

# Conception, fabrication et mise en œuvre d'un simulateur de genou

par

Xavier VINCENT

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE  
LA MAÎTRISE AVEC MÉMOIRE EN TECHNOLOGIE DE LA SANTÉ  
M. Sc. A

MONTREAL, LE 10 DÉCEMBRE 2025

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Xavier Vincent, 2025



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

## **PRÉSENTATION DU JURY**

**CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ**

**PAR UN JURY COMPOSÉ DE :**

Mme Hagemeister Nicola, directrice de mémoire  
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. Aissaoui Rachid, codirecteur de mémoire  
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. Roberge Jean-Philippe, président du jury  
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. Joncas Simon, membre du jury  
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

**IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC**

**LE 4 DÉCEMBRE 2025**

**À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE**



## **AVANT-PROPOS**

Ce mémoire fait suite à un projet amorcé précédemment, dont le prototype initial a subi une défaillance mécanique dès sa première mise en œuvre. En conséquence, l'ensemble du développement a été repris depuis le début, de la conception à la vérification.



## REMERCIEMENTS

Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance envers Nicola Hagemeister, professeure au département de génie des systèmes de l'École de technologie supérieure. Son encadrement, sa bienveillance et sa vision d'ensemble ont structuré le projet à chaque étape. Son soutien constant a permis d'assurer une progression soutenue malgré les imprévus techniques ou de calendrier.

Je remercie chaleureusement M. Rachid Aissaoui, professeur à l'École de technologie supérieure au département de génie des systèmes et co-directeur du projet au laboratoire d'innovation ouverte (LIO), pour sa collaboration précieuse, sa disponibilité et ses conseils éclairés, qui ont permis d'avancer efficacement dans la conception et la validation du système.

Je souhaite également remercier Emmanuelle Jacquet pour son implication dans les étapes antérieures du projet, la clarté de ses idées et notre excellente entente de travail, qui ont fortement contribué à la qualité des orientations prises.

Un grand merci à Clément Ghazouani pour son expertise technique, sa patience et sa grande générosité dans le partage de connaissances, particulièrement dans les phases critiques du projet.

Je n'oublie pas l'équipe du Laboratoire d'innovation ouverte (LIO), pour leur accueil, leur accompagnement logistique et leur disponibilité constante, ainsi que mes proches, pour leur soutien indéfectible tout au long de cette maîtrise



# Conception, fabrication et mise en œuvre d'un simulateur de genou

Xavier VINCENT

## RÉSUMÉ

**Objectifs :** L'objectif principal de ce mémoire est de concevoir, réaliser et entamer la validation d'un simulateur de genou robotisé capable d'imiter un mouvement de marche de manière automatisée. Ce dispositif a pour vocation de servir d'outil de calibration afin de valider des méthodes de mesures angulaires utilisant les capteurs inertiels.

**Méthodologie :** Le projet a débuté par la conception mécanique et électrique complète du simulateur, incluant le choix des matériaux, l'intégration de cinq moteurs électriques et la mise en place d'une architecture de commande basée sur Matlab/Simulink et un microcontrôleur Raspberry Pi. La communication entre le contrôleur et les moteurs a été assurée via le protocole CAN. Un modèle Simulink a été développé pour gérer la génération des signaux de déplacement angulaire de la hanche et du genou lors de la marche, le retour à zéro du simulateur et l'exécution du profil de marche. Enfin, une vérification expérimentale a été menée en deux étapes: une vérification interne, reposant sur les retours CAN des moteurs, puis une vérification externe par capture optoélectronique (OptiTrack).

**Résultats :** Les résultats ont montré que le simulateur est capable d'imiter les trajectoires de déplacement angulaires de marche programmées, avec un suivi en position. La vérification interne a confirmé la cohérence entre les consignes envoyées et les positions mesurées par les moteurs, avec une erreur moyenne absolue inférieure à  $1^\circ$  et un écart maximal de  $2^\circ$ . La vérification externe, réalisée à l'aide du système OptiTrack, a permis de comparer les déplacements angulaires mesurés par le simulateur avec ceux issus de données biomécaniques angulaires de référence, confirmant une bonne cohérence globale entre les profils de marches. Certains artefacts ont été observés, principalement liés à la transmission CAN, mais ils n'ont pas influencé de manière notable la forme générale des trajectoires angulaires (variation inférieure à 1 % de l'amplitude totale).

**Conclusion :** Ce mémoire a permis de démontrer la faisabilité mécanique d'un simulateur de genou robotisé pour la reproduction contrôlée de mouvements de marche. La solidité et la stabilité de la structure ont été évaluées à partir des analyses de couple et de contraintes réalisées sous SolidWorks, confirmant la capacité de la structure à supporter les efforts générés par les moteurs sans déformation significative. Le dispositif offre un protocole reproductible et constitue une plateforme pertinente pour la calibration et la vérification de capteurs inertiels ou de tout autre système de mesure. Des perspectives d'amélioration ont été identifiées, notamment en matière de réduction des erreurs de transmission et d'optimisation logicielle, afin de renforcer la précision et la fiabilité du simulateur.

**Mots-clés :** Analyse de mouvement, cycle de marche, microcontrôleur, moteur électrique, prototype, simulation d'une jambe.

# **Design, fabrication, and implementation of a knee simulator**

Xavier VINCENT

## **ABSTRACT**

**Objectives:** The main objective of this thesis is to design, build, and initiate the validation of a robotic knee simulator capable of imitating a walking motion in an automated manner. This device is intended to serve as a calibration tool to validate angular measurement methods using inertial sensors.

**Methodology:** The project began with the complete mechanical and electrical design of the simulator, including material selection, the integration of five electric motors, and the implementation of a control architecture based on Matlab/Simulink and a Raspberry Pi microcontroller. Communication between the controller and the motors was achieved through the CAN protocol. A Simulink model was developed to manage the generation of the hip and knee angular displacement signals during walking, the simulator's homing sequence, and the execution of the walking profile. Finally, experimental verification was conducted in two stages: an internal verification based on the motors, CAN feedback, followed by an external verification using optoelectronic motion capture (OptiTrack).

**Results:** The results showed that the simulator can imitate the programmed walking angular trajectories with accurate position tracking. Internal verification confirmed the consistency between the transmitted commands and the motor-measured positions, with a mean absolute error below  $1^\circ$  and a maximum deviation of  $2^\circ$ . The external verification, performed using the OptiTrack system, allowed comparison between the simulator's angular displacements and reference biomechanical angular data, confirming good overall agreement between the walking profiles. Some artifacts were observed, mainly related to CAN transmission, but they did not significantly affect the general shape of the angular trajectories (variation below 1% of the total amplitude).

**Conclusion:** This thesis demonstrated the mechanical feasibility of a robotic knee simulator for the controlled reproduction of walking movements. The strength and stability of the structure were evaluated through torque and stress analyses performed in SolidWorks, confirming the structure's ability to withstand motor-generated loads without significant deformation. The device provides a reproducible protocol and represents a relevant platform for calibrating and validating inertial sensors or any other measurement system. Several opportunities for improvement were identified, particularly regarding the reduction of transmission errors and software optimization, in order to enhance the simulator's precision and reliability.

**Keywords :** electric motor, gait cycle, leg simulation, microcontroller, motion analysis, prototype.

## TABLE DES MATIÈRES

|                                                                           | Page |
|---------------------------------------------------------------------------|------|
| INTRODUCTION .....                                                        | 1    |
| CHAPITRE 1    REVUE DE LITTÉRATURE.....                                   | 3    |
| 1.1    Références anatomiques et plans de mouvement.....                  | 3    |
| 1.2    Mouvements du genou.....                                           | 4    |
| 1.3    Mouvement de la hanche .....                                       | 5    |
| 1.4    Synthèse et choix retenus pour le simulateur.....                  | 6    |
| 1.5    Simulateurs de genou motorisés .....                               | 7    |
| CHAPITRE 2    PRÉSENTATION DU MATÉRIEL ET DES OUILS UTILISÉS .....        | 11   |
| 2.1    Moteurs et configuration des degrés de liberté .....               | 11   |
| 2.2    Contrôleur central et communication CAN .....                      | 13   |
| CHAPITRE 3    CONCEPTION DU SIMULATEUR.....                               | 15   |
| 3.1    Démarche de conception.....                                        | 15   |
| 3.2    Cahier des charges .....                                           | 15   |
| 3.2.1    Méthodologie de création du cahier des charges fonctionnel ..... | 16   |
| 3.3    Simulation sous SolidWorks.....                                    | 21   |
| 3.3.1    Moteurs RMD-X.....                                               | 22   |
| 3.3.2    Environnement de modélisation SolidWorks .....                   | 23   |
| 3.4    Calculs dynamiques pour le dimensionnement du simulateur.....      | 23   |
| 3.4.1    Principe de la dynamique inverse .....                           | 23   |
| 3.4.2    Diagrammes de corps libre (DCL).....                             | 24   |
| 3.4.3    Calculs des moments de moteur critique .....                     | 26   |
| 3.4.3.1    Calcul moment pour le moteur du genou.....                     | 28   |
| 3.4.3.2    Calcul moment pour le moteur de la hanche .....                | 29   |
| 3.4.4    Tableau des couples calculés et vérification.....                | 31   |
| 3.5    Conception finale du simulateur .....                              | 31   |
| 3.5.1    Méthodologie des pièces.....                                     | 31   |
| 3.5.1.1    Conception de la hanche .....                                  | 32   |
| 3.5.1.2    Conception du genou .....                                      | 32   |
| 3.5.1.3    Décalage d'axe.....                                            | 33   |
| 3.5.1.4    Conception final.....                                          | 34   |
| CHAPITRE 4    SIMULATION NUMÉRIQUE.....                                   | 37   |
| 4.1    Comparaison des matériaux et effet sur la conception .....         | 37   |
| 4.1.1    Résultats de calculs issus de SolidWorks .....                   | 38   |
| 4.2    Simulations mécaniques statiques et dynamiques .....               | 39   |
| 4.2.1    Simulation statique dans SolidWorks .....                        | 40   |
| 4.2.1.1    Résultats et interprétation de la déformation .....            | 40   |
| 4.2.2    Simulation dynamique .....                                       | 42   |

|            |                                                                       |    |
|------------|-----------------------------------------------------------------------|----|
| 4.2.2.1    | Résultats et validation par couple .....                              | 43 |
| 4.3        | Conclusion .....                                                      | 47 |
| CHAPITRE 5 | FABRICATION ET ASSEMBLAGE .....                                       | 49 |
| 5.1        | Fabrication des pièces mécaniques .....                               | 49 |
| 5.1.1      | Contexte et intervenants.....                                         | 49 |
| 5.1.2      | Matériaux utiliser et changement sur le simulateur .....              | 50 |
| 5.1.2.1    | Structure et poids du simulateur .....                                | 50 |
| 5.1.2.2    | Disques de positionnement .....                                       | 51 |
| 5.1.2.3    | Cage de sécurité .....                                                | 52 |
| 5.1.2.4    | Éléments de protection.....                                           | 53 |
| 5.1.2.5    | Cales métalliques .....                                               | 54 |
| 5.2        | Intégration du système électrique .....                               | 55 |
| 5.2.1      | Architecture électrique.....                                          | 55 |
| 5.3        | Intégration des moteurs et contrôleurs .....                          | 57 |
| 5.3.1      | Communication avec les moteurs .....                                  | 57 |
| 5.3.2      | Environnement de commande Matlab/Simulink .....                       | 60 |
| 5.3.3      | Adaptation du câblage aux mouvements .....                            | 61 |
| CHAPITRE 6 | VÉRIFICATION EXPÉRIMENTALE .....                                      | 63 |
| 6.1        | Méthodologie de vérification.....                                     | 63 |
| 6.1.1      | Protocoles de commande CAN.....                                       | 63 |
| 6.1.2      | Création des signaux de commande à partir des données de marche ..... | 64 |
| 6.1.3      | Détail des étapes de la séquence .....                                | 67 |
| 6.1.3.1    | Étape 1 – Lecture initiale des positions (commande 9C) .....          | 67 |
| 6.1.3.2    | Étape 2 – Alignement logiciel du simulateur (retour à zéro).....      | 69 |
| 6.1.3.3    | Étape 3 – Exécution du profil de marche .....                         | 72 |
| 6.2        | Résultats expérimentaux et analyse .....                              | 75 |
| 6.2.1      | Déroulement du cycle de marche.....                                   | 75 |
| 6.2.2      | Indicateurs de performance.....                                       | 75 |
| 6.2.3      | Présentation des courbes expérimentales.....                          | 76 |
| 6.2.4      | Discussion des résultats .....                                        | 80 |
| 6.3        | Validation par mesures externes (OptiTrack) .....                     | 81 |
| 6.3.1      | Méthodologie .....                                                    | 81 |
| 6.3.2      | Résultats et interprétation .....                                     | 84 |
| 6.4        | Évaluation globale des performances du simulateur .....               | 88 |
| CHAPITRE 7 | DISCUSSION ET PERSPECTIVES .....                                      | 91 |
| 7.1        | Rappel des objectifs et bilan critique des résultats .....            | 91 |
| 7.2        | Limites techniques rencontrées .....                                  | 92 |
| 7.3        | Perspectives d'amélioration et recommandations.....                   | 93 |
| 7.4        | Conclusion du chapitre .....                                          | 95 |
| CONCLUSION | .....                                                                 | 97 |

|                    |                                                                 |     |
|--------------------|-----------------------------------------------------------------|-----|
| ANNEXE I           | PARAMÈTRE ET CARACTÉRISTIQUE MOTEUR RMD-X8-S2 ET X8 - PRO.....  | 99  |
| ANNEXE II          | FICHE TECHNIQUE DES COMPOSANTES DU SIMULATEUR.....              | 101 |
| ANNEXE III         | FICHE TECHNIQUE DES COMPOSANTES DU SIMULATEUR POUR USINAGE..... | 103 |
| ANNEXE IV          | COUSSIN DE PROTECTION POUR PIÈCE DU SIMULATEUR.....             | 105 |
| ANNEXE V           | IMAGE RÉELLE SCHÉMA ÉLECTRIQUE .....                            | 107 |
| ANNEXE VI          | CONFIGURATION DU BUS CAN SOUS RASPBERRY PI .....                | 109 |
| ANNEXE VII         | IMAGE RÉELLE CONNEXION COMMUNICATION.....                       | 111 |
| ANNEXE VIII        | PROCÉDURE DE CONFIGURATION SIMULINK/RASPBERRY PI.....           | 113 |
| ANNEXE IX          | SIMULINK LECTURE POSITION INITIALE DES 5 MOTEURS .....          | 115 |
| ANNEXE X           | LOGICIEL MYACTUATOR.....                                        | 117 |
| ANNEXE XI          | SIMULINK RETOUR À ZÉRO DES MOTEURS POUR POSITION RÉFÉRENCE..... | 119 |
| ANNEXE XII         | SIMULINK EXÉCUTION DU PROFIL DE MARCHÉ 5 MOTEURS .....          | 121 |
| ANNEXE XIII        | DOCUMENTATION DES PROTOCOLES MYACTUATOR.....                    | 123 |
| ANNEXE XIV         | PROCÉDURES DE CALIBRATION ET MAINTENANCE MOTEURS .....          | 125 |
| BIBLIOGRAPHIE..... |                                                                 | 127 |



