation des membres inférieurs. Ce chapitre se concentre sur deux aspects clés : la modélisation dynamique de la machine Sys-Réeduc et la mise en place d'un contrôleur PID pour assurer un fonctionnement précis et contrôlé du système.

La modélisation dynamique permet de décrire le comportement de la machine Sys-Réeduc en utilisant des outils mathématiques et des principes d'analyse avancés. Cette modélisation nous donne une compréhension approfondie des relations entre les différentes parties du système, des forces appliquées, des déplacements et des vitesses des membres inférieurs pendant les exercices de rééducation. Grâce à cette modélisation, nous serons en mesure d'optimiser les performances de la machine Sys-Réeduc et d'améliorer l'efficacité de la rééducation.

Le contrôleur PID, quant à lui, joue un rôle essentiel dans la régulation et l'ajustement des paramètres du système en fonction des données de rétroaction. En mettant en place un contrôleur PID, nous assurerons des mouvements précis et cohérents des membres inférieurs lors des exercices de rééducation.

Parallèlement à la modélisation et à la commande, nous utiliserons des simulations pour valider et évaluer les performances de notre machine. Les simulations nous permettront de reproduire virtuellement les mouvements et les contraintes rencontrés pendant la rééducation,

1 La modélisation dynamique de la machine de rééducation Sys-Réeduc

Pour garantir la stabilité et le suivi précis de la trajectoire du dispositif Sys-Réeduc, une approche formelle de synthèse de la loi de commande est essentielle. Cette approche requiert la connaissance d'un modèle dynamique précis de la machine Sys-Réeduc. Le dispositif Sys-Réeduc se compose d'un sujet humain interagissant avec un système robotisé, permettant le mouvement contraint des membres inférieurs. Étant donné que la partie mécanique est strictement symétrique, seule la modélisation du système pour un membre inférieur sera prise en compte[2].

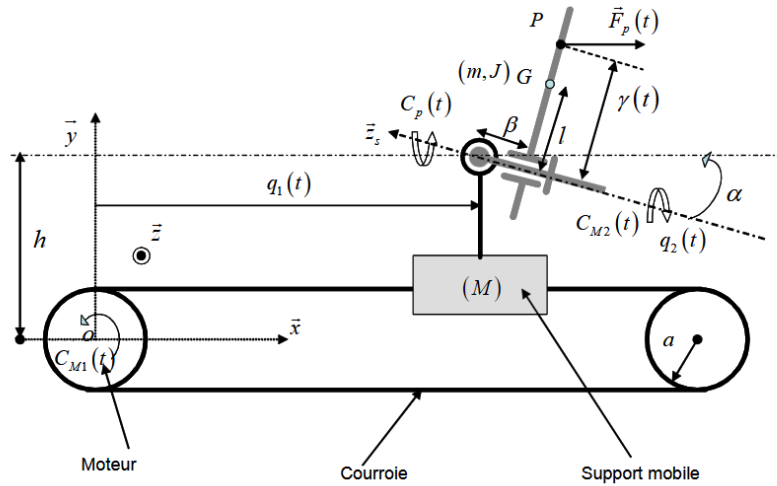


Figure 33: Principe mécanique du dispositif Sys-Réeduc[2].

$C_{M_1}(t)$ et $C_{M_2}(t)$ représentent respectivement les couples moteurs permettant la mise en mouvement des degrés de liberté associés à $q_1(t)$ et $q_2(t)$, tel que :

- $q_1(t)$ correspond au mouvement de translation du support mobile le long de l'axe \vec{x} ;
- $q_2(t)$ correspond au mouvement de rotation du support mobile autour de l'axe \vec{z}_s .

De fait, les vecteurs d'entrées et de sorties peuvent être définis respectivement par :

$$u(t) = [C_{M_1}(t) \ C_{M_2}(t)]^T \quad (1)$$

$$y(t) = [q_1(t) \ q_2(t)]^T \quad (2)$$

Les perturbations externes sont $\vec{F}_p(t)$ et C_p . Ils correspondent respectivement à l'effort de poussée qu'applique l'utilisateur sur le système et le couple engendré par l'action de l'utilisateur suivant l'axe de rotation \vec{z}_s . Notons que la variable $\gamma(t)$ permet de localiser le point d'application de la résultante des forces appliquées par l'utilisateur (Centre de Pression). Ainsi, on peut définir le vecteur des perturbations externes par :

Chapitre04 : Modélisation & commande du "Sys-Réeduc"

$$\varphi(t) = [f_{p/x}(t) \quad \gamma(t) \quad f_{p/z}(t)] \quad (3)$$

$f_{p/x}(t)$ et $f_{p/z}(t)$ représentent, respectivement, les projections de la force $\overrightarrow{F_p}(t)$ sur les axes \vec{x} et \vec{z} .

Le modèle dynamique de la machine de rééducation Sys-Réeduc est obtenu à partir des équations de Lagrange données par :

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial (E_c - E_p)}{\partial q_i} = \Gamma_i \quad (4)$$

où q_i et Γ_i sont respectivement la coordonnée et la force généralisée associés au degré de liberté i , E_c est l'énergie cinétique et E_p l'énergie potentielle de gravité du système.

Les coordonnées du centre de gravité du support mobile sont données dans le repère cartésien $(o, \vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$ par :

$$\overrightarrow{OG/x} = q_1(t) + \beta \cos \alpha + b \cos(q_2(t)) \quad (5)$$

$$\overrightarrow{OG/y} = h - \beta \sin \alpha + d \cos(q_2(t)) \quad (6)$$

$$\overrightarrow{OG/z} = l \sin(q_2(t)) \quad (7)$$

Avec $b = l \sin \alpha$ et $d = l \cos \alpha$.

Considérant (5), (6) et (7), les coordonnées de la vitesse du centre de gravité du support mobile sont données dans le repère cartésien $(o, \vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$ par:

$$V_{G/x} = \dot{q}_1(t) - b\dot{q}_2(t) \sin(q_2(t)) \quad (8)$$

$$V_{G/y} = -d\dot{q}_2(t) \sin(q_2(t)) \quad (9)$$

$$V_{G/z} = l\dot{q}_2(t) \cos(q_2(t)) \quad (10)$$

Dès lors, l'énergie cinétique du système peut être écrite ainsi :

$$E_c = \frac{1}{2} (M + m) [V_{G/x}^2 + V_{G/y}^2 + V_{G/z}^2] + \frac{1}{2} J \dot{q}_2^2(t) \quad (11)$$

C'est-à-dire :

$$E_c = \frac{1}{2} (M + m) \left[\dot{q}_1^2(t) + l^2 \dot{q}_2^2(t) - 2b\dot{q}_1(t)\dot{q}_2(t) \sin(q_2(t)) \right] + \frac{1}{2} J \dot{q}_2^2(t) \quad (12)$$

où J est l'inertie du support mobile.

Chapitre04 : Modélisation & commande du "Sys-Réeduc"

L'énergie potentielle de gravité du système peut s'écrire :

$$E_p = mgh + mg\beta \sin \alpha + mgd \cos(q_2(t)) \quad (13)$$

Où g est la norme de l'accélération de la pesanteur.