## LISTE DES TABLEAUX

|             | Page                                                                                                                                              |
|-------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Tableau 1.1 | Amplitudes maximales du genou et de la hanche .....6                                                                                              |
| Tableau 3.1 | Cahier des charges et spécifications techniques .....18                                                                                           |
| Tableau 3.2 | Caractéristiques géométriques et inertiels des composants du simulateur.....27                                                                    |
| Tableau 3.3 | Résumé des moments de force calculés à partir des DCL .....31                                                                                     |
| Tableau 3.4 | Comparaison entre les moments requis et les capacités nominales des moteurs.....31                                                                |
| Tableau 4.1 | Paramètres physiques extraits du modèle SolidWorks .....38                                                                                        |
| Tableau 4.2 | Comparaison entre les couples calculés et les capacités nominales des moteurs.....39                                                              |
| Tableau 4.3 | Comparaison des couples simulés dynamiquement avec les capacités nominales des moteurs, à la suite des changements apportés pour l'usinage.....47 |
| Tableau 5.1 | Positions configurables des disques et effet biomécanique associé.....52                                                                          |
| Tableau 6.1 | Erreur des moteurs sur la commande.....79                                                                                                         |
| Tableau 6.2 | Erreur angulaire (OptiTrack vs Encodeur) par moteur, après retrait des pics de communication .....87                                              |



## LISTE DES FIGURES

|            | Page                                                                                                                       |
|------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Figure 1.1 | Références des plans et axes de la biomécanique Tirée de Herzig, (2016, p.5).....3                                         |
| Figure 1.2 | Mouvements de l’articulation du genou Tirée de Hagemeister (2018) .....4                                                   |
| Figure 1.3 | Illustration du système de coordonnées de la hanche Tirée de Wu <i>et al.</i> (2002, p.546).....5                          |
| Figure 1.4 | Banc d’essai robotique pour exosquelette de genou Tirée de Massardi <i>et al.</i> (2023, p.2).....8                        |
| Figure 1.5 | Réplique mécatronique de jambe utilisée comme banc d’essai Dežman <i>et al.</i> (2023, p.9).....9                          |
| Figure 2.1 | Paramètre RMD X8-S2 V3 Tirée de MyActuator,([s d], p.10) .....12                                                           |
| Figure 2.2 | Paramètre RMD X8 PRO V2 Tirée de MyActuator ([s d], p.9) .....12                                                           |
| Figure 2.3 | Raspberry Pi 4 Model B et le module PiCAN3 Tirée de Singh (2021) et Tirée de Elektor (2025).....13                         |
| Figure 3.1 | Moteur RMD X8-S2 .....22                                                                                                   |
| Figure 3.2 | Moteur RMD X8-Pro .....22                                                                                                  |
| Figure 3.3 | DCL du genou et du tibia.....24                                                                                            |
| Figure 3.4 | DCL de la hanche et de la cuisse .....25                                                                                   |
| Figure 3.5 | Segment de la hanche et du fémur .....32                                                                                   |
| Figure 3.6 | Segment du genou et du tibia.....33                                                                                        |
| Figure 3.7 | Décalage de l’axe du genou d’angle droit et d’angle de 10 degré .....34                                                    |
| Figure 3.8 | Vue d'ensemble du simulateur de genou.....35                                                                               |
| Figure 4.1 | Résultats de la simulation statique en déformation du simulateur sous charges .....41                                      |
| Figure 4.2 | Graphique de la simulation dynamique : flexion/extension du genou (avant les ajustements effectués pour l’usinage) .....44 |

|             |                                                                                                                                    |    |
|-------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figure 4.3  | Graphique de la simulation dynamique : abduction/adduction du genou<br>(avant les ajustements effectués pour l'usinage) .....      | 44 |
| Figure 4.4  | Graphique de la simulation dynamique : rotation interne/externe du genou<br>(avant les ajustements effectués pour l'usinage) ..... | 45 |
| Figure 4.5  | Graphique de la simulation dynamique : flexion/extension de la hanche<br>(avant les ajustements effectués pour l'usinage) .....    | 45 |
| Figure 4.6  | Graphique de la simulation dynamique : abduction/adduction de la hanche<br>(avant les ajustements effectués pour l'usinage) .....  | 46 |
| Figure 5.1  | Modèle finale du simulateur .....                                                                                                  | 50 |
| Figure 5.2  | Disques de positionnement : configurations possibles pour l'ajustement<br>d'axe et inclinaison .....                               | 51 |
| Figure 5.3  | Cage de sécurité réutilisée pour fixer et protéger le simulateur lors des<br>tests .....                                           | 53 |
| Figure 5.4  | Coussins de protection imprimés en TPU sur le simulateur et la cage .....                                                          | 54 |
| Figure 5.5  | Positionnement des cales métalliques ajoutées pour éviter les interférences<br>entre les moteurs et les protections .....          | 55 |
| Figure 5.6  | Panneau de contrôle des moteurs .....                                                                                              | 56 |
| Figure 5.7  | Power Supply GP8-3303 .....                                                                                                        | 56 |
| Figure 5.8  | Schéma électrique .....                                                                                                            | 57 |
| Figure 5.9  | Schéma typique d'un réseau CAN incluant les résistances de<br>terminaison .....                                                    | 58 |
| Figure 5.10 | Raspberry Pi 4 modèle B avec module PiCAN3 .....                                                                                   | 59 |
| Figure 5.11 | Schéma de la chaîne de communication virtuelle :<br>Ordinateur → Microcontrôleur → PiCAN3 → Moteurs .....                          | 59 |
| Figure 5.12 | Simulateur de genou avec composante électrique et Raspberry<br>PI/PiCan3 .....                                                     | 61 |
| Figure 6.1  | Simulateur de genou en position de référence .....                                                                                 | 67 |
| Figure 6.2  | Bloc Simulink pour l'envoi de la commande 0x9C (un moteur) .....                                                                   | 67 |
| Figure 6.3  | Bloc Simulink pour la réception et le décodage des données renvoyées<br>(un moteur) .....                                          | 68 |

|              |                                                                                                                                                                     |     |
|--------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Figure 6.4   | Identification Fémur et Tibia en position de référence .....                                                                                                        | 69  |
| Figure 6.5   | Bloc Simulink — envoi de la commande 0xA4 (un moteur) .....                                                                                                         | 70  |
| Figure 6.6   | Bloc Simulink — réception et décodage de la trame de retour 0xA4<br>(un moteur).....                                                                                | 71  |
| Figure 6.7   | Bloc Simulink — envoi de la commande 0xA4 (un moteur) .....                                                                                                         | 72  |
| Figure 6.8   | Bloc Simulink — réception et décodage de la trame de retour 0xA4<br>(un moteur).....                                                                                | 72  |
| Figure 6.9   | Schéma de la boucle fermé en position fermée (commande 0xA4) avec<br>planification de vitesse et mode de poursuite directe Tirée de MyActuator<br>(2024, p.54)..... | 73  |
| Figure 6.10  | Courbes de position et erreur – Moteur 1 (hanche flexion/extension).....                                                                                            | 77  |
| Figure 6.11  | Courbes de position et erreur – Moteur 2 (hanche abduction/adduction)..                                                                                             | 77  |
| Figure 6.12  | Courbes de position et erreur – Moteur 3 (genou flexion/extension) .....                                                                                            | 78  |
| Figure 6.13  | Courbes de position et erreur – Moteur 4 (genou abduction/adduction) ...                                                                                            | 78  |
| Figure 6.14  | Courbes de position et erreur – Moteur 5 (genou rotation) .....                                                                                                     | 79  |
| Figure 6.15  | Position des capteurs OptiTrack – Moteur 2.....                                                                                                                     | 82  |
| Figure 6.16  | Position des capteurs OptiTrack – Moteur 3.....                                                                                                                     | 82  |
| Figure 6.17  | Position des capteurs OptiTrack – Moteur 4.....                                                                                                                     | 83  |
| Figure 6.18  | Position des capteurs OptiTrack – Moteur 5.....                                                                                                                     | 83  |
| Figure 6.19  | Comparaison OptiTrack vs retour CAN – Moteur 2 .....                                                                                                                | 85  |
| Figure 6.20  | Comparaison OptiTrack vs retour CAN – Moteur 3 .....                                                                                                                | 85  |
| Figure 6.21  | Comparaison OptiTrack vs retour CAN – Moteur 4 .....                                                                                                                | 86  |
| Figure 6.22  | Comparaison OptiTrack vs retour CAN – Moteur 5 .....                                                                                                                | 86  |
| Figure-A-I-1 | Spécification technique du moteur RDM-X8-S2.....                                                                                                                    | 99  |
| Figure-A-I-2 | Courbes caractéristique du moteur RDM-X8-S2.....                                                                                                                    | 99  |
| Figure-A-I-3 | Spécification technique du moteur RDM-X8-Pro .....                                                                                                                  | 100 |

|                 |                                                                                                       |     |
|-----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Figure-A-I-4    | Courbes caractéristique du moteur RDM-X8-Pro .....                                                    | 100 |
| Figure-A-II-1   | Plan technique des composantes du simulateur .....                                                    | 101 |
| Figure-A-III-1  | Plan technique des composantes du simulateur pour usinage .....                                       | 103 |
| Figure-A-IV-1   | Coussin de protection pour les pièces fait par polyuréthane<br>thermoplastique TPU .....              | 105 |
| Figure-A-V-1    | Image du schéma électrique pour la puissance du simulateur .....                                      | 107 |
| Figure-A-VII-1  | Image du simulateur pour le schéma de la communication .....                                          | 111 |
| Figure-A-IX-1   | Bloc Simulink pour la lecture des positions initiales des 5 moteurs via la<br>commande 9C .....       | 115 |
| Figure-A-X-1    | Interface du logiciel MyActuator affichant la position en temps réel du<br>moteur .....               | 117 |
| Figure-A-XI-1   | Bloc Simulink du retour à zéro des moteurs pour atteindre la position<br>perpendiculaire au sol ..... | 119 |
| Figure-A-XII-1  | Bloc Simulink d'exécution du profil de marche avec les cinq moteurs .                                 | 121 |
| Figure-A-XIII-1 | Paramètres Acceleration et Deceleration à 0 .....                                                     | 123 |

## LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

|          |                                                              |
|----------|--------------------------------------------------------------|
| 3D       | Trois dimensions                                             |
| CAD      | Conception assistée par ordinateur                           |
| CAN      | Controller Area Network                                      |
| DCL      | Diagramme de corps libre                                     |
| DOF      | Degree of Freedom (Degré de liberté)                         |
| ÉTS      | École de technologie supérieure                              |
| I2C      | <i>Inter-Integrated Circuit</i> (bus de communication série) |
| ID       | Identifiant                                                  |
| IMU      | Inertial Measurement (Unité de mesure inertielle)            |
| Kp       | Gain proportionnel                                           |
| Ki       | Gain intégral                                                |
| Kd       | Gain dérivé                                                  |
| LIO      | Laboratoire d'innovation ouverte                             |
| MAE      | Mean Absolute Error (Erreur quadratique moyenne)             |
| OpiTrack | Système de capture optoélectronique                          |
| PLA      | Acide polylactique (impression 3D)                           |
| PID      | Proportionnel-Intégral-Dérivé                                |
| PiCAN3   | Interface CAN pour Raspberry Pi                              |
| RMD-X    | Série de moteurs utilisée                                    |
| RMSE     | Root Mean Square Values (format de fichier de données)       |
| SPI      | Serial Peripheral Interface                                  |



## LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

### UNITÉS GÉOMÉTRIQUES

#### Longueur

|    |              |
|----|--------------|
| m  | mètre        |
| r  | rayon (m)    |
| L  | longueur (m) |
| H  | hauteur (m)  |
| La | largeur (m)  |

#### Aire

|   |                           |
|---|---------------------------|
| A | surface (m <sup>2</sup> ) |
|---|---------------------------|

#### Angle

|          |                  |
|----------|------------------|
| $\theta$ | angle (rad ou °) |
| °        | degré            |
| rad      | radian           |

---

### UNITÉS DE MASSE

#### Masse

|          |                          |
|----------|--------------------------|
| m        | masse (kg)               |
| $\Delta$ | variation d'une grandeur |

#### Masse volumique

|        |                                      |
|--------|--------------------------------------|
| $\rho$ | masse volumique (kg/m <sup>3</sup> ) |
|--------|--------------------------------------|

---

### UNITÉS DE TEMPS

|     |                                   |
|-----|-----------------------------------|
| t   | temps (s)                         |
| min | minute                            |
| s   | seconde                           |
| ms  | milliseconde (10 <sup>-3</sup> s) |

#### Fréquence

|    |            |
|----|------------|
| Hz | hertz (Hz) |
|----|------------|

#### Informatique

|       |                       |
|-------|-----------------------|
| kbits | kilobits par seconde  |
| Mbps  | mégabits par seconde  |
| MSB   | Most Significant Bit  |
| LSB   | Least Significant Bit |

### Contrainte et déformation

|               |                        |
|---------------|------------------------|
| $\sigma$      | contrainte (Pa ou MPa) |
| $\varepsilon$ | déformation            |

---

### UNITÉS MÉCANIQUES

#### Vitesse

|          |                              |
|----------|------------------------------|
| $\omega$ | vitesse angulaire (rad/s)    |
| N        | vitesse de rotation (tr/min) |

#### Accélération

|          |                                                        |
|----------|--------------------------------------------------------|
| a        | accélération (m/s <sup>2</sup> )                       |
| $\alpha$ | accélération angulaire (rad/s <sup>2</sup> )           |
| g        | accélération gravitationnelle (9,81 m/s <sup>2</sup> ) |
| dps      | degré par seconde (°/s)                                |

#### Force et moment

|        |                                       |
|--------|---------------------------------------|
| F      | force (N)                             |
| $\tau$ | couple (N·m)                          |
| M      | moment (N·m)                          |
| J      | moment d'inertie (kg·m <sup>2</sup> ) |

---

### UNITÉS ÉLECTRIQUES ET ÉNERGÉTIQUES

#### Courant et tension

|   |             |
|---|-------------|
| I | courant (A) |
| V | tension (V) |

#### Puissance et énergie

|   |               |
|---|---------------|
| P | puissance (W) |
| E | énergie (J)   |

### UNITÉS CALORIFIQUES

|    |               |
|----|---------------|
| °C | Degré Celsius |
|----|---------------|



## INTRODUCTION

Le mouvement de la marche humaine, bien que quotidien, représente un processus biomécanique complexe mobilisant plusieurs articulations du membre inférieur. L'analyse de ce mouvement permet de mieux comprendre les pathologies locomotrices et d'évaluer l'efficacité de dispositifs médicaux tels que les orthèses de genou, les exosquelettes et les systèmes d'analyse du mouvement. Dans ce cadre, la recherche biomédicale vise à concevoir des outils permettant une analyse fiable du mouvement humain, notamment à travers des capteurs inertiels (IMU) comme alternative et moins coûteux que les systèmes optiques traditionnels.

Toutefois, l'utilisation de sujets humains dans les expérimentations entraîne des imprécisions de mesure des positions segmentaire et des angles articulaires, causées par les artefacts de tissus mous et les variabilités inhérentes à l'implication d'observateurs humains. Ces sources de biais limitent la capacité à valider rigoureusement les méthodes de calibration de capteurs inertiels (IMU). Pour pallier ces limites, la simulation robotisée de mouvements devient une alternative stratégique : elle permet de générer des trajectoires connues, reproductibles et sans variabilité biologique.

C'est dans ce contexte qu'un simulateur de genou robotisé a été conçu. Il vise à imiter de manière automatisée et précise les mouvements du membre inférieur, tels qu'observés lors de la marche. Le système utilise cinq moteurs électriques, permettant de simuler les degrés de liberté de la hanche et du genou. En raison de l'absence de documentation technique complète, une première phase d'analyse de leurs performances a été réalisée dans le cadre d'un rapport de projet antérieur (Jacquet, 2025), permettant d'établir une base de connaissance pour la suite des travaux.

Tel que mentionné dans l'avant-propos, une refonte complète du dispositif a donc été entreprise. Elle inclut la conception mécanique, la commande motrice, la communication entre les moteurs et l'ordinateur, ainsi qu'une première vérification expérimentale. Le système a été

modélisé dans SolidWorks, contrôlé via Matlab/Simulink, et vérifié en comparant les mouvements générés par les moteurs à partir de trajectoires issues de données de marche humaine issues de la littérature avec les mouvements mesurés à l'aide d'un système optoélectronique (OptiTrack).

La problématique à laquelle cherche à répondre ce mémoire est l'absence, à ce jour, d'un système robotisé capable d'imiter le mouvement tridimensionnel du genou. Les dispositifs développés jusqu'ici ne répondent pas aux besoins de calibration des capteurs ou ne sont pas disponibles commercialement.

Afin de répondre à cette problématique, plusieurs objectifs ont été définis. Le premier visait à concevoir une structure mécanique suffisamment rigide et stable pour permettre aux moteurs d'imiter les mouvements du genou et de la hanche. Cet objectif a été vérifié à l'aide de simulations statiques et dynamiques, confirmant la faisabilité mécanique. Un second objectif portait sur la sélection des matériaux appropriés et la fabrication des pièces ainsi que l'assemblage du simulateur. Enfin, une première vérification expérimentale a été menée afin de comparer les mouvements générés aux profils issus de données de marche humaine. L'ensemble de ces objectifs est présenté dans les chapitres correspondants du mémoire, de la conception initiale à la vérification expérimentale.

Les résultats obtenus permettent d'identifier des pistes d'amélioration pour optimiser le fonctionnement du simulateur et soutenir les travaux futurs.

# CHAPITRE 1

## REVUE DE LITTÉRATURE

### 1.1 Références anatomiques et plans de mouvement

Avant de détailler les mouvements spécifiques du genou et de la hanche, il est nécessaire de rappeler les conventions biomécaniques utilisées pour décrire les déplacements articulaires. Trois plans de référence sont retenus :

- **Le plan sagittal**, qui sépare le corps en partie gauche et droite, dans lequel s'effectuent principalement les mouvements de flexion et d'extension.
- **Le plan frontal**, qui sépare le corps en partie antérieure et postérieure, dans lequel se produisent les mouvements d'adduction et d'abduction.
- **Le plan transversal**, qui sépare le corps en partie supérieure et inférieure, associé aux rotations internes et externes.

Ces plans et axes constituent la base de description des mouvements articulaires et assurent une uniformité dans l'analyse biomécanique.

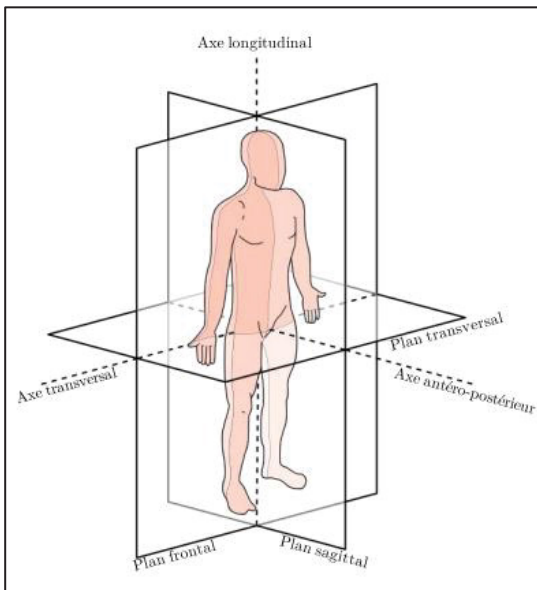


Figure 1.1 Références des plans et axes de la biomécanique  
Tirée de Herzig, (2016, p.5)

## 1.2 Mouvements du genou

Le genou est une articulation charnière qui relie le fémur au tibia. Bien qu'il soit souvent perçu comme une simple articulation de flexion-extension, son comportement est en réalité plus complexe. Trois rotations principales peuvent être identifiées (Figure 1.2):

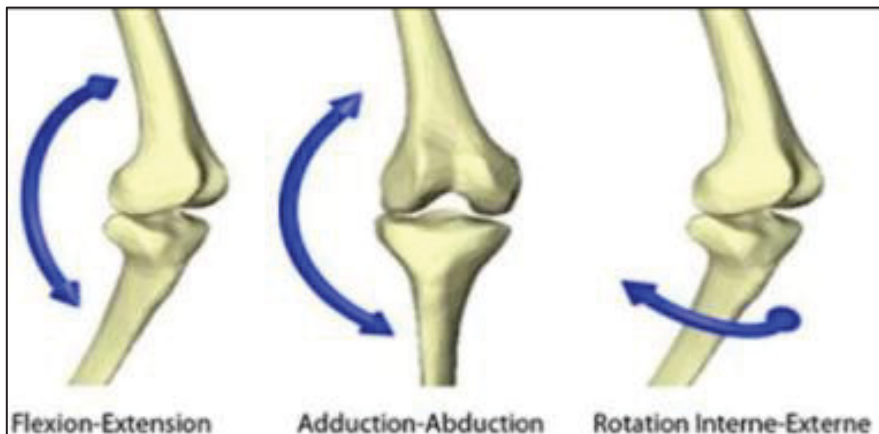


Figure 1.2 Mouvements de l'articulation du genou  
Tirée de Hagemester (2018)

- **La flexion-extension**, réalisée dans le plan sagittal, permet le rapprochement ou l'éloignement du tibia par rapport au fémur. Durant la marche, l'amplitude articulaire observée varie généralement entre 30° et 70°, tandis que les amplitudes maximales atteignent entre 120° et 150° selon que le mouvement soit actif ou passif. Une hyperextension légère entre 0° à 5° peut également apparaître chez certains individus (Reese et Bandy, 2016).
- **L'adduction-abduction**, effectuée dans le plan frontal, est de faible amplitude pendant la marche, généralement comprise entre 0° et 10° et, se manifeste surtout lorsque le genou est en flexion (Reese et Bandy, 2016).
- **La rotation interne-externe**, qui se produit dans le plan transversal, permet une rotation du tibia autour de son axe longitudinal. Chez un individu en marche, les

amplitudes maximales sont d'environ 30° en rotation interne et 40° en rotation externe (Reese et Bandy, 2016).

### 1.3 Mouvement de la hanche

La hanche est une articulation sphéroïde reliant le fémur au bassin. En théorie, elle possède trois degrés de liberté. Toutefois, dans le cadre du développement d'un simulateur simplifié, deux mouvements principaux sont retenus :

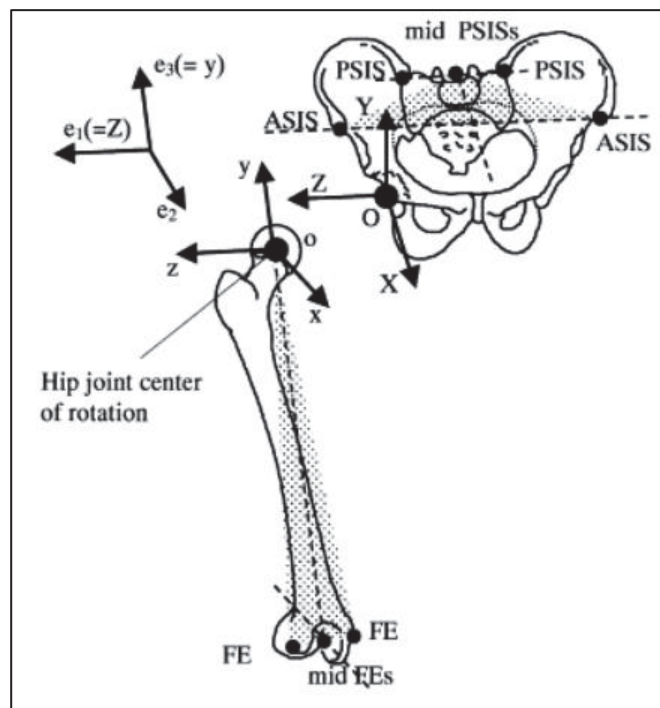


Figure 1.3 Illustration du système de coordonnées de la hanche  
Tirée de Wu *et al.* (2002, p.546)

- **La flexion-extension**, située dans le plan sagittal (rotation autour de l'axe Z selon la convention de Wu *et al.*, 2002), présente une amplitude d'environ 120° pour la flexion et 20° pour l'extension (Calais-Germain, 2023). Cependant, durant la marche, l'amplitude réelle du mouvement se situe généralement entre -10° d'extension et +20° de flexion (Apkarian, Naumann et Cairns, 1989).

- **L’adduction-abduction**, réalisée dans le plan frontal (rotation autour de l’axe X) permet un rapprochement de la cuisse vers l’axe médian de 30° ou un éloignement vers l’extérieur de 45° (Calais-Germain, 2023). Durant la marche, ce mouvement reste beaucoup plus limité, entre 0° d’abduction et environ 10° d’adduction (Apkarian, Naumann et Cairns, 1989).

La combinaison de ces deux mouvements permet de reproduire la circumduction, définie comme un mouvement de la hanche amenant le pied à décrire un cercle (Larousse, [s d]).

Cette simplification correspond directement aux besoins d’un simulateur destiné à imiter la marche.

**1.4 Synthèse et choix retenus pour le simulateur**

Les amplitudes retenues pour les deux articulations sont résumées dans le Tableau 1.1. Elles représentent des valeurs de référence permettant d’orienter la conception mécanique du dispositif.

Tableau 1.1 Amplitudes maximales du genou et de la hanche

| Articulation | Plan sagittal (°)                                                     | Plan frontal (°)                 | Plan transversal (°)                            |
|--------------|-----------------------------------------------------------------------|----------------------------------|-------------------------------------------------|
| Genou        | Flexion max :<br>140–150<br>(actif/passif)<br>Hyperextension :<br>0–5 | 10                               | Rotation interne : 30<br>Rotation externe. : 40 |
| Hanche       | Flexion : 120<br>Extension : 20                                       | Adduction : 30<br>Abduction : 45 | Non retenu                                      |

Ces choix de mobilités ne sont pas arbitraires : ils s’appuient sur les travaux antérieurs menés au laboratoire. Les travaux antérieurs ont posé les bases de simplification en retenant uniquement les mouvements nécessaires à la marche, notamment la circumduction de la hanche et les rotations du genou autour de trois axes (sagittal, frontal et transversal) (Mortreux,

2023). Les travaux subséquents ont permis de valider expérimentalement la capacité des moteurs sélectionnés à reproduire ces amplitudes, avec une erreur moyenne inférieure à 1° en position et une bonne stabilité dynamique, confirmant ainsi la faisabilité technique du simulateur (Jacquet, 2025).

Le présent projet prolonge ces avancées en intégrant une dimension robotique complète. Son objectif principal est de concevoir, fabriquer et amorcer la validation d'un simulateur de genou robotisé capable d'imiter un mouvement de marche de manière automatisée et reproductible.

## **1.5 Simulateurs de genou motorisés**

Les recherches récentes montrent un intérêt croissant pour le développement de jambes robotiques et de bancs d'essai destinés à évaluer l'interaction humain-exosquelette. Deux travaux sont particulièrement représentatifs.