Finalement, en substituant (12), (13) dans (4) et, en considérant les forces généralisées

$$\Gamma_i = u_i(t) - \varphi_i(t) \quad (14)$$

les équations du mouvement peuvent s'écrire sous la forme matricielle suivante :

$$M(q_1, q_2) \ddot{q}(t) + C(q_1, q_2, \dot{q}_1, \dot{q}_2) \dot{q}(t) + G(q_1, q_2) q(t) = Ru(t) + S\varphi(t) \quad (15)$$

Où :

Le vecteur contenant les coordonnées généralisées du système :

$$q(t) = [q_1(t) \ q_2(t)]^T$$

le vecteur contenant les couples moteurs (entrées)

$$u(t) = [C_{M_1}(t) \ C_{M_2}(t)]^T$$

La matrice d'inertie

$$M(q_2) = \begin{bmatrix} M + m & -(M + m)b \sin(q_2(t)) \\ -(M + m)b \sin(q_2(t)) & (M + m)l^2 + J \end{bmatrix}$$

La matrice de Coriolis

$$C(q_2, \dot{q}_2) = \begin{bmatrix} 0 & -(M + m)b\dot{q}_2(t) \cos(q_2(t)) \\ 0 & 0 \end{bmatrix}$$

La matrice de gravitation

$$G(q_2) = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & -mgd \frac{\sin(q_2(t))}{q_2(t)} \end{bmatrix}$$

La matrice de transformation des couples moteurs en forces généralisées

$$R = \begin{bmatrix} \frac{r_{m1}}{a} & 0 \\ 0 & r_{m2} \end{bmatrix}$$

La matrice de transfert des perturbations externes

$$S = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$

1.1 Une représentation sous forme espace d'état

Équation de mouvement sous forme :

$$\ddot{q}(t) = M(q_1, q_2)^{-1} [-C(q_1, q_2, \dot{q}_1, \dot{q}_2)\dot{q}(t) - G(q_1, q_2)q(t) + Ru(t) + S\varphi(t)] \quad (16)$$

On choisit le vecteur d'état du système peut s'écrire sous la forme d'une représentation d'état généralisée donnée par

$$x(t) = [q_1 \ \dot{q}_1 \ q_2 \ \dot{q}_2]^T \quad (17)$$

Telle que

$$x_1(t) = q_1, \text{ et } x_3(t) = q_2$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \dot{x}_1(t) = \dot{q}_1 = x_2(t) \\ \dot{x}_2(t) = \ddot{q}_1 = \frac{1}{M+m} \left[(M+m)b \sin(x_3(t)) \dot{x}_4(t) \right. \\ \quad \left. + (M+m)bx_4^2(t) \cos(x_3(t)) + \frac{C_{M_1}(t)r_{m1}}{a} + f_{p/x}(t) \right] \\ \dot{x}_3(t) = \dot{q}_2 = x_4(t) \\ \dot{x}_4(t) = \ddot{q}_2 = \frac{1}{(M+m)l^2 + J} \left[(M+m)b \sin(x_3(t)) \dot{x}_2(t) + mgd \sin(x_3(t)) \right. \\ \quad \left. + C_{M_2}(t)r_{m2} + \gamma(t) f_{p/z}(t) \right] \end{array} \right. \quad (18)$$

Les paramètres définis au cahier des charges imposent les courses utiles

$$q_1(t) \in [0 \ 1.3](m)$$

$$q_2(t) \in \left[-\frac{\pi}{9} \ \frac{2\pi}{9} \right] (rad)$$

Ainsi que les vitesses maximales

$$\dot{q}_1(t) = 2 (m/s)$$

$$\dot{q}_2(t) = 10.47(rad/s)$$

Les paramètres de la machine Sys-Réeduc sont résumés dans le tableau 1

Chapitre04 : Modélisation & commande du "Sys-Réeduc"

Tableau 4: Paramètres du modèle dynamique de Sys-Réeduc [2].

Paramètre	Désignation	Valeur
M	Masse du support mobile en translation	14kg
m	Masse du support mobile en rotation	4kg
J	Inertie du support mobile	20.26kg /m ²
a	Rayon de la poulie-courroie réalisant la translation suivant l'axe xG	0.0461m
r_{m1}	Rapport de réduction du motoréducteur réalisant la translation	10
r_{m2}	Rapport de réduction du motoréducteur réalisant la rotation	50
h	Hauteur bâtis/axe de rotation du support mobile	0.6m
β	Distance entre l'axe de la cheville et l'axe de rotation du support mobile	0.01m
l	Distance entre l'axe de rotation et le centre de gravité du support	0.05m
α	Angle entre l'axe horizontal du bâti et l'axe de rotation du support mobile	20°

2 Commande de la machine de rééducation Sys-Réeduc

Au fil des ans, les mécanismes de contrôle par rétroaction ont eu un impact très important dans les domaines de la fabrication, de la robotique, de l'aviation et du contrôle des processus. Plusieurs contrôleurs efficaces, robustes et adaptatifs ont été proposés en plus du contrôleur proportionnel-intégral-dérivé (PID). Cependant, l'acceptation et la réputation des contrôleurs PID dans les systèmes de contrôle sont incomparables et suprêmes. Le système de contrôle PID peut être mis

Chapitre04 : Modélisation & commande du "Sys-Réeduc"

en œuvre ou appliqué dans différents modes (proportionnel uniquement (mode P), proportionnel et intégral (mode PI), proportionnel et dérivé (mode PD) et proportionnel, intégral et dérivé (mode PID)) en fonction des exigences du processus. Plusieurs travaux ont fait état d'applications de contrôleurs PID typiques pour différents systèmes[23]

2.1 Les techniques de commande

On appelle régulateur ou (contrôleur) la partie d'un système de commande comparant le Signal de mesure $y(t)$ avec le signal de consigne $r(t)$ afin de générer un signal de commande $u(t)$.

Les régulateurs classiques : les régulateurs classiques sont constitués d'une seule variable D'entrée et d'une seule variable de sortie, exemple : les contrôleurs PI.

Régulateurs avancées : les régulateurs de type avancé ou dits de méthode sont constitués de Plusieurs variables d'entrée et de plusieurs variables de sortie.

a. Théorie et architecture du contrôleur PID

Le régulateur PID est ainsi appelé en raison de sa sommation de sortie de trois variables : les termes proportionnel, intégral et dérivé, qui sont désignés par K_P , K_I et K_D [24]. Ces paramètres K_P , K_I et K_D dépendent du terme d'erreur e entre les paramètres d'entrée et de sortie. Un réglage correct de ces variables améliorera la réaction dynamique d'un système, réduira le dépassement, éliminera l'erreur en régime permanent et augmentera la stabilité du processus [23].

Un contrôleur PID est essentiellement un mécanisme de rétroaction en boucle fermée générique [24].