Une étude récente a proposé la conception d'une jambe robotique instrumentée afin d'évaluer les mécanismes de compensation de désalignement dans les exosquelettes de genou. La Figure 1.4 présente le dispositif développé dans cette étude. L'objectif principal était de déterminer comment un mauvais alignement entre l'articulation humaine et l'axe mécanique de l'exosquelette influence les efforts transmis et le confort d'utilisation. Le dispositif développé permet de quantifier les forces de contact dans différentes configurations et d'analyser la performance des mécanismes correctifs intégrés à l'exosquelette. Les auteurs concluent que l'utilisation d'une telle plateforme robotique constitue un moyen efficace de tester la sécurité et l'efficacité des exosquelettes sans recourir à des essais répétés sur des participants humains. (Massardi *et al.*, 2023)

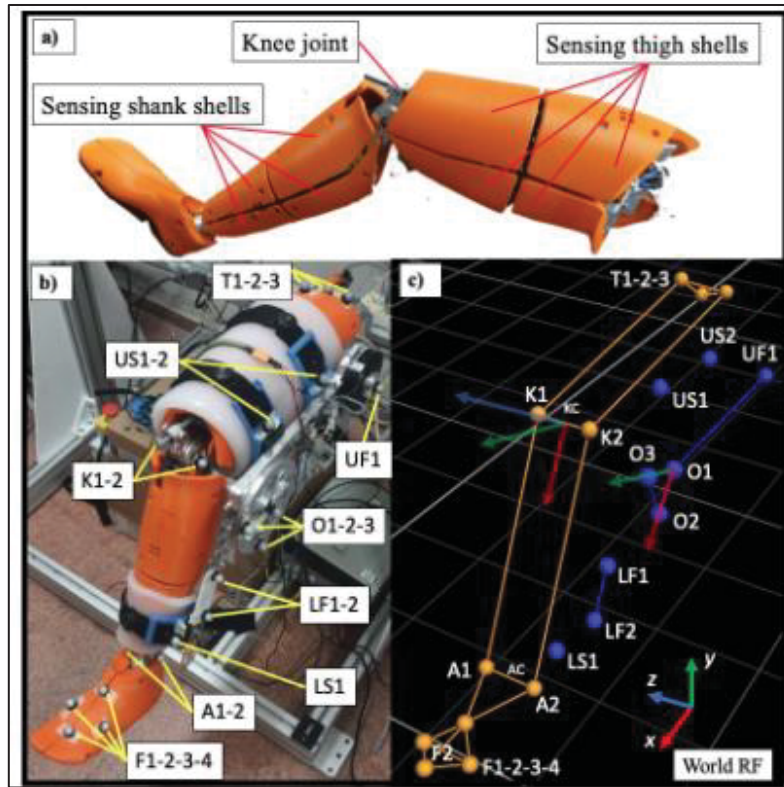


Figure 1.4 Banc d'essai robotique pour exosquelette de genou  
Tirée de Massardi *et al.* (2023, p.2)

Une autre étude récente a présenté une réplique mécatronique de jambe, intégrant un genou motorisé et des capteurs de force tridimensionnels. La Figure 1.5 présente le dispositif développé dans cette étude. L'objectif de cette plateforme est de fournir un banc de test standardisé et reproductible pour l'évaluation d'exosquelettes, qu'ils soient actifs ou passifs. Le système permet de caractériser de manière précise la transmission de forces et les effets liés aux désalignements articulaires. Les résultats montrent une faible variabilité et une bonne cohérence entre les essais répétés, ce qui valide son potentiel comme outil de référence pour comparer différentes conceptions d'exosquelettes. Les auteurs concluent que cette approche améliore la reproductibilité et la comparabilité des études, ouvrant la voie à une normalisation future dans le domaine. (Dežman *et al.*, 2023)

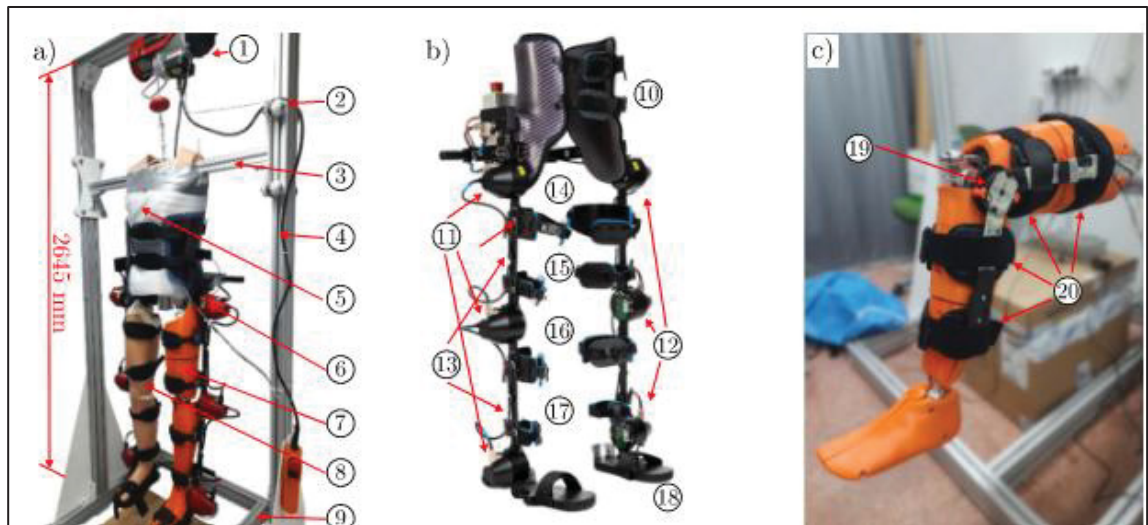


Figure 1.5 Réplique mécatronique de jambe utilisée comme banc d'essai  
Tiré de Dežman *et al.* (2023, p.9)

Ces avancées démontrent qu'il est possible de construire des jambes robotiques pour tester des dispositifs d'assistance et qu'elles permettent de mieux comprendre les effets du désalignement articulaire ainsi que la transmission des forces. L'approche proposée dans cette étude se rapproche en partie du présent projet puisqu'elle vise également à fournir une plateforme reproductible et standardisée, dont la reproductibilité a été évaluée à partir de la faible dispersion (écart-type) des forces mesurées entre cycles de tests répétés, démontrant la stabilité des mesures expérimentales. Toutefois, la finalité demeure différente : leur objectif est d'analyser les forces d'interaction et la sécurité, alors que le projet actuel se concentre sur la reproduction du cycle de marche. Cette orientation spécifique constitue l'originalité et la valeur ajoutée du simulateur développé dans ce mémoire, qui, contrairement à la plateforme présentée dans ces travaux précédents, limitée à un seul moteur actif pour le genou, intègre cinq moteurs permettant de reproduire les degrés de liberté principaux de la hanche et du genou. Il vise ainsi à offrir une base de référence pour améliorer la précision et la cohérence des mesures biomécaniques en contexte clinique ou expérimental.



## CHAPITRE 2

### PRÉSENTATION DU MATÉRIEL ET DES OUILS UTILISÉS

Ce chapitre présente les principaux composants matériels utilisés pour le développement du simulateur de genou robotisé. L'objectif est de situer les éléments physiques essentiels à son fonctionnement.

#### 2.1 Moteurs et configuration des degrés de liberté

Les cinq degrés de liberté ciblés sont assurés par des moteurs électriques **RMD-X**. Deux moteurs **RMD X8-S2** (réduction 1:36) sont dédiés aux mouvements de la hanche, tandis que trois moteurs **RMD X8-Pro** (réduction 1:9) sont utilisés pour le genou. Les spécifications techniques de ces moteurs sont illustrées aux Figure 2.1 et Figure 2.2. Ces moteurs peuvent être commandés en position ou en vitesse via un **protocole CAN**. Leur résolution interne de **0,01 °**. Cependant, les réducteurs intégrés aux moteurs introduisent un léger jeu mécanique, appelé *backlash* (jeu mécanique). Ce jeu correspond à l'angle mort entre deux engrenages lors d'un changement de direction. Une valeur élevée de backlash diminue la précision de position, car la pièce entraînée réagit avec un léger décalage. Dans le cas des moteurs **RMD X8**, le rapport de réduction plus élevé (1:36) procure davantage de couple pour la hanche, mais au prix d'un backlash légèrement supérieur à celui des moteurs du genou (1:9).

|                                                   |                                                                                             |       |
|---------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| Actuator Name                                     | RMD-X8-S2 V3                                                                                |       |
| Item No                                           | 1033918040                                                                                  |       |
| Control mode                                      | Servo mode(Torque /Velocity/Position)<br>Motion mode (feedforward torque/velocity/position) |       |
| Communication Method &Baudrate                    | CAN BUS :500Kbps/ 1 Mbps<br>RS485 BUS : 115200/500K/1M/1.5K /2.5K                           |       |
| Input voltage                                     | V                                                                                           | 48    |
| No -load output Speed                             | rpm                                                                                         | 46    |
| Nominal output Speed                              | rpm                                                                                         | 40    |
| Nominal current                                   | A                                                                                           | 3.2   |
| Output Norminal power (Thermal equilibrium point) | W                                                                                           | 110   |
| Nominal torque                                    | N.M                                                                                         | 25    |
| Motor efficiency                                  | %                                                                                           | 70%   |
| Overload coefficient                              |                                                                                             | 2     |
| Wire Resistance                                   | $\Omega$                                                                                    | 0.27  |
| Wire inductance                                   | mH                                                                                          | 0.1   |
| Motor Speed constant                              | rpm/v                                                                                       | 33    |
| Motor Torque constant                             | N.M/A                                                                                       | 0.30  |
| Axial direction payload                           | N                                                                                           | 985   |
| Radial direction payload                          | N                                                                                           | 1250  |
| Rotor inertia                                     | gcm <sup>2</sup>                                                                            | 2670  |
| Motor weight                                      | g                                                                                           | 900   |
| Reducer ratio                                     |                                                                                             | 36: 1 |
| Backlash                                          | Arc min                                                                                     | 15    |

Figure 2.1 Paramètre RMD X8-S2 V3  
Tirée de MyActuator,([s d], p.10)

|                           |                  |               |
|---------------------------|------------------|---------------|
| Actuator Name             | RMD-X8 PRO       |               |
| Item No                   | A00085           |               |
| Reducer ratio             | 9:1              |               |
| Input voltage             | V                | 24-48         |
| No -load Speed            | rpm              | 160 @48V      |
| Nominal Speed             | rpm              | 122           |
| Nominal current           | A                | 5             |
| Norminal power            | W                | 166           |
| Nominal torque            | N.M              | 13            |
| Motor efficiency          | %                | 77%           |
| Resistance                | $\Omega$         | 0.54          |
| Wire connect              |                  | Y             |
| Phase to phase inductance | mH               | 0.28          |
| Speed constant            | rpm/v            | 30            |
| Torque constant           | N.M/A            | 2.60          |
| Axial direction payload   | N.M              | 985           |
| Radial direction payload  | N.M              | 1250          |
| Rotor inertia             | gcm <sup>2</sup> | 3400          |
| Number of pole pairs      |                  | 21            |
| Motor weight              | g                | 710           |
| Environment temperature   | °C               | (-20 ~ 55 °C) |
| Backlash                  | Arc min          | 5             |

Figure 2.2 Paramètre RMD X8 PRO V2  
Tirée de MyActuator ([s d], p.9)

## 2.2 Contrôleur central et communication CAN

Le contrôle des moteurs est effectué à l'aide d'un **microcontrôleur Raspberry Pi 4 Model B** équipé d'un **module PiCAN3** présenté à la Figure 2.3. Ce module permet d'ajouter une interface CAN via le port SPI du microcontrôleur, rendant possible la communication directe avec les moteurs. Le microcontrôleur ne traite aucune logique de commande en temps réel : il agit uniquement comme un relais entre l'environnement **Matlab/Simulink** et les moteurs, en recevant les consignes à travers un câble Ethernet. Une configuration similaire, utilisant le **Raspberry Pi** et le **PiCAN3** avec un contrôle en **Python**, avait été mise en place et testée lors d'un projet antérieur (Jacquet, 2025). Cette base matérielle a ensuite été reprise et adaptée pour la version complète du simulateur développée dans le présent travail.

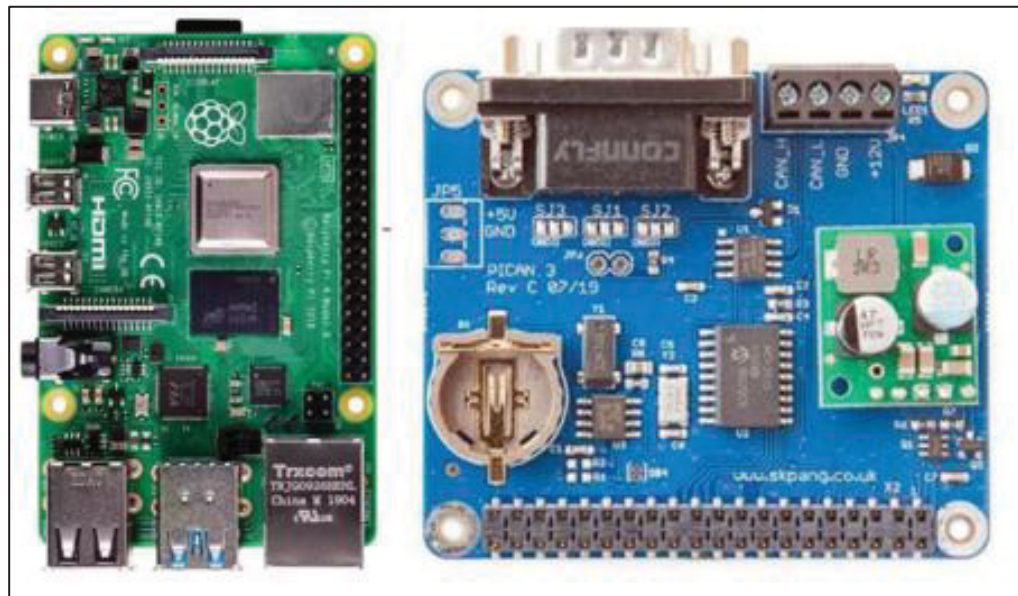


Figure 2.3 Raspberry Pi 4 Model B et le module PiCAN3  
Tirée de Singh (2021) et Tirée de Elektor (2025)



## **CHAPITRE 3**

### **CONCEPTION DU SIMULATEUR**

Ce chapitre présente la démarche adoptée pour la conception du simulateur de genou, en précisant les outils utilisés et les résultats obtenus, notamment les plans détaillés des différentes pièces. Il permet d'évaluer si la conception est suffisamment robuste et réaliste pour être fabriquée.

#### **3.1 Démarche de conception**

La démarche de conception du simulateur de genou a été structurée pour répondre aux exigences énoncées dans le cahier des charges. L'objectif principal est de développer une plateforme motorisée capable d'imiter les mouvements du genou humain, tout en étant fiable, aisément ajustable et transportable pour faciliter son utilisation expérimentale pour les applications en recherche biomécanique.

La méthodologie mise en œuvre comprenait plusieurs étapes :

- Identification des contraintes techniques et des exigences spécifiques;
- Modélisation préliminaire du simulateur à partir des premières esquisses;
- Sélection appropriée des matériaux et des composants mécaniques;
- Validation par des simulations numériques préliminaires.