L'équation différentielle du contrôleur PID est :

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int e(t)dt + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (19)$$

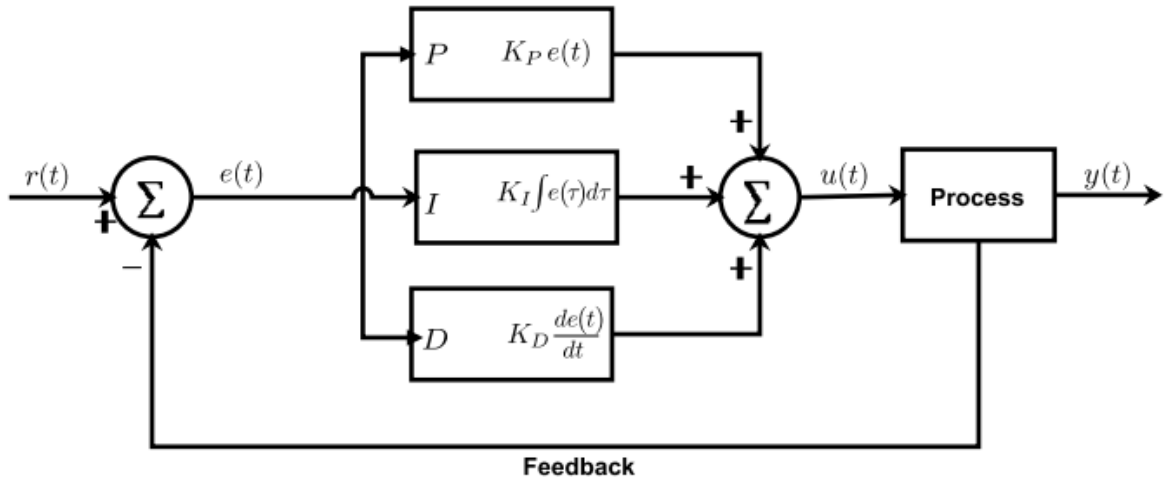


Figure 34: Structure fondamentale du contrôle PID[23].

Où K_p , K_i et K_d sont respectivement les gains proportionnel, intégral et dérivé. La superposition de ces trois actions constitue le mécanisme d'ajustement des performances des processus. La fonction de transfert continue du contrôleur PID est obtenue via la transformée de Laplace [25]:

$$C(t) = K_p + \frac{K_i}{p} + K_d p \quad (20)$$

P (Proportionnel) : Généralement l'entraînement principal dans une boucle, K_p réduit une grande partie de l'erreur globale.

I (Intégral) : Réduit l'erreur statique d'un système. L'addition d'une action intégral, au fil du temps produit un signal d'entraînement suffisamment important pour faire évoluer le système vers une erreur faible.

D (Dérivé) : L'action dérivé est utiliser pour réduire le temps de repense en présence de perturbation.

L'erreur peut être écrite comme suit

$$e = \begin{bmatrix} e_1 \\ e_2 \end{bmatrix}, \dot{e} = \begin{bmatrix} \dot{e}_1 \\ \dot{e}_2 \end{bmatrix}$$

Où,

$$\begin{aligned} e_1 &= q_{d1} - q_1 \\ e_2 &= q_{d2} - q_2 \\ \dot{e}_1 &= \dot{q}_{d1} - \dot{q}_1 \\ \dot{e}_2 &= \dot{q}_{d2} - \dot{q}_2 \end{aligned} \quad (21)$$

b. Méthode de réglage les paramètres de commande PID

La méthode de réglage des paramètres de commande PID, souvent appelée méthode de "tâtonnement" ou "essais et ajustements", consiste à expérimenter différentes combinaisons de coefficients PID tout en observant le comportement du système, afin d'atteindre les performances désirées. L'objectif de cette méthode est d'ajuster les paramètres du contrôleur PID pour obtenir une réponse optimale du système. Les paramètres PID comprennent le terme proportionnel (K_p), le terme intégral (K_i) et le terme dérivé (K_d).

Le processus de réglage des paramètres PID peut nécessiter plusieurs essais avant d'obtenir des résultats satisfaisants. L'effet de la variation des paramètres PID sur la réponse du système dépend de la nature du système et des valeurs des paramètres. Par exemple, augmenter le terme proportionnel K_p peut aider à réduire les perturbations, mais une valeur trop élevée peut entraîner des oscillations et une instabilité. De même, augmenter le terme intégral K_i permet de réduire l'erreur de régulation à long terme, mais une valeur trop élevée peut également provoquer des oscillations et une instabilité. En ajoutant le terme dérivé K_d , on peut réduire les oscillations et améliorer la réponse du système au présence de perturbation, mais une valeur trop élevée peut amplifier le bruit de mesure.

En fin de compte, la sélection des paramètres PID dépend des objectifs de réponse souhaités pour le système. Les paramètres PID doivent être ajustés de manière à fournir une réponse rapide et stable, tout en minimisant l'erreur de régulation et en évitant les oscillations et l'instabilité. Cela nécessite un équilibre subtil entre les coefficients K_p , K_i et K_d pour obtenir les performances optimales du système de contrôle.

2.2 Études de cas Sys-Reeduc

Dans notre étude, nous considérons le système de la machine Sys-Réeduc comme un robot à 2DDL (degrés de liberté) de type PR (prismatique-rotatoire) pour une jambe. Pour contrôler ce système, nous avons choisi d'utiliser un contrôleur PID (proportionnel-intégral-dérivé). Le contrôleur PID est couramment utilisé dans les systèmes de contrôle et d'automatisation en raison de ses performances éprouvées.

Lors de l'utilisation de la machine Sys-Réeduc, il est important de prendre en compte les perturbations externes qui peuvent être causées par les forces et couples appliqués par l'utilisateur. Pour atténuer ces perturbations et assurer un mouvement précis, nous avons mis en place un

Chapitre04 : Modélisation & commande du "Sys-Reeduc"

contrôleur en boucle fermée. Ce type de contrôle permet de mesurer et de corriger en temps réel les erreurs entre la trajectoire de référence et la position réelle des articulations du système.

Le suivi de trajectoire a été réalisé pour les deux articulations, à savoir l'articulation P (mouvement de translation) et l'articulation R (mouvement de rotation). Pour le mouvement de translation, nous avons maintenu une vitesse constante.

Le pas de simulation a été défini à 0.01 secondes pour garantir une stabilité et une réactivité adéquates du système.

Notre objectif principal dans cette étude était d'assurer un suivi précis de la trajectoire pour les deux articulations de notre système, la machine Sys-Reeduc.

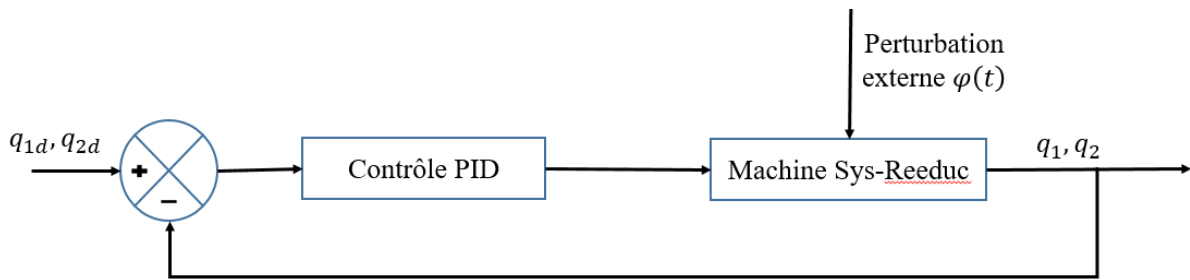


Figure 35: Stratégie de contrôle de la machine sys-reeduc.

Pour déterminer la trajectoire, nous avons utilisé la méthode des trajectoires pour un mouvement de point à point.