#### **3.2 Cahier des charges**

Le simulateur de genou a pour objectif principal d'imiter avec précision les mouvements articulaires du genou humain, à savoir la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation interne/externe au genou ainsi que la flexion/extension et l'adduction/abduction de la hanche. Ces mouvements doivent permettre d'évaluer la position relative du tibia par rapport au fémur, ainsi que les angles formés entre ces deux os lors des différentes phases du cycle de marche. Par ailleurs, la reproduction du mouvement de circumduction de la hanche, intégrant les deux

degrés de liberté (flexion/extension et adduction/abduction), est également incluse dans les objectifs du système. Le simulateur servira ultimement à vérifier la précision des méthodes de calibrage utilisant des capteurs inertiels utilisés de plus en plus dans le domaine de la biomécanique de la marche.

Afin d'atteindre ces objectifs, un cahier des charges fonctionnel a été défini selon les points suivants :

- Le dispositif doit permettre une reproduction réaliste des mouvements du genou et la hanche durant la marche;
- Le dispositif doit permettre l'intégration future de capteurs pour mesurer avec précision la position relative du tibia par rapport au fémur;
- Le système doit permettre d'effectuer les angles de flexion/extension, d'abduction/adduction et de rotation interne/externe du genou, tels que mesurés directement par les moteurs;
- Le système doit également être capable de mesurer et d'afficher les angles des deux degrés de liberté : l'angle de flexion/extension et l'angle d'adduction/abduction de la hanche.

### 3.2.1 Méthodologie de création du cahier des charges fonctionnel

Le cahier des charges regroupe les catégories d'exigences (design et mesure), les attributs clients associés, ainsi que les spécifications techniques permettant de vérifier si ces exigences sont satisfaites.

Chaque exigence a été évaluée selon deux critères :

- **Objectif** : Des flèches directionnelles (↑, ↓) sont utilisées pour représenter le niveau de priorité de chaque critère. Par exemple :
  - Une flèche vers le haut (↑) indique une exigence prioritaire à atteindre dès les premières phases du projet ;
  - Une flèche vers le bas (↓) correspond à un objectif complémentaire ou secondaire, à considérer une fois les critères critiques satisfaits.

Ces flèches permettent donc de distinguer les objectifs principaux des sous-objectifs, sans que ces derniers soient considérés comme optionnels ou moins pertinents. Ils font partie intégrante du projet, mais sont planifiés dans un second temps, une fois les fondations du système assurées.

- **Pondération** : Ce champ exprime l'importance relative de chaque critère dans l'atteinte globale des objectifs. Une pondération de 3/3 signifie que l'exigence est essentielle, alors qu'un 1/3 indique une fonctionnalité moins critique, bien qu'utile.

La pondération et la priorisation ont été établies en fonction :

- Des objectifs principaux du projet (simulation fidèle des cycles de marche);
- Des contraintes techniques (poids, stabilité, espace disponible pour les capteurs, alimentation électrique);
- Des retours des parties prenantes du projet (encadrants et utilisateurs finaux).

Le Tableau 3.1 présente le cahier des charges en détail.

Tableau 3.1 Cahier des charges et spécifications techniques

| Catégorie | Attributs clients                     | Spécification technique                                                                                                                                                                                   | Valeur       | Objectif | Pondération | Unité                    | Identification |
|-----------|---------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------|----------|-------------|--------------------------|----------------|
| Design    | Sécuritaire                           | <ul style="list-style-type: none"> <li>Dispositif exempt de bord tranchant (rayon)</li> <li>Fixation sécurisée pour éviter tout détachement accidentel</li> <li>Cage de sécurité distanciation</li> </ul> | 0,5<br><br>1 | ↓        | 1           | [mm]<br><br>[N/A]<br>[m] | 1              |
|           | Axe de rotation indépendant           | Moteur pour chaque mouvement                                                                                                                                                                              | [N/A]        | ↑        | 3           | [N/A]                    | 2              |
|           | Facilité de déplacement du simulateur | Utilisation d'un trépied pour le déplacement                                                                                                                                                              | [N/A]        | ↓        | 2           | [N/A]                    | 3              |
|           | Optimisation du poids                 | Masse totale du simulateur                                                                                                                                                                                | ≤ 10         | ↓        | 2           | [kg]                     | 4              |
|           | Durable                               | Résistance à la fatigue                                                                                                                                                                                   | ≥ 500 000    | ↑        | 2           | [cycle]                  | 5              |
|           | Rigide                                | Résistance à la rupture (facteur de sécurité)                                                                                                                                                             | 2            | ↑        | 2           | [N/A]                    | 6              |
|           | Maintien en place                     | Stabilité de montage et maintien la position sans mouvement du trépied                                                                                                                                    | [N/A]        | ↑        | 3           | [N/A]                    | 7              |

| Catégorie | Attributs clients                   | Spécification technique                                                                                                                       | Valeur              | Objectif | Pondération | Unité                     | Identification |
|-----------|-------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------|----------|-------------|---------------------------|----------------|
| Design    | Mouvement reproductible             | Utilisation de logiciel (Matlab & Simulink)                                                                                                   |                     | ↑        | 3           | [N/A]                     | 8              |
|           | Prévoir une alimentation stable     | Tension d'alimentation maximale<br>Courant pour alimenter 5 moteurs                                                                           | 48<br>≥ 10          | ↑        | 3           | [V]<br>[A]                | 9              |
|           | Prévoir des capteurs                | Surface plane minimale pour la fixation des capteurs                                                                                          | 5                   | ↑        | 3           | [cm <sup>2</sup> ]        | 10             |
|           | Décalage entre le fémur et le tibia | Les axes de rotation du genou possèdent plusieurs configurations.<br>- Offsets mécaniques sur l'axe transversale<br>- Orientation axe tibiale | 1<br>10             | ↑        | 2           | [cm <sup>2</sup> ]<br>[°] | 11             |
| Mesure    | Contrôle de l'angle du genou        | Flexion/extension<br>Abduction /Adduction<br>Rotation                                                                                         | 0 à 150<br>10<br>40 | ↑        | 3           | [°]<br>[°]<br>[°]         | 12             |
|           | Contrôle de l'angle de la hanche    | Flexion<br>Extension<br>Abduction /Adduction                                                                                                  | 120<br>20<br>50     | ↑        | 3           | [°]<br>[°]<br>[°]         | 13             |

| Catégorie | Attributs clients                | Spécification technique                            | Valeur | Objectif | Pondération | Unité | Identification |
|-----------|----------------------------------|----------------------------------------------------|--------|----------|-------------|-------|----------------|
| Mesure    | Contrôle de la vitesse angulaire | Mesure de la vitesse angulaire                     | [N/A]  | ↑        | 3           | [°/s] | 14             |
|           | Lecture numérique                | Lisible et intelligible facilement sur un logiciel | [N/A]  | ↑        | 2           | [N/A] | 15             |
|           | Précision                        | Mesure de l'ordre de dixième de degré              | [N/A]  | ↓        | 3           | [°]   | 16             |
|           | Conservation des données         | Stockage des données                               | [N/A]  | ↑        | 1/2         | [N/A] | 17             |

Suite aux objectifs identifiés en début de projet et à l'analyse de la pondération des critères dans le cahier des charges, certains éléments ont été retenus comme prioritaires pour orienter la conception mécanique du simulateur. Ces exigences techniques ont été considérées comme essentielles à la réalisation du dispositif.

Tout d'abord, la sécurité d'utilisation, fortement pondérée, a été prise en compte par l'ajout de **fixations sécurisées** (ID 1), afin d'assurer la stabilité du simulateur en fonctionnement et de prévenir tout risque pour l'utilisateur.

Par ailleurs, la gestion indépendante des **axes de rotation** (ID 2) s'est imposée comme un critère fondamental pour atteindre les objectifs de réalisme biomécanique. Elle est combinée à la nécessité de prévoir **l'intégration de capteurs** (ID 10), ce qui implique des contraintes d'espace et de disposition, ainsi qu'à la prise en compte du **décalage naturel entre le fémur et le tibia** (ID 11), qui influence directement l'architecture du système.

Enfin, plusieurs éléments liés à la résistance mécanique ont été considérés comme complémentaires mais importants : la **rigidité** (ID 6) et la **durabilité** (ID 5) ont été retenues pour assurer un bon comportement structurel dans le temps, tandis que **l'optimisation du poids** (ID 4), bien que moins prioritaire, a été prise en compte pour réduire les contraintes sur les moteurs et faciliter la manipulation du dispositif.

### 3.3 Simulation sous SolidWorks

Dans la phase de conception du simulateur, il a fallu tenir compte des moteurs **RMD-X** que le laboratoire possédait déjà. La démarche entreprise ici visait donc principalement à valider que ces moteurs étaient effectivement capables de produire les mouvements requis sous charge, en accord avec les exigences mécaniques du cahier des charges. À ce titre, le couple nominal de chaque moteur constituait une donnée critique pour dimensionner le simulateur et vérifier la faisabilité mécanique.

### 3.3.1 Moteurs RMD-X

Deux modèles de moteurs **RMD-X** avaient été sélectionnés dans un projet antérieur pour assurer les mouvements articulaires du simulateur :

- **RMD-X8-S2** (destiné à la hanche) : ce moteur est utilisé pour générer le mouvement de **circumduction** de la hanche à l'aide de deux moteurs. Il possède un couple nominal de **25 N·m** pour un poids d'environ **900 g**.

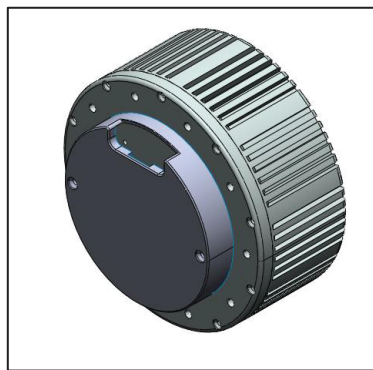


Figure 3.1 Moteur RMD X8-S2

- **RMD-X8-PRO** (destiné au genou) : trois moteurs de ce modèle sont intégrés au système pour simuler les trois degrés de liberté du genou : flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe. Chaque moteur fournit un couple nominal de **13 N·m** pour un poids d'environ **710 g**.



Figure 3.2 Moteur RMD X8-Pro

Les détails techniques sont en ANNEXE I.

### 3.3.2 Environnement de modélisation SolidWorks

Le logiciel **SolidWorks** a été utilisé pour l'ensemble des tâches de conception. Ce choix s'explique par sa large adoption académique, la licence gratuite offerte aux étudiants de l'ÉTS, ainsi que ses fonctionnalités intégrées de simulation.

Chaque pièce du simulateur a été modélisée indépendamment, puis intégrée dans un assemblage virtuel pour valider les jeux mécaniques, les interfaces d'accouplement et la compatibilité des composantes. **SolidWorks** a aussi servi à préparer les fichiers techniques nécessaires à l'usinage des pièces.

### 3.4 Calculs dynamiques pour le dimensionnement du simulateur

Avant d'entreprendre la modélisation détaillée dans **SolidWorks**, il a été jugé essentiel de valider, à l'aide d'estimations préliminaires, si les moteurs sélectionnés étaient capables de générer les couples nécessaires aux mouvements simulés.

En se basant sur des proportions représentatives et des valeurs biomécaniques issues de la littérature, des calculs de dynamique inverse ont été réalisés. L'objectif était de déterminer si les spécifications des moteurs étaient suffisantes pour supporter les charges attendues, ce qui a permis de guider et d'ajuster la phase de conception mécanique par la suite.

#### 3.4.1 Principe de la dynamique inverse

La méthode adoptée repose sur le principe de la dynamique inverse. En biomécanique et en robotique, cette approche consiste à déterminer les forces et couples nécessaires pour réaliser un mouvement imposé, à partir de la cinématique mesurée (positions, vitesses, accélérations). En utilisant des paramètres mécaniques du système (masses, inerties, géométrie) et des équations du mouvement, il est possible de calculer les efforts internes requis. Cette démarche repose sur les lois fondamentales de la dynamique, notamment la deuxième loi de Newton appliquée aux solides.

### 3.4.2 Diagrammes de corps libre (DCL)

Dans le cadre de ce projet, le principe de la dynamique inverse a été utilisé pour estimer les couples que chaque moteur doit produire afin d'imiter les mouvements du genou et de la hanche. Pour ce faire, des diagrammes de corps libre (DCL) ont été établis pour les principaux segments mécaniques du simulateur. Chaque DCL permet d'isoler une pièce et d'y appliquer les équations d'équilibre (somme des forces et des moments égale à zéro) afin d'identifier les efforts mécaniques.

Les calculs ont été réalisés à l'aide d'une calculatrice graphique **TI-Nspire**, facilitant la résolution symbolique et numérique des équations.

La Figure 3.3 et la Figure 3.4 représente les schémas qui ont permis de visualiser les équations.