2.3 Trajectoires pour un mouvement de point à point

Le problème ici consiste à trouver une trajectoire qui relie une configuration initiale à une configuration finale tout en respectant d'autres contraintes spécifiées aux extrémités (par exemple, des contraintes de vitesse et/ou d'accélération). Sans perte de généralité, nous considérerons la planification de la trajectoire pour une seule articulation, car les trajectoires des autres articulations seront créées de manière indépendante et de la même manière. Ainsi, nous nous intéresserons au problème de détermination de $q(t)$, où $q(t)$ est une variable scalaire d'articulation. Nous supposons qu'à l'instant t_0 , la variable commune satisfait aux conditions suivantes

$$\begin{aligned} q(t_0) &= q_0 \\ \dot{q}(t_0) &= v_0 \end{aligned} \quad (22)$$

et nous souhaitons atteindre les valeurs à t_f

$$q(t_f) = q_f \quad (23)$$

$$\dot{q}(t_f) = v_f$$

Trajectoires polynomiales cubiques

Supposons que nous souhaitons générer une trajectoire entre deux configurations et que nous souhaitons spécifier les vitesses de départ et d'arrivée de la trajectoire. Une façon de générer une courbe lisse est d'utiliser une fonction polynomiale de t . Si nous devons satisfaire quatre contraintes, telles que (22)-(23), nous avons besoin d'un polynôme à quatre coefficients indépendants qui peuvent être choisis pour satisfaire ces contraintes. Nous considérons donc une trajectoire cubique de la forme[1]

$$q(t) = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 \quad (24)$$

La vitesse désirée est alors donnée par

$$\dot{q}(t) = a_1 + a_2 t + a_3 t^2 \quad (25)$$

En combinant les équations (24) et (25) avec les quatre contraintes, on obtient quatre équations à quatre inconnues :

$$q(t) = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 \quad (26)$$

$$q_0 = a_0 + a_1 t_0 + a_2 t_0^2 + a_3 t_0^3 \quad (27)$$

$$v_0 = a_1 + a_2 t_0 + a_3 t_0^2 \quad (28)$$

$$q_f = a_0 + a_1 t_f + a_2 t_f^2 + a_3 t_f^3 \quad (29)$$

$$v_f = a_1 + a_2 t_f + a_3 t_f^2 \quad (30)$$

Ces quatre équations peuvent être combinées en une seule équation matricielle :

$$\begin{bmatrix} 1 & t_0 & t_0^2 & t_0^3 \\ 0 & 1 & 2t_0 & 3t_0^2 \\ 1 & t_f & t_f^2 & t_f^3 \\ 0 & 1 & 2t_f & 3t_f^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} q_0 \\ v_0 \\ q_f \\ v_f \end{bmatrix} \quad (31)$$

Chapitre04 : Modélisation & commande du "Sys-Réeduc"

Il peut être démontré que le déterminant de la matrice des coefficients dans l'équation est égal à $((t_f - t_0)^4)$ et, par conséquent, l'équation (31) a toujours une solution unique à condition qu'un intervalle de temps non nul soit autorisé pour l'exécution de la trajectoire.

Pour notre système, la trajectoire de translation on considérer

$$t_0 = 0 \text{ et } t_f = 3 \text{ s, avec}$$

$$v_0 = 0 \quad v_f = 0 \tag{32}$$

Ainsi, nous voulons passer de la position initiale q_0 à la position finale q_f en 3 seconde, en commençant et en finissant avec une vitesse nulle. À partir de l'équation (31), nous obtenons :

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 1 & 3 & 9 & 27 \\ 0 & 1 & 6 & 27 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} q_0 \\ 0 \\ q_f \\ 0 \end{bmatrix} \tag{33}$$

Ceci équivaut alors aux quatre équations suivantes :

$$q_0 = a_0 \tag{34}$$

$$a_1 = 0 \tag{35}$$

$$9a_2 + 27a_3 = q_f - q_0 \tag{36}$$

$$6a_2 + 27a_3 = 0 \tag{37}$$

Ces deux dernières équations peuvent être résolues pour obtenir :

$$a_2 = \frac{1}{3}(q_f - q_0) \tag{38}$$

$$a_3 = \frac{-2}{27}(q_f - q_0) \tag{39}$$

Ainsi, pour ce cas particulier où les vitesses initiale et finale sont nulles, les coefficients du polynôme de degré 3 peuvent être déterminés comme suit :

$$q_0 = a_0 \tag{40}$$

$$a_1 = 0 \quad (41)$$

$$a_2 = \frac{1}{3}(q_f - q_0) \quad (42)$$

$$a_3 = \frac{-2}{27}(q_f - q_0) \quad (43)$$

La fonction polynomiale cubique requise est donc :

$$q(t) = q_0 + \frac{1}{3}(q_f - q_0)t^2 - \frac{2}{27}(q_f - q_0)t^3 \quad (44)$$

La Figure 32 montre cette trajectoire avec $q_0 = 0.1\text{m}$ et $q_f = 1\text{m}$.

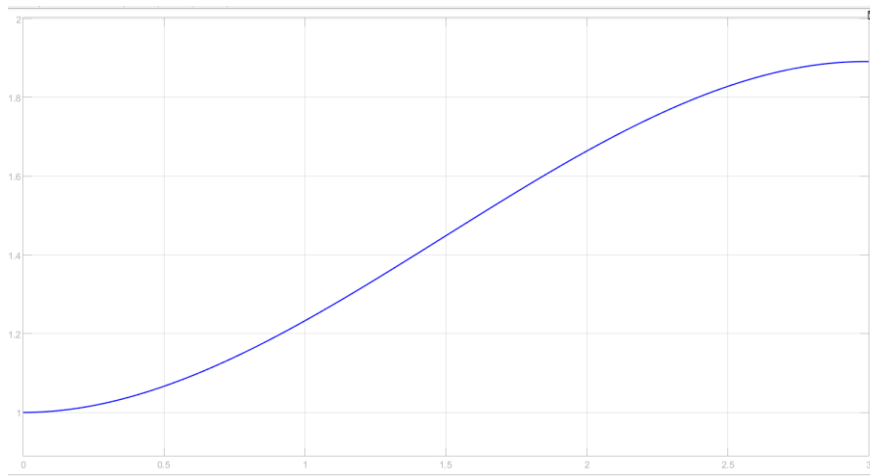


Figure 36: Trajectoires polynomiales cubiques du système « Sys-Reeduc » pour mouvement de translation.

3 Architecture de contrôle de la Sys-Reeduc

Pour concrétiser la conception mécanique et la stratégie de contrôle du robot proposé, une attention particulière a été accordée au développement du système électrique et de l'interface homme-machine[26].

L'intégration d'une instrumentation et de capteurs appropriés est essentielle pour assurer le bon fonctionnement de la machine de rééducation Sys-Réeduc. En tant que système robotisé, il nécessite la mise en place d'un ensemble de capteurs afin de permettre son automatisation, d'assurer la sécurité de l'utilisateur et d'évaluer les performances réalisées lors des exercices. Les capteurs clés incluent des codeurs incrémentaux montés sur chaque moteur-réducteur, permettant la mesure précise des mouvements de translation et de rotation. De plus, des capteurs de butées mécaniques sont positionnés stratégiquement le long des guidages linéaires pour détecter les positions extrêmes et déclencher des arrêts d'urgence si nécessaire.

Chapitre04 : Modélisation & commande du "Sys-Réeduc"

Dans le but d'évaluer les efforts exercés par l'utilisateur sur la machine, deux capteurs d'efforts tridimensionnels sont utilisés. Ces capteurs jouent un rôle crucial à la fois dans l'évaluation de l'efficacité et des progrès de la rééducation, ainsi que dans la mesure en temps réel des forces appliquées par l'utilisateur pour exécuter les mouvements souhaités. Ces données permettent aux professionnels de la santé et aux spécialistes de la biomécanique d'analyser les résultats obtenus, de suivre les améliorations des aptitudes motrices et d'ajuster les programmes de rééducation en conséquence[2].