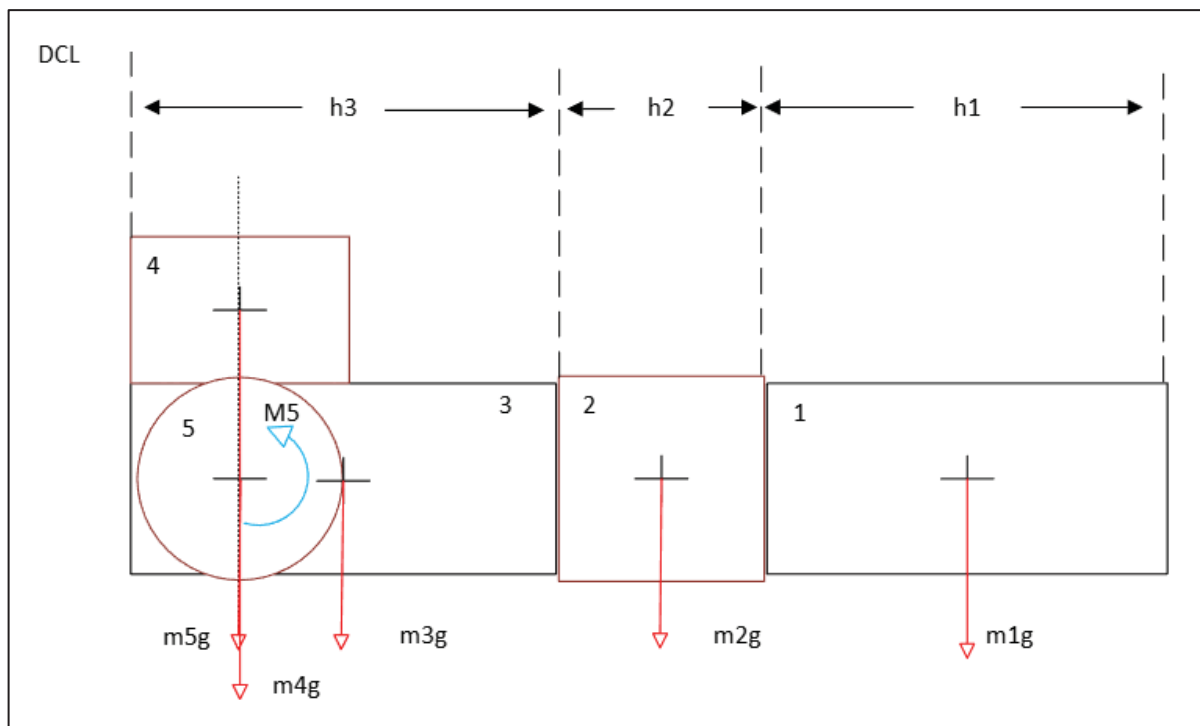


Figure 3.3 DCL du genou et du tibia

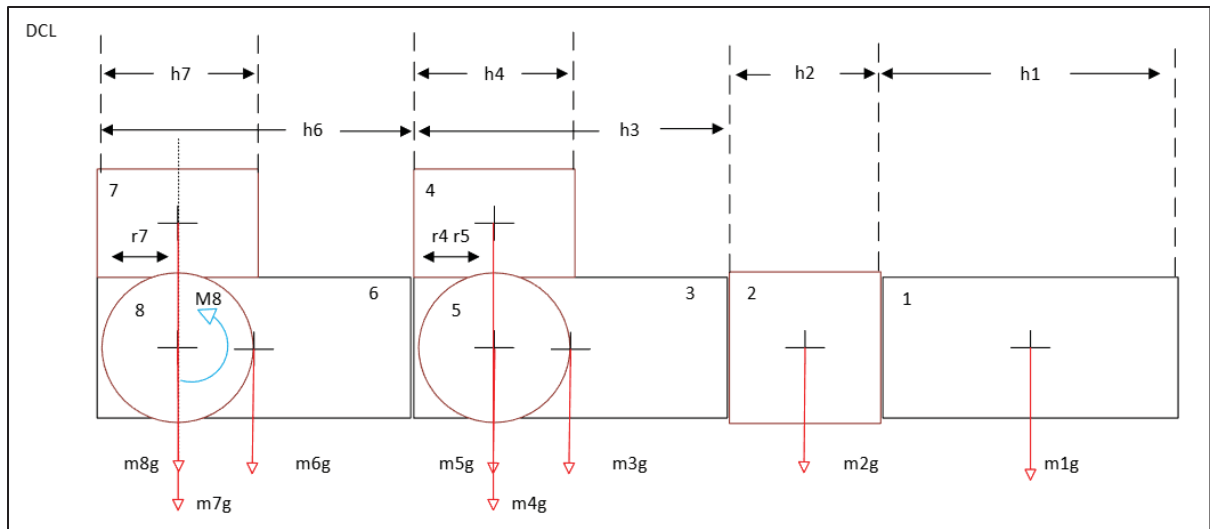


Figure 3.4 DCL de la hanche et de la cuisse

Afin d'illustrer le raisonnement menant au dimensionnement des moteurs, un exemple de calcul est présenté ci-après. Le modèle est simplifié à l'aide de paramètres géométriques et de masses estimées à partir d'un ancien modèle du simulateur. Les efforts gravitationnels ont été calculés en fonction de la masse de chaque pièce ( $m$ ) et de la gravité ( $g$ ).

Pour déterminer une valeur représentative de l'accélération angulaire maximale à appliquer lors de la conception du simulateur, des données issues de la littérature ont été utilisées. Selon les mesures de référence présentées par **Winter (2009)**, les accélérations angulaires maximales observées pendant la marche normale sont de **89,51 rad/s<sup>2</sup>** pour la jambe et de **28,82 rad/s<sup>2</sup>** pour la cuisse (Winter, 2009). Ces valeurs ont été extraites des tableaux de l'annexe **A** (Tables A.3(b) et A.3(c)), qui synthétisent les paramètres cinématiques segmentaires mesurés sur un groupe de sujets adultes. Elles ont été utilisées comme références biomécaniques réalistes pour estimer les charges maximales auxquelles les moteurs du simulateur pourraient être soumis lors de l'exécution d'un mouvement de marche.

Les valeurs suivantes ont été utilisées :

- Masses des moteurs et masses approximatives des pièces;
- Longueurs, rayons et hauteurs de chaque pièce;

- Les valeurs d'accélération angulaire maximales de **89,51 rad/s<sup>2</sup>** pour la jambe et **28,82 rad/s<sup>2</sup>** pour la cuisse, comme données d'entrée pour le calcul des couples moteurs requis.

### 3.4.3 Calculs des moments de moteur critique

Le Tableau 3.2 montre des valeurs estimés d'un ancien simulateur utiliser pour les calculs :

Tableau 3.2 Caractéristiques géométriques et inertiels des composants du simulateur

| Pièce           | L (m) | La (m) | R (m) | H (m) | M (kg) | Géométrie                    | Équation d'inertie (kg m <sup>2</sup> )                                                          |
|-----------------|-------|--------|-------|-------|--------|------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Pièce 1         | 0,098 | 0,098  | —     | 0,125 | 0,50   | Parallélépipède de Rectangle | $\left(\frac{m1*(l1^2 + l1^2)}{12}\right) = 0,0008 \text{ kg m}^2$                               |
| Moteur genou 2  | —     | —      | 0,049 | 0,051 | 0,71   | Cylindre Axe Longitudinal    | $\frac{m2 * r2^2}{2} = 0,000852 \text{ kg m}^2$                                                  |
| Pièce 3         | 0,098 | 0,098  | —     | 0,245 | 1,00   | Parallélépipède de Rectangle | $\left(\frac{m3 * (l3^2 + l3^2)}{12}\right) = 0,001601 \text{ kg m}^2$                           |
| Moteur genou 4  | —     | —      | 0,049 | 0,051 | 0,71   | Cylindre Axe Transversal     | $\left(\frac{m4 * r4^2}{4}\right) + \left(\frac{m4 * h4^2}{12}\right) = 0,00058 \text{ kg m}^2$  |
| Moteur genou 5  | —     | —      | 0,049 | 0,051 | 0,71   | Cylindre Axe Transversal     | $\left(\frac{m5 * r5^2}{4}\right) + \left(\frac{m5 * h5^2}{12}\right) = 0,00058 \text{ kg m}^2$  |
| Pièce 6         | 0,098 | 0,098  | —     | 0,245 | 1,00   | Parallélépipède de Rectangle | $\left(\frac{m6 * (l6^2 + l6^2)}{12}\right) = 0,001601 \text{ kg m}^2 J$                         |
| Moteur hanche 7 | —     | —      | 0,049 | 0,058 | 0,90   | Cylindre Axe Transversal     | $\left(\frac{m7 * r7^2}{4}\right) + \left(\frac{m7 * h7^2}{12}\right) = 0,000793 \text{ kg m}^2$ |
| Moteur hanche 8 | —     | —      | 0,049 | 0,058 | 0,90   | Cylindre Axe Transversal     | $\left(\frac{m8 * r8^2}{4}\right) + \left(\frac{m8 * h8^2}{12}\right) = 0,000793 \text{ kg m}^2$ |

Les sections **3.4.3.1 Calcul moment pour le moteur du genou** et **3.4.3.2 Calcul moment pour le moteur de la hanche** présentent les équations permettant de calculer le moment gravitationnel généré par chacune des pièces de l'assemblage. Chaque pièce exerce un moment en fonction de sa masse, de l'accélération gravitationnelle et de la distance entre son centre de gravité et l'axe de rotation. Ces moments individuels sont déterminés à partir d'une représentation bidimensionnelle simplifiée de la géométrie et de la position des composants. L'objectif est d'évaluer l'influence de chaque pièce sur le mouvement global du simulateur et de ramener ces contributions à un point critique de calcul.

### 3.4.3.1 Calcul moment pour le moteur du genou

Le calcul du couple a été réalisé en deux étapes :

1. Calcul du moment gravitationnel de chaque composant situé dans la chaîne du tibia :

$$M = F \cdot d \quad (3.1)$$

Le moment  $\mathbf{M}$ , exprimé en newton-mètres ( $\mathbf{N \cdot m}$ ), correspond à l'effet de rotation produit par une force autour d'un axe. Comme illustré à la Figure 3.3, cette grandeur dépend de la force appliquée ( $\mathbf{F}$ ), exprimée en newtons ( $\mathbf{N}$ ), qui correspond souvent au poids et peut être calculée par la relation  $\mathbf{F} = \mathbf{m} \cdot \mathbf{g}$ , où  $\mathbf{m}$  est la masse et  $\mathbf{g}$  l'accélération gravitationnelle. Le moment est également proportionnel à la distance perpendiculaire ( $\mathbf{d}$ ), exprimée en mètres ( $\mathbf{m}$ ), entre l'axe de rotation et la ligne d'action de la force.

$$moment_3 = -m_3 \times g \times \left( \left( \frac{h_3}{2} \right) - r_4 \right) = -0,7208 \, Nm \quad (3.2)$$

$$\begin{aligned} moment_2 &= -m_2 \times g \times \left( h_3 - r_4 + \left( \frac{h_2}{2} \right) \right) \\ &= -1,5422 \, Nm \end{aligned} \quad (3.3)$$

$$moment_1 = -m_1 \times g \times \left( h_3 - r_4 + h_2 + \left( \frac{h_1}{2} \right) \right) \quad (3.4)$$

$$= -1,5176 \text{ Nm}$$

$$moment_4 = -m_4 \times g \times 0 \quad (3.5)$$

$$= 0 \text{ Nm (centre aligné sur l'axe)}$$

2. Calcul du moment dynamique total basé sur l'inertie totale et l'accélération angulaire :

$$J_{total} = j_1 + j_2 + j_3 + j_4 = 0,003833 \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \quad (3.6)$$

$$moment_{dynamique} = J_{total} \times \alpha(\text{genou}) \quad (3.7)$$

$$= 0,003833 \times 89,51 = 0,3431 \text{ Nm}$$

Le couple moteur requis est alors obtenu par :

$$moment_5 = moment_{dynamique} + moment_1 + moment_2 + \quad (3.8)$$

$$moment_3 = 0,3431 + (-1,5176) + (-1,5422) +$$

$$(-0,7208) = -3,44 \text{ Nm (Sens inverse)}$$

### 3.4.3.2 Calcul moment pour le moteur de la hanche

Le calcul du couple a été réalisé en deux étapes :

1. Comme pour la section 3.4.3.1 **Calcul moment pour le moteur du genou**, le moment gravitationnel de chaque composant est calculé à l'aide de la relation  $M = F \cdot d$ , où  $F = m \cdot g$ . Comme illustré à la Figure 3.4, le calcul est appliqué au point critique de la hanche, en tenant compte des distances et masses associées aux pièces de cette chaîne.

$$moment_7 = -m_7 \times g \times 0 \quad (3.9)$$

$$= 0 \text{ Nm (centre aligné sur l'axe)}$$

$$moment_6 = \left( \left( \frac{h_6}{2} \right) - r_7 \right) \times -m_6 \times g = -\mathbf{0,720789 Nm} \quad (3.10)$$

$$moment_5 = (h_6 - r_7 + r_5) \times -m_5 \times g = -\mathbf{1,70587 Nm} \quad (3.11)$$

$$moment_4 = (h_6 - r_7 + r_4) \times -m_4 \times g = -\mathbf{1,70587 Nm} \quad (3.12)$$

$$\begin{aligned} moment_3 &= \left( h_6 - r_7 + \left( \frac{h_3}{2} \right) \right) \times -m_3 \times g \\ &= -\mathbf{3,12342 Nm} \end{aligned} \quad (3.13)$$

$$\begin{aligned} moment_2 &= \left( h_6 - r_7 + h_3 + \left( \frac{h_2}{2} \right) \right) \times -m_2 \times g \\ &= -\mathbf{3,24811 Nm} \end{aligned} \quad (3.14)$$

$$\begin{aligned} moment_1 &= \left( h_6 - r_7 + h_3 + h_2 + \left( \frac{h_1}{2} \right) \right) \times -m_1 \times g \\ &= -\mathbf{2,71889 Nm} \end{aligned} \quad (3.15)$$

2. Calcul du moment dynamique total basé sur l'inertie totale et l'accélération angulaire :

$$\begin{aligned} J_{total} &= j_1 + j_2 + j_3 + j_4 + j_5 + j_6 + j_7 \\ &= \mathbf{0.006807 kg \cdot m^2} \end{aligned} \quad (3.16)$$

$$\begin{aligned} moment_{dynamique} &= J_{total} \times \alpha(hanche) \\ &= 0,006807 \times 28,82 = \mathbf{0,1962 Nm} \end{aligned} \quad (3.17)$$

Le couple moteur requis est alors obtenu par :

$$\begin{aligned} moment_8 &= moment_{dynamique} + moment_6 + moment_5 \\ &\quad + moment_4 + moment_3 + moment_2 \\ &\quad + moment_1 \\ &= 0,1962 + (-0,720789) + (-1,70587) \\ &\quad + (-1,70587) + (-3,12342) + (-3,24811) \\ &\quad + (-2,71889) = \mathbf{13,03 Nm} \end{aligned} \quad (3.18)$$

Tableau 3.3 Résumé des moments de force calculés à partir des DCL

| Segment analysé | Moment de force calculé |
|-----------------|-------------------------|
| Hanche (cuisse) | 13,03 N·m               |
| Genou (tibia)   | 3,44 N·m                |

#### 3.4.4 Tableau des couples calculés et vérification

Les résultats obtenus montrent que les moteurs sélectionnés sont capables de fournir un couple supérieur à celui requis selon les calculs mécaniques. Le Tableau 3.4 suivant confirme cette adéquation :

Tableau 3.4 Comparaison entre les moments requis et les capacités nominales des moteurs

| Segment | Moment requis (calculé) | Capacité nominale du moteur | Validation |
|---------|-------------------------|-----------------------------|------------|
| Tibia   | 3,44 N·m                | 13 N·m                      | Conforme   |
| Hanche  | 13,03 N·m               | 25 N·m                      | Conforme   |

### 3.5 Conception finale du simulateur

La version finale du simulateur a été conçue en respectant l'ensemble des contraintes identifiées lors de l'analyse mécanique et des calculs préliminaires. En s'appuyant sur les modèles **3D** fournis par le fabricant des moteurs de la **série RMD-X**, un assemblage complet a été élaboré dans **SolidWorks**, prenant en compte les dimensions globales d'un membre inférieur moyen et l'encombrement des composantes.