La carte de contrôle des mouvements et la carte d'acquisition de données sont au cœur du système de contrôle. La carte d'acquisition de données collecte des données via divers capteurs fonctionnels. Après calcul, les données collectées par la carte d'acquisition de données sont converties en paramètres de mouvement, qui sont transmis aux informations de rotation du moteur par le biais de la carte de contrôle dynamique, puis converties pour chaque pilote de moteur[27].

4 Simulation

Nous utilisons MATLAB pour mettre en œuvre l'algorithme de contrôle de système Sys-Reeduc. Les résultats obtenus sont présentés ci-dessous. Les résultats montrent que la trajectoire réelle obtenue s'écarte quelque peu de la trajectoire souhaitée. Les graphiques de suivi de la position et de la vitesse pour les deux articulation sont présentés séparément.

Chapitre04 : Modélisation & commande du "Sys-Réeduc"

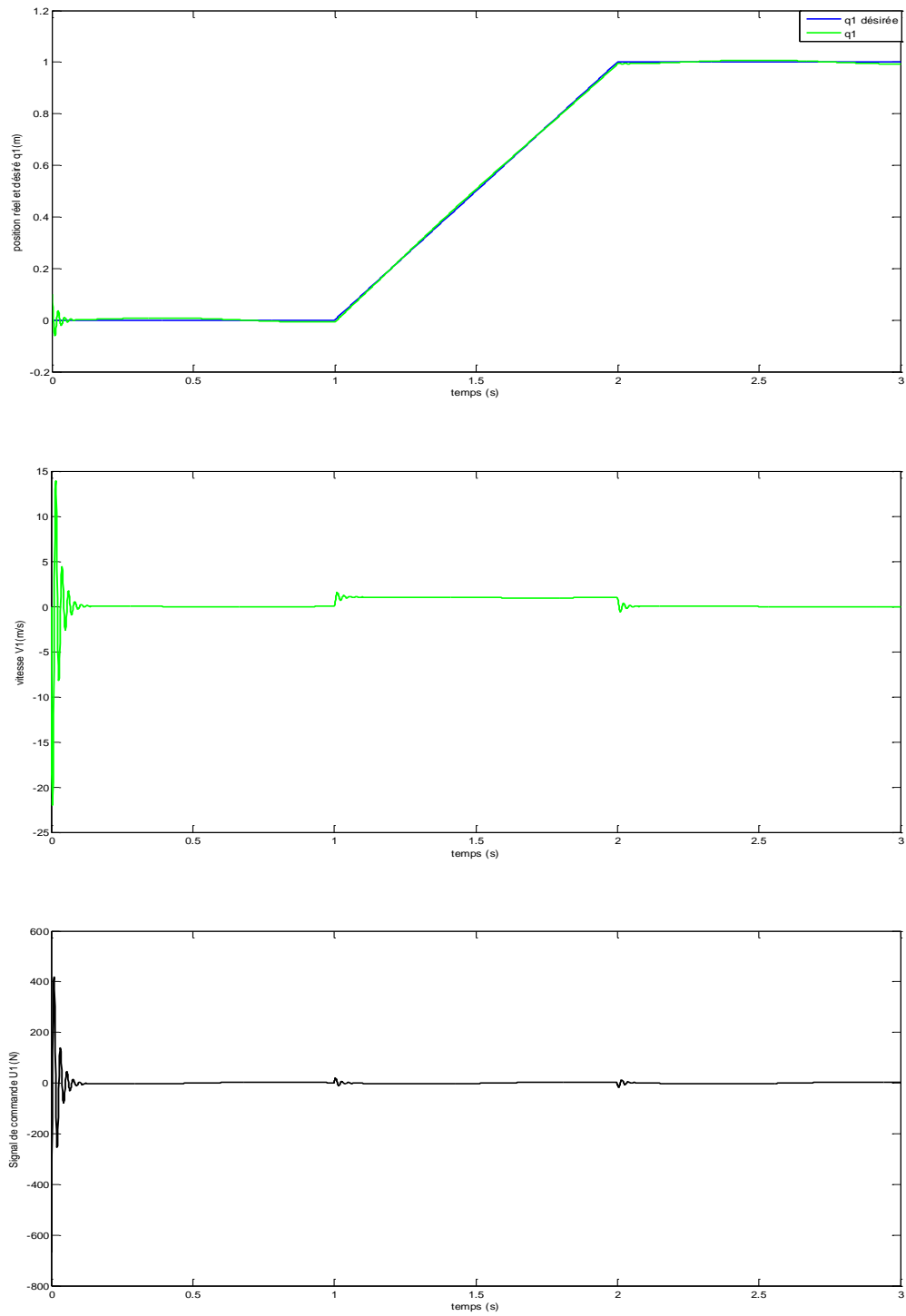


Figure 37: Réponses en positions, vitesses et en signaux de commande du système « Sys-Reeduc » pour mouvement de translation.

Chapitre04 : Modélisation & commande du "Sys-Réeduc"

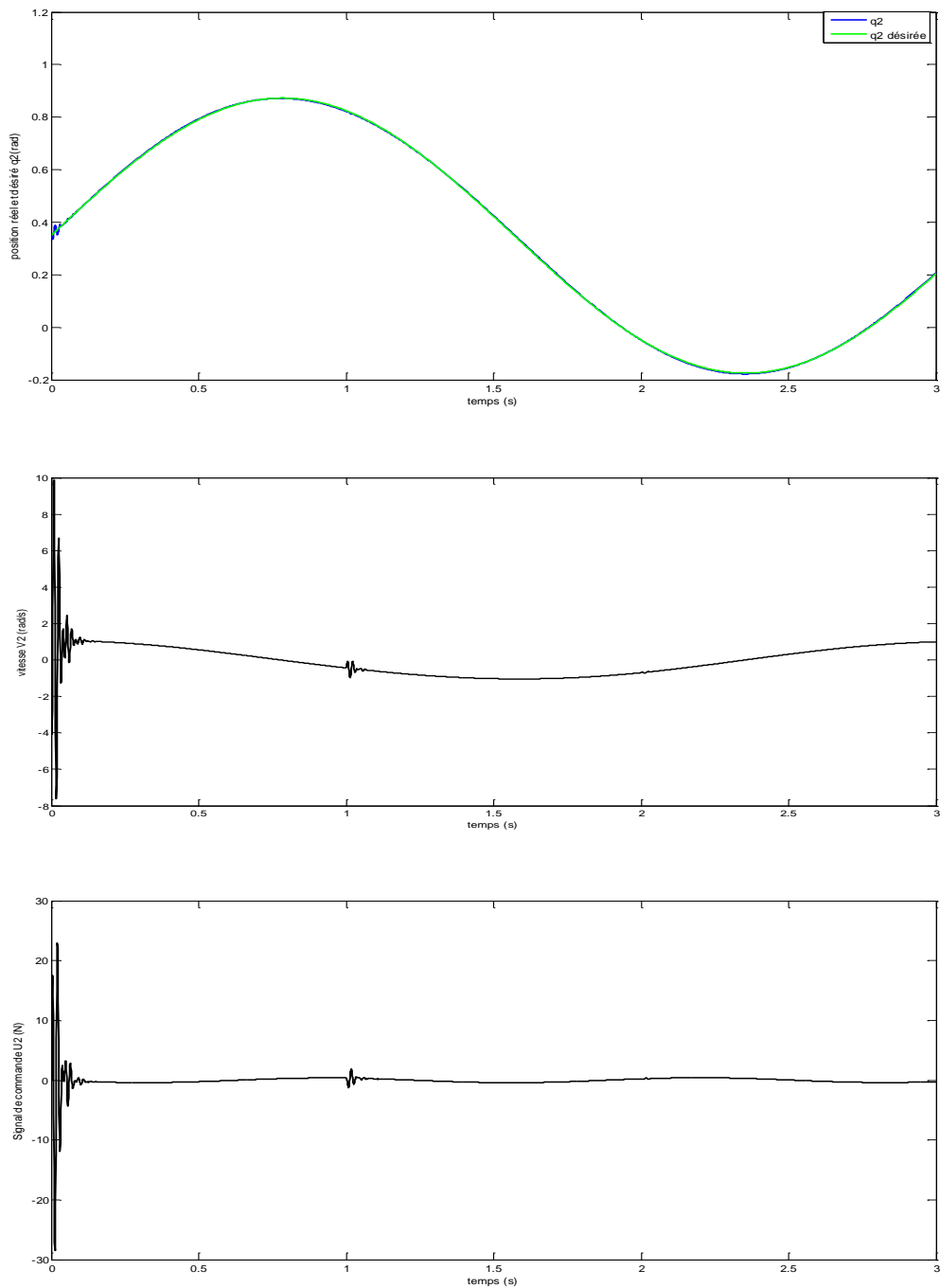


Figure 38: Réponses en positions, vitesses et en signaux de commande du système « Sys-Reeduc » pour mouvement de rotation.

Lors de la première tentative (Figure 34) d'utiliser la génération de trajectoire, nous avons constaté que cette méthode permettait un suivi précis de la trajectoire souhaitée. Cependant, nous avons observé que la vitesse du mouvement n'était pas constante et qu'elle présentait des variations instables. Ces fluctuations de vitesse indiquent que cette trajectoire ne convient pas et ne répond pas aux critères requis.

Chapitre04 : Modélisation & commande du "Sys-Réeduc"

Les résultats ci-dessus montrent que la position est suivie de manière acceptable. Il n'y a que dans les courbes prononcées qu'il y a quelques déviations dans la trajectoire réelle.

Conclusion

En conclusion de ce chapitre, nous avons examiné la modélisation et la commande de la machine de rééducation Sys-Réeduc. Nous avons développé une loi de commande basée sur un modèle dynamique non linéaire, en utilisant le contrôleur PID. Cette loi de commande vise à assurer le suivi précis des trajectoires de référence tout en réduisant les perturbations externes causées par l'action de l'utilisateur sur le dispositif robotisé.

Les résultats obtenus ont démontré l'efficacité du contrôleur PID dans le suivi satisfaisant de la position des deux articulations du Sys-Réeduc.

Conclusion générale

Conclusion générale

Conclusion générale

L'objectif principal à travers ce projet de fin d'études s'articule sur la contribution à la conception et à la commande du robot de rééducation des membres inférieurs, cas d'étude : Sys-Réeduc

En conclusion, ce mémoire a permis d'explorer en détail la conception et la commande du robot de rééducation des membres inférieurs Sys-Réeduc. À travers une analyse approfondie de l'état de l'art, nous avons pu comprendre les aspects biomécaniques du corps humain, les principales pathologies du membre inférieur ainsi que les stratégies d'entraînement. Nous avons également étudié les dispositifs robotiques d'orthèses et d'exosquelettes, en mettant l'accent sur la conception matérielle et les stratégies de contrôle.

L'analyse fonctionnelle a été réalisée pour définir précisément les besoins du système, en tenant compte du cahier des charges des prestations pour le patient. Nous avons utilisé des méthodes telles que le FAST et le SADT pour analyser les fonctions de service et les exigences du système. Cette étape nous a permis de définir clairement le besoin du système à travers des diagrammes use case et des diagrammes d'exigences.

La conception assistée par ordinateur de la machine Sys-Réeduc a été réalisée en utilisant Solidworks. Nous avons conçu les parties fixes et mobiles de la machine, en simplifiant le système au maximum pour assurer un mouvement efficace. L'analyse par éléments finis a été utilisée pour valider la conception et assurer sa stabilité.

Dans notre étude, Le dispositif de rééducation des membres inférieurs en chaîne musculaire fermée, "Sys-Réeduc", est composé de deux dispositifs robotisés identiques dédiés à chaque membre inférieur. Où chaque robot à 2DDL de type PR pour une jambe. Pour contrôler ce système, nous avons choisi d'utiliser un contrôleur PID. Le contrôleur PID est couramment utilisé dans les systèmes de contrôle et d'automatisation en raison de ses performances éprouvées.

Une loi de commande basée sur un modèle dynamique non linéaire a été développée en utilisant le contrôleur PID. Une représentation sous forme d'espace d'état a été utilisée pour modéliser le système, Cette approche a permis d'assurer un suivi précis des trajectoires de référence tout en réduisant les perturbations externes résultant de l'interaction avec l'utilisateur.

Conclusion générale

Lorsque nous avons utilisé la génération de trajectoire, nous avons constaté qu'elle assurait un suivi précis de la trajectoire souhaitée. Cependant, nous avons remarqué que la vitesse du mouvement n'était pas constante et présentait une forme oscillatoire au démarrage.

Afin de répondre aux besoins spécifiques, notamment la nécessité d'avoir une vitesse constante, nous avons adapté le type de trajectoire en fonction des besoins. Les résultats obtenus ont montré un suivi satisfaisant de la trajectoire avec une vitesse constante.

Cependant, il convient de noter que lors des simulations, nous avons identifié une des limitations du contrôleur PID classique. Pour surmonter cette limitation, des algorithmes d'optimisation ou une combinaison hybride du PID avec d'autres méthodes de contrôle telles que la logique floue ou adaptative pourraient être envisagés.

Ces améliorations permettraient d'optimiser davantage les performances du système de contrôle, en assurant un suivi précis de la trajectoire avec une vitesse constante et en réduisant les fluctuations indésirables du mouvement.

Les résultats obtenus ont démontré l'efficacité du contrôleur PID dans le suivi satisfaisant de la position des deux articulations du Sys-Réeduc. Cela permet d'optimiser la rééducation des patients en assurant un mouvement précis et contrôlé.

En conclusion, ce mémoire a apporté des contributions significatives à la conception et à la commande du robot de rééducation des membres inférieurs Sys-Réeduc. Les différentes étapes d'analyse fonctionnelle, de conception assistée par ordinateur, de modélisation et de commande ont été réalisées avec succès. Les résultats obtenus ouvrent de nouvelles perspectives pour la rééducation des patients atteints de déficiences motrices et pour l'entraînement des sportifs de haut niveau. Ce travail constitue une base solide pour des recherches futures dans ce domaine passionnant de la robotique médicale. Ces avancées ouvrent de nouvelles possibilités pour améliorer la qualité de vie des patients et favoriser leur rétablissement.

Les travaux futurs dans le domaine de la rééducation des membres inférieurs et de la conception de robots de rééducation Sys-Réeduc pourraient se concentrer sur plusieurs axes :

Amélioration de la commande : il serait possible d'améliorer d'avantage la performance du système de rééducation des membres inférieurs, en garantissant un mouvement fluide et stable tout au long du processus de rééducation.