#### 3.5.1 Méthodologie des pièces

La conception des pièces mécaniques a été réalisée en tenant compte des contraintes mécaniques, géométriques et fonctionnelles spécifiques à chaque articulation.

### 3.5.1.1 Conception de la hanche

La hanche a été modélisée en premier lieu. Ce segment intègre deux moteurs RMD-X8-S2 plus volumineux, ce qui a nécessité une fixation renforcée à la structure principale pour garantir la rigidité et la stabilité de l'ensemble. La longueur du fémur a été déterminée de manière à permettre l'intégration de capteurs tout en conservant des proportions compatibles avec une utilisation biomécanique réaliste. Bien que cette dimension ne se base pas sur une mesure corporelle précise, elle a été choisie de manière fonctionnelle afin d'assurer un compromis entre l'encombrement, l'accessibilité et la fixation des composants électroniques.

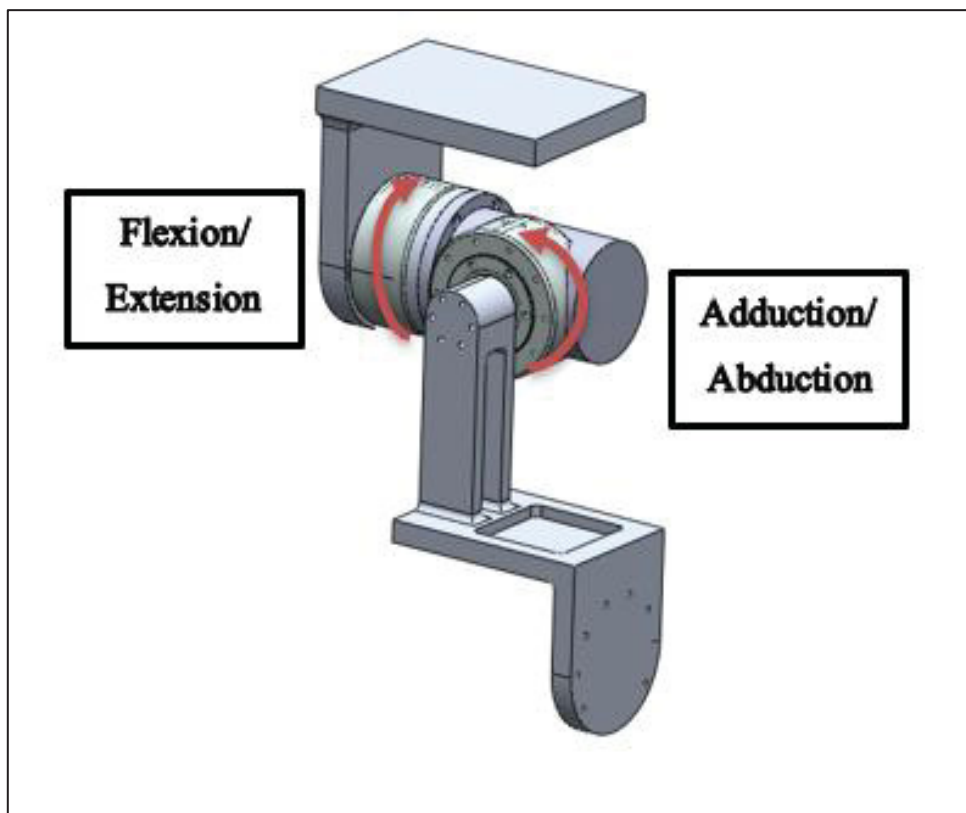


Figure 3.5 Segment de la hanche et du fémur

### 3.5.1.2 Conception du genou

La partie dédiée au genou suit une logique similaire à celle de la hanche pour les moteurs de flexion/extension et d'abduction/adduction. Toutefois, une attention particulière a été portée à

l'intégration d'un troisième moteur, responsable des rotations internes/externes du tibia. Ce troisième moteur est positionné aussi près que possible du genou, de manière à rapprocher l'axe de rotation du tibia de la réalité biomécanique. Cette configuration permet de mettre en œuvre le mécanisme de décalage d'axe présenté à la section suivante. Enfin, le segment tibial a été conçu dès l'origine pour intégrer ultérieurement un second capteur.

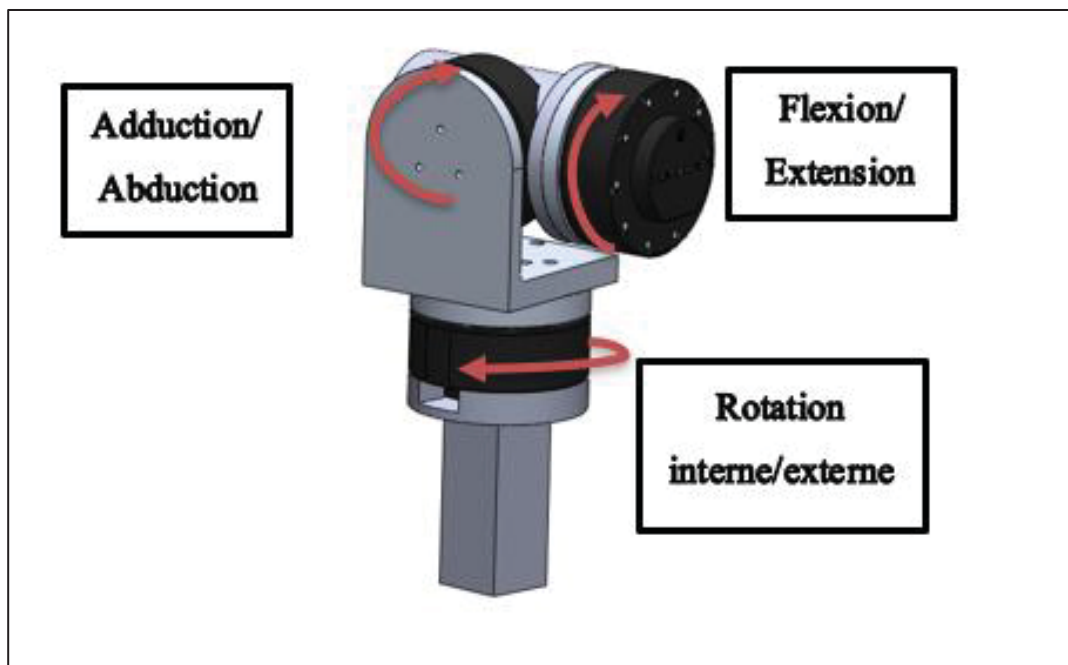


Figure 3.6 Segment du genou et du tibia

### 3.5.1.3 Décalage d'axe

Pour respecter les considérations biomécaniques, un mécanisme de décalage a été intégré afin de permettre une translation horizontale par pas de **1 cm**, dans le plan transversal, au niveau de l'interface entre le moteur 5 (rotation) et le segment du genou (Voir Figure 3.7). Ce réglage modulaire vise à reproduire les variations anatomiques. De plus, un changement de pièce permet d'introduire une inclinaison fixe de **10 °**, simulant un axe de rotation tibiale légèrement oblique.

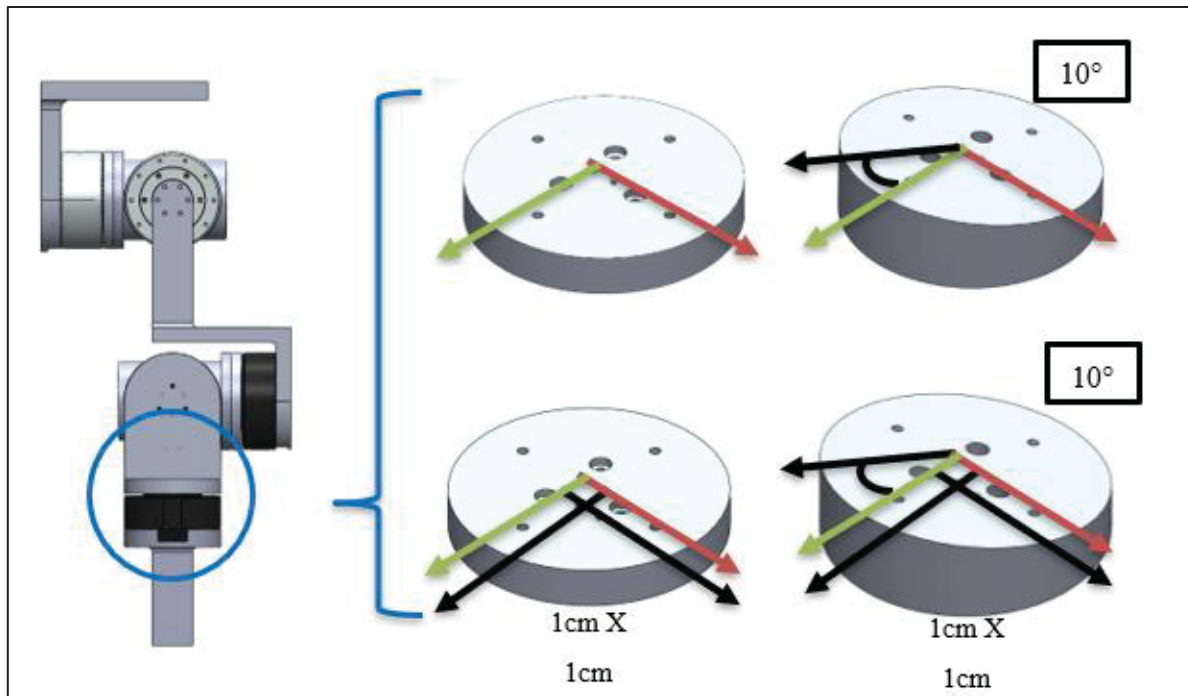


Figure 3.7 Décalage de l'axe du genou d'angle droit et d'angle de 10 degrés

#### 3.5.1.4 Conception final

La conception a été réalisée de manière à respecter les couples moteurs critiques déterminés à la section **3.4 Calculs dynamiques pour le dimensionnement du simulateur**, en s'assurant que les charges appliquées demeurent compatibles avec les capacités nominales des moteurs (**25 N·m** à la hanche, **13 N·m** au genou). L'architecture retenue repose sur **13 pièces** mécaniques principales et **5 moteurs intégrés**, formant un ensemble à la fois rigide, compact et simple à assembler. Les détails de l'ensemble des composantes sont présentés en ANNEXE II, sinon la Figure 3.8 illustre l'assemblage complète du simulateur.

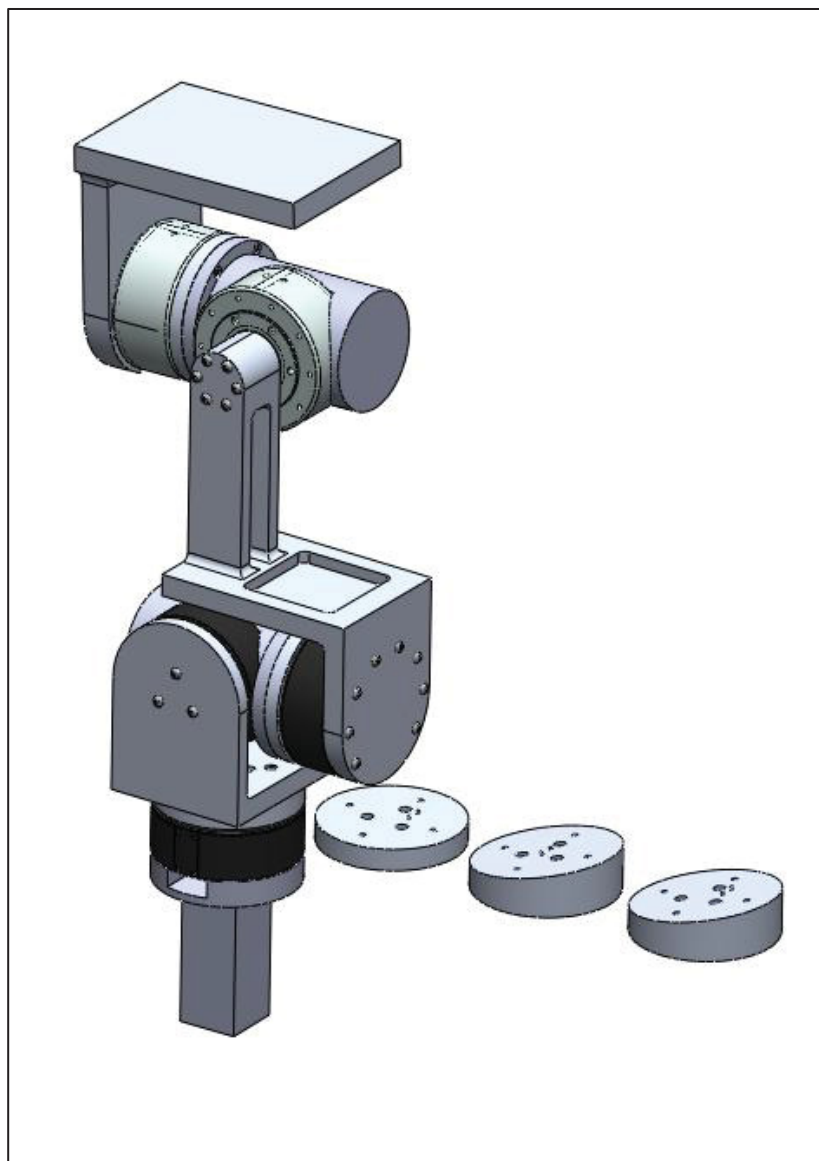


Figure 3.8 Vue d'ensemble du simulateur de genou



## CHAPITRE 4

### SIMULATION NUMÉRIQUE

Ce chapitre présente les outils de simulation utilisés pour vérifier virtuellement la faisabilité mécanique du simulateur. Il regroupe les résultats des calculs de couple, des analyses statiques et dynamiques menées à partir des modèles SolidWorks, en amont de la fabrication.

#### 4.1 Comparaison des matériaux et effet sur la conception

Dans le cadre de la modélisation mécanique, deux configurations de matériaux ont été simulées afin d'évaluer leur effet sur les performances mécaniques et la conformité aux exigences fonctionnelles du simulateur. La première configuration considère une structure intégralement en aluminium, tandis que la seconde intègre certaines pièces secondaires en résine Nylon, notamment au niveau des axes de flexion de la hanche et du genou, ainsi au segment tibial.

L'objectif de cette comparaison est d'optimiser le compromis entre rigidité, masse totale et capacité des moteurs à fournir les couples requis. Le choix de l'époxy pour certaines pièces s'explique par une analyse des sollicitations : les segments les moins chargés mécaniquement, comme le tibia, peuvent être fabriqués à partir de matériaux plus légers sans compromettre la sécurité ni la stabilité du système.