Conclusion générale

- En raison de contraintes de temps, nous n'avons pas pu atteindre le cinquième objectif du travail : intégrer la commande (sur Matlab) et la conception (sur SolidWorks) de manière synergique.
- élargir l'application du dispositif et d'offrir des bénéfices similaires à une plus grande variété de patients.
- Intégration de capteurs et de feedback haptique
- Optimisation de la conception mécanique
- Intégration de l'intelligence artificielle
- Collaboration interdisciplinaire
- Technologies de réalité virtuelle
- Amélioration de la commande

Référence bibliographique

Référence bibliographique

- [1] L. Wallard, G. Dietrich, Y. Kerlirzin, et J. Bredin, « La rééducation de la marche assistée par robotique », 2016, p. 235-41.
- [2] Lynda, « Développement et commande T-S d'une machine de rééducation des membres inférieurs en chaîne musculaire fermée », DOCTORAT, Université de Reims Champagne-Ardenne, France, 2008.
- [3] Y.-H. Liu, D. Moratal, J. Escudero, et H.-P. Huang, « Medical Mechatronics for Healthcare », *J. Healthc. Eng.*, vol. 2018, p. e9675482, avr. 2018, doi: 10.1155/2018/9675482.
- [4] I. Díaz, J. J. Gil, et E. Sánchez, « Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges », *J. Robot.*, vol. 2011, p. 1-11, 2011, doi: 10.1155/2011/759764.
- [5] R. Gholap, S. Thorat, et A. Chavan, « Review of current developments in lower extremity exoskeleton systems », *Mater. Today Proc.*, vol. 72, p. 817-823, janv. 2023, doi: 10.1016/j.matpr.2022.09.056.
- [6] B. Kalita, J. Narayan, et S. K. Dwivedy, « Development of Active Lower Limb Robotic-Based Orthosis and Exoskeleton Devices: A Systematic Review », *Int. J. Soc. Robot.*, vol. 13, n° 4, p. 775-793, juill. 2021, doi: 10.1007/s12369-020-00662-9.
- [7] A. Brahmia et R. Kelaiaia, « Design of a Human Knee Reeducation Mechanism », vol. 11, p. 42-53, déc. 2019, doi: 10.2478/auseme-2019-0004.
- [8] I. Latin et A. Transactions, « Robotic Knee Exoskeleton Prototype to Assist Patients in Gait Rehabilitation; Robotic Knee Exoskeleton Prototype to Assist Patients in Gait Rehabilitation », 2020.
- [9] J. Figueiredo, C. P. Santos, et J. C. Moreno, « Assistance and rehabilitation of gait disorders using active lower limb orthoses », in *Proceedings - 2015 IEEE 4th Portuguese Meeting on Bioengineering, ENBENG 2015*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., avr. 2015. doi: 10.1109/ENBENG.2015.7088837.
- [10] M. Gao *et al.*, « Electrically Driven Lower Limb Exoskeleton Rehabilitation Robot Based on Anthropomorphic Design », *Machines*, vol. 10, n° 4, avr. 2022, doi: 10.3390/machines10040266.
- [11] E. Akdoğan et M. A. Adli, « The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherobot », *Mechatronics*, vol. 21, n° 3, p. 509-522, avr. 2011, doi: 10.1016/j.mechatronics.2011.01.005.

Référence bibliographique

- [12] X. Zhang, Z. Yue, et J. Wang, « Robotics in Lower-Limb Rehabilitation after Stroke », *Behav. Neurol.*, vol. 2017, 2017, doi: 10.1155/2017/3731802.
- [13] D. Shi, W. Zhang, W. Zhang, et X. Ding, « A Review on Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robots », *Chin. J. Mech. Eng. Engl. Ed.*, vol. 32, n° 1, déc. 2019, doi: 10.1186/s10033-019-0389-8.
- [14] A. M. Dollar et H. Herr, « Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art », *IEEE Trans. Robot.*, vol. 24, n° 1, p. 144-158, févr. 2008, doi: 10.1109/TRO.2008.915453.
- [15] A. Barrera Sánchez *et al.*, « State of the Art Review of Active and Passive Knee Orthoses », *Machines*, vol. 10, n° 10, p. 865, sept. 2022, doi: 10.3390/machines10100865.
- [16] J. Zhou, S. Yang, et Q. Xue, « Lower limb rehabilitation exoskeleton robot: A review », *Adv. Mech. Eng.*, vol. 13, n° 4, 2021, doi: 10.1177/16878140211011862.
- [17] A. J. Young et D. P. Ferris, « State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons », *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 25, n° 2, p. 171-182, févr. 2017, doi: 10.1109/TNSRE.2016.2521160.
- [18] « Robot Modeling and Control, 2nd Edition | Wiley », *Wiley.com*. <https://www.wiley.com/en-us/Robot+Modeling+and+Control%2C+2nd+Edition-p-9781119524045> (consulté le 4 juin 2023).
- [19] « document.pdf ». Consulté le: 4 juin 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://inria.hal.science/cel-02129939/document>
- [20] P. Dussinx, « AN INTRODUCTION TO ROBOTICS: MECHANICAL ASPECTS ».
- [21] « Structural Static Characteristic Analysis of Lower Limb ExoskeletonBased on Finite Element Modeling - Recherche Google ». <https://www.google.com/search?client=opera&q=Structural+Static+Characteristic+Analysis+of+Lower+Limb+ExoskeletonBased+on+Finite+Element+Modeling&sourceid=opera&ie=UTF-8&oe=UTF-8> (consulté le 17 juin 2023).
- [22] K. Yang, Q. F. Jiang, X. L. Wang, Y. W. Chen, et X. Y. Ma, « Structural design and modal analysis of exoskeleton robot for rehabilitation of lower limb », *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 1087, p. 062004, sept. 2018, doi: 10.1088/1742-6596/1087/6/062004.

Référence bibliographique

- [23] S. B. Joseph, E. G. Dada, A. Abidemi, D. O. Oyewola, et B. M. Khammas, « Metaheuristic algorithms for PID controller parameters tuning: review, approaches and open problems », *Heliyon*, vol. 8, n° 5, p. e09399, mai 2022, doi: 10.1016/j.heliyon.2022.e09399.
- [24] « NOUARI_Ferial.pdf ». Consulté le: 15 juin 2023. [En ligne]. Disponible sur: http://archives.univ-biskra.dz/bitstream/123456789/22323/1/NOUARI_Ferial.pdf
- [25] LOUCIF FATIHA, « Contribution à la commande non linéaire des robots manipulateurs », DOCTORAT, Université 8 Mai 1945 Guelma, Guelma, 2020.
- [26] X. Wang *et al.*, « Design and Analysis of a Lower Limb Rehabilitation Training Component for Bedridden Stroke Patients », *Machines*, vol. 9, n° 10, p. 224, sept. 2021, doi: 10.3390/machines9100224.
- [27] W. Li, K. Liu, C. Li, Z. Sun, S. Liu, et J. Gu, « Development and Evaluation of a Wearable Lower Limb Rehabilitation Robot », *J. Bionic Eng.*, vol. 19, n° 3, p. 688-699, mai 2022, doi: 10.1007/s42235-022-00172-6.

Annexes

Annexes

Annexes

Annexes

Annexe 01 : Les paramètres de la machine Sys-Réeduc

a. Les matériaux

Dans notre conception assistée par ordinateur (CAO) du système de rééducation Sys-Reeduc sur SolidWorks, nous avons choisi d'utiliser l'aluminium et l'acier inoxydable comme matériaux. Ces choix sont motivés par les avantages caractéristiques de ces matériaux

L'aluminium est réputé pour sa légèreté, ce qui permet de réduire le poids total du dispositif. Cette légèreté offre un confort accru aux patients lors de l'utilisation du système de rééducation. De plus, l'aluminium présente une excellente résistance mécanique, garantissant la robustesse du dispositif. Sa résistance à la corrosion est également un avantage essentiel dans les environnements cliniques où le contact avec l'humidité est fréquent.

D'autre part, l'acier inoxydable offre une résistance élevée et une durabilité accrue. Ces propriétés assurent la stabilité et la longévité du dispositif de rééducation. L'acier inoxydable est réputé pour sa résistance à la corrosion, ce qui est particulièrement important dans un contexte médical où une hygiène rigoureuse est requise.

Annexe 02 : Représentation en 3D des parties de la machine Sys-Reeduc.

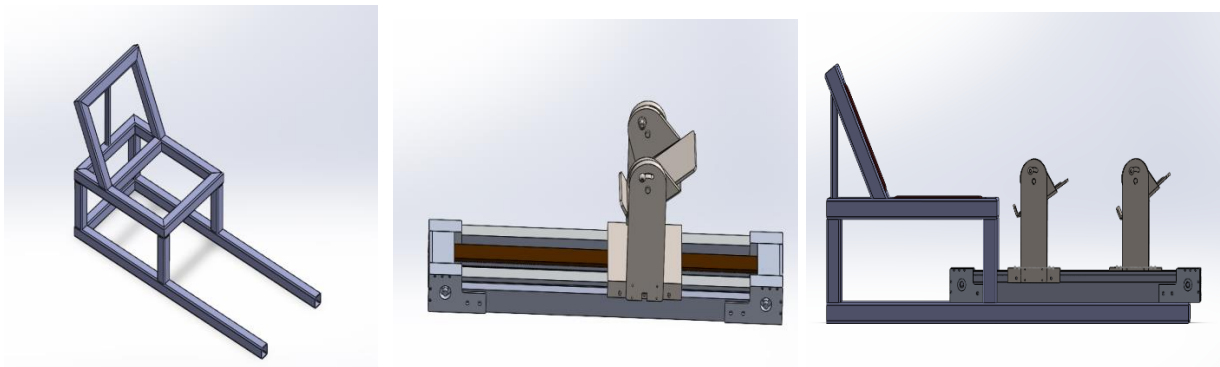


Figure 01 : Représentation en 3D des parties de la machine Sys-Reeduc.

Annexe 03 : L'analyse par éléments finis

Le modèle de sys_reeduc est soumis à des essais pour vérifier leur résistance. Les matériaux utilisés pour le modèle sont respectivement de l'acier inoxydable et un alliage d'aluminium. Les paramètres détaillés sont indiqués dans le Tableau 2.

Tableau 5: Des paramètres spécifiques du matériau sont utilisés.

	alliage d'aluminium	acier inoxydable
Module d'élasticité	6.9e+10 N/m ²	1.9e+11 N/m ²

Annexes

Coefficient de Poisson	0.33 S.O.	0.29 S.O.
Limite d'élasticité	55148500 N/m ²	206807000 N/m ²
Limite de traction	124084000 N/m ²	517017000 N/m ²
Module de cisaillement	2.6e+10 N/m ²	7.5e+10 N/m ²

Résumé

ملخص

تلعب الروبوتات دورًا رئيسيًا في الأنشطة العلاجية المتعلقة بإعادة التأهيل. نتيجة لذلك، تم تطوير أنظمة العلاج الروبوتية على مستوى العالم لتمكين تدريب الأطراف العلوية والسفلية. يمكن أن تساعد روبوتات إعادة تأهيل الأطراف السفلية المرضى على الخضوع لتدريب مناسب وفعال لتحسين وظائفهم الحركية. بالإضافة إلى ذلك، يمكنهم دعم الأطباء المتخصصين وأخصائيي العلاج الطبيعي في أعمال إعادة التأهيل الحركي

تركز أطروحة نهاية الدراسات هذه على المساهمة في تصميم والتحكم في روبوت إعادة تأهيل الأطراف السفلية، مع نظام "Sys-Reeduc" كدراسة حالة

أولاً، تم إجراء مراجعة للأدبيات لفهم القضايا المتعلقة بإعادة تأهيل الأطراف السفلية والأساليب المختلفة الموجودة في مجال روبوتات إعادة التأهيل، حيث تم اعتماد منهجية تعتمد على التصميم بمساعدة الكمبيوتر. بالإضافة إلى ذلك، يتم اختيار وحدة التحكم PID (المشتق النسبي المتكامل) لتوفير التحكم في الروبوت، مما يتيح تتبع الحركة بدقة

الكلمات المفتاحية: روبوت إعادة التأهيل، الأطراف السفلية، سلسلة العضلات المغلقة، التصميم، التحكم، إعادة التأهيل، تقوية العضلات، sys-reeduc، PID.

Résumé :

La robotique joue un rôle prépondérant dans les activités thérapeutiques liées à la rééducation. En conséquence, des systèmes de thérapie robotisée ont été développés à l'échelle mondiale pour permettre l'entraînement des membres supérieurs et inférieurs. Les robots de rééducation des membres inférieurs peuvent aider les patients à suivre un entraînement adapté et efficace afin d'améliorer leur fonction motrice. De plus, ils peuvent soutenir les médecins spécialisés et les physiothérapeutes dans leur travail de réhabilitation du mouvement.

Ce mémoire de fin d'études porte sur la contribution à la conception et à la commande d'un robot de rééducation des membres inférieurs, avec pour cas d'étude le système "Sys-Réeduc".

Dans un premier temps, une revue de la littérature est réalisée pour comprendre les enjeux liés à la rééducation des membres inférieurs et les différentes approches existantes en matière de robotique de rééducation. Une méthodologie basée sur la conception assistée par ordinateur est adoptée. En outre, le contrôleur PID (Proportionnel-Intégral-Dérivé) est sélectionné pour assurer le contrôle du robot, permettant ainsi un suivi précis du mouvement.

Mots clés : Robot de rééducation, Membres inférieurs, Chaîne musculaire fermée, Conception, Commande, PID, sys-reeduc, Réhabilitation, Renforcement musculaire.

Abstract:

Robotics play a key role in rehabilitation therapy. As a result, robotic therapy systems have been developed worldwide to enable training of the upper and lower limbs. Robots for lower-limb rehabilitation can help patients undergo appropriate and effective training to improve their motor function. What's more, they can support specialist doctors and physiotherapists in their movement rehabilitation work.

This thesis focuses on the contribution to the design and control of a lower limb rehabilitation robot, using the "Sys-Reduc" system as a case study.

Initially, a literature review is carried out to understand the issues involved in lower limb rehabilitation and the various existing approaches to rehabilitation robotics, and a methodology based on computer-aided design is adopted. In addition, the PID (Proportional-Integral-Derivative) controller is selected to control the robot, enabling precise motion tracking.

Key words: Rehabilitation robot, Lower limbs, Closed muscle chain, Design, Control, PID, sys-reeduc, Rehabilitation, Muscle strengthening.