Cette stratégie permet de réduire la masse totale du simulateur, ce qui a un effet direct sur les couples dynamiques que les moteurs doivent produire. Un allègement global du système permet de préserver une marge de fonctionnement suffisante pour les moteurs, en particulier lors des accélérations rapides ou des mouvements continus. Ainsi, l'utilisation de matériaux légers dans les zones peu sollicitées contribue à garantir une performance mécanique optimale et à prévenir les risques de surcharge.

#### 4.1.1 Résultats de calculs issus de SolidWorks

Afin d'évaluer plus précisément les couples mécaniques requis à partir du modèle complet, des propriétés physiques ont été extraites directement du modèle 3D dans SolidWorks. Ces données comprennent l'inertie globale, les masses réparties par segments, et les coordonnées des centres de gravité.

Les paramètres et résultats de calculs sont présentés ci-dessous :

Tableau 4.1 Paramètres physiques extraits du modèle SolidWorks

| Paramètre                                    | Valeur                   |
|----------------------------------------------|--------------------------|
| Inertie totale du système ( $i_{totale}$ )   | 0,28 kg·m <sup>2</sup>   |
| Masse totale du simulateur ( $masse_{tot}$ ) | 6,24 kg                  |
| Centre de gravité ( $axe_x$ )                | 0,14 m                   |
| Inertie au genou ( $i_{genou}$ )             | 0,02 kg·m <sup>2</sup>   |
| Masse du segment genou ( $masse_{genou}$ )   | 2,89 kg                  |
| Centre de gravité genou ( $axe_y$ )          | 0,05 m                   |
| Accélération angulaire ( $\alpha_c$ )        | 28,82 rad/s <sup>2</sup> |
| Accélération angulaire ( $\alpha_g$ )        | 89,51 rad/s <sup>2</sup> |

À partir de ces données, les couples mécaniques requis pour les moteurs ont été calculés selon la relation suivante :

$$Moteur_{hanche} : moment_f \quad (4.1)$$

$$= i_{totale} \times \alpha_c + masse_{tot} \times g \times axe_x$$

$$= \mathbf{16,64 Nm}$$

$$Moteur_{genou} : moment_g \quad (4.2)$$

$$= i_{genou} \times \alpha_g + masse_{genou} \times g \times axe_y$$

$$= \mathbf{3,21 Nm}$$

Le Tableau 4.2 présente la comparaison entre les couples calculés et les capacités nominales des moteurs pour la configuration en aluminium et certaine en résine :

Tableau 4.2 Comparaison entre les couples calculés et les capacités nominales des moteurs

| Segment | Moment requis (calculé) | Capacité nominale du moteur | Validation |
|---------|-------------------------|-----------------------------|------------|
| Tibia   | 3,21 N·m                | 13 N·m                      | Conforme   |
| Hanche  | 16,64 N·m               | 25 N·m                      | Conforme   |

Ces résultats confirment que le système conçu respecte les limites mécaniques attendues, et que les moteurs sélectionnés sont adéquats pour supporter les charges prévues. Il est important de souligner que le couple calculé pour la flexion de la hanche suppose que ce moteur supporte à lui seul la totalité de la charge, parallèlement au sol. Ce scénario représente un cas limite, qui ne correspond pas à l'usage prévu du simulateur. En effet, le projet vise à imiter les mouvements de la marche humaine, où les charges sont réparties dynamiquement entre les articulations, bien que le moteur de la hanche doive tout de même supporter le poids et l'inertie des segments inférieurs. Ainsi, bien que le moteur de la hanche soit relativement proche de sa capacité maximale dans cette configuration théorique, cette situation ne se présente pas dans les scénarios réels du projet, et la conception demeure adaptée à l'objectif visé.

## 4.2 Simulations mécaniques statiques et dynamiques

Afin de valider la résistance mécanique de la version finale du simulateur, une simulation statique a été réalisée dans **SolidWorks Simulation**. Cette étape vise à analyser la déformation des pièces sous les charges et les couples prévus lors du fonctionnement du système.

La modélisation intègre toutes les pièces de la structure ainsi que les moteurs, représentés de manière simplifiée afin d'alléger le calcul. Les matériaux utilisés dans l'étude correspondent à ceux définis dans la conception : principalement de l'aluminium 6061 et une pièce en résine.

### 4.2.1 Simulation statique dans SolidWorks

Le modèle est fixé de manière rigide à sa base, simulant un ancrage solide sur un banc d'essai (*pièce accroche1\_moteur1\_base* dans SolidWorks). Des efforts sont ensuite appliqués sur différentes zones de l'assemblage, correspondant aux points d'accroche des moteurs, afin de reproduire les sollicitations fonctionnelles du système :

- Une force de **78,48 N** appliquée sur l'accroche du moteur 2 (*accroche3\_moteur2* dans SolidWorks) dans le sens de fonctionnement normal;
- Une force de **-17 N** sur l'accroche reliant le moteur 4 (*accroche6\_moteur4\_accroche5* dans SolidWorks) dans la direction opposée;
- Un couple de **17 N·m** appliqué sur l'accroche du moteur 2 (*accroche3\_moteur2* dans SolidWorks), orienté selon l'axe de rotation du moteur;
- Un couple de **3,22 N·m** appliqué sur l'accroche du moteur 4 (*accroche6\_moteur4\_accroche5* dans SolidWorks) dans le sens vertical (axe Z négatif).

Les charges appliquées dans cette simulation proviennent de deux sources distinctes. Les forces utilisées sont directement extraites des masses des composants dans l'assemblage SolidWorks, ce qui permet de représenter fidèlement l'effet du poids propre des pièces. Les couples appliqués correspondent quant à eux aux moments mécaniques calculés analytiquement et présentés au Tableau 4.2, reflétant les sollicitations exercées par les moteurs aux points d'accroche. L'ensemble de ces charges est ensuite intégré dans l'environnement de simulation statique de SolidWorks.

#### 4.2.1.1 Résultats et interprétation de la déformation

La simulation permet d'identifier les zones de déformation maximale, d'observer les comportements mécaniques attendus, et de s'assurer que les efforts imposés ne compromettent pas l'intégrité des pièces modélisées.

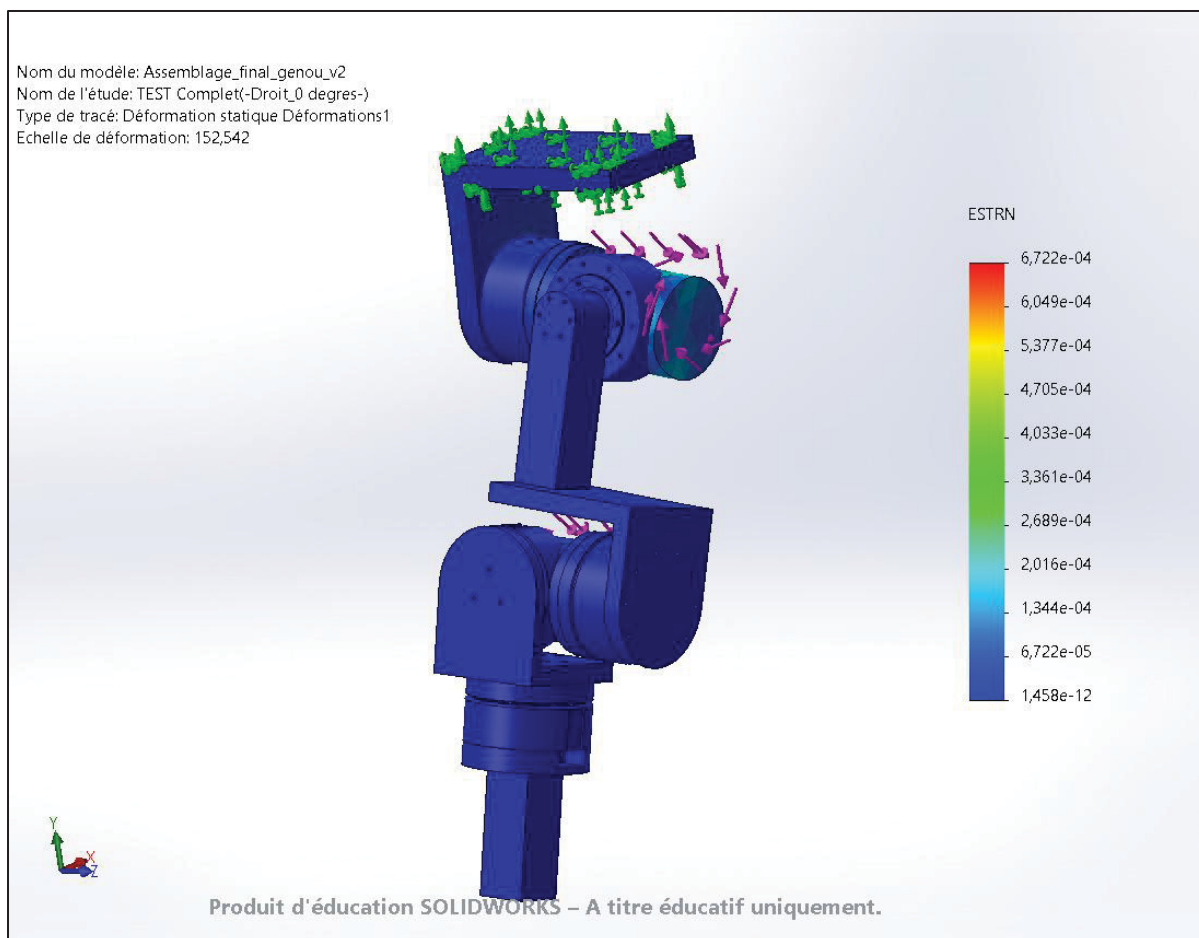


Figure 4.1 Résultats de la simulation statique en déformation du simulateur sous charges

La Figure 4.1 présente la distribution des déformations unitaires (ESTRN) obtenues dans SolidWorks pour l'ensemble du simulateur soumis aux charges statiques représentatives des efforts appliqués aux articulations. Dans SolidWorks, ESTRN correspond à la déformation équivalente de von Mises, c'est-à-dire une mesure scalaire qui combine les déformations normales et de cisaillement afin de représenter, en un seul indicateur, l'intensité globale de la sollicitation mécanique locale. Cette valeur est exprimée en déformation unitaire (sans dimension) et permet d'identifier rapidement les zones les plus sensibles, indépendamment du mode de sollicitation (flexion, torsion ou traction locale).

L'échelle de couleurs varie entre  $1,45 \times 10^{-12}$  et  $6,72 \times 10^{-4}$ , les valeurs les plus faibles apparaissant en bleu et les plus élevées en rouge. Dans la configuration simulée, certaines

pièces étaient initialement modélisées en nylon, principalement dans des zones où la réduction de masse était recherchée. Ce matériau présente un module d'élasticité plus faible que l'aluminium 6061, ce qui explique des déformations unitaires localement plus élevées, pouvant atteindre des valeurs de l'ordre de  $5 \times 10^{-4}$  à  $7 \times 10^{-4}$  dans les régions les plus sollicitées. Ces amplitudes restent toutefois dans un comportement élastique normal pour ce matériau.

Les éléments structurels et les interfaces mécaniques majeures, modélisés en aluminium 6061, présentent pour leur part des déformations beaucoup plus faibles, généralement inférieures à  $1,5 \times 10^{-4}$ . Ce comportement traduit la rigidité élevée du matériau et reste largement en dessous des seuils où l'aluminium pourrait approcher son domaine plastique (typiquement  $2 \times 10^{-3}$  à  $3 \times 10^{-3}$ ).

La répartition globale des déformations montre que les sollicitations sont correctement réparties entre les articulations et les fixations de moteurs, avec des concentrations situées aux interfaces où les efforts de flexion et de torsion sont les plus importants. Les niveaux observés restent faibles et compatibles avec les matériaux considérés dans cette version du modèle.

Ces résultats ont finalement conduit à privilégier l'aluminium 6061 pour les pièces critiques lors de la phase d'usinage, afin d'assurer une rigidité accrue tout en respectant les contraintes de poids du simulateur.

#### 4.2.2 Simulation dynamique

Une simulation dynamique a été réalisée dans **SolidWorks Motion** afin de vérifier le comportement global du simulateur en conditions de fonctionnement. L'objectif était d'évaluer les trajectoires et les couples requis pour chaque moteur pendant un cycle de marche représentatif.

Le modèle utilisé est identique à celui de la simulation statique, avec la gravité appliquée selon l'axe Z négatif. Les cinq moteurs ont été configurés à l'aide de profils d'angles articulaires

**extraits de l'article David A. Winter**, (Winter, 2009), représentant un cycle complet de marche humaine tel que présenté dans les tableaux de l'annexe A du document source (Tables A.3(b) et A.3(c)). Ces profils ont été importés dans **SolidWorks** à partir de données tabulées, chaque moteur recevant sa propre trajectoire angulaire assignée à la liaison correspondante.

#### 4.2.2.1 Résultats et validation par couple

Avant de présenter les courbes de couple générées par la simulation dynamique, certains points doivent être clarifiés afin d'en faciliter l'interprétation :

- La simulation a été réalisée dans l'environnement **SolidWorks Motion**, à partir de l'assemblage complet du simulateur;
- Chaque moteur a été alimenté par son propre profil d'angle, assigné à la liaison mécanique correspondante;
- SolidWorks génère les résultats de couple en Newton-millimètre (**N·mm**), car le modèle a été construit avec des dimensions exprimées en millimètres. Cette unité est donc cohérente avec les paramètres géométriques du simulateur.

Les graphiques présentés dans les figures suivantes, illustrent les couples mesurés par SolidWorks pendant un cycle complet de marche. Les courbes débutent systématiquement à zéro degré, car la jambe est initialement positionnée à un angle neutre dans l'assemblage avant d'être ramenée à la position de départ du mouvement. Ce point correspond donc à l'état initial de la simulation, avant le premier échantillon de déplacement réel. Pour ce mouvement de genou, 106 images (frames) ont été importées pour une durée de 1,501 s, alors qu'en dynamique, SolidWorks le reproduit sur environ 250 frames. Cette différence provient du solveur de mouvement, qui interpole la trajectoire imposée et utilise un pas de temps interne plus fin que celui des données d'entrée, ce qui augmente le nombre de points de sortie sans modifier le mouvement appliqué.

Il est également à noter que ces résultats proviennent d'une version préliminaire du modèle, obtenue avant certains ajustements géométriques effectués sur les pièces en vue de leur usinage.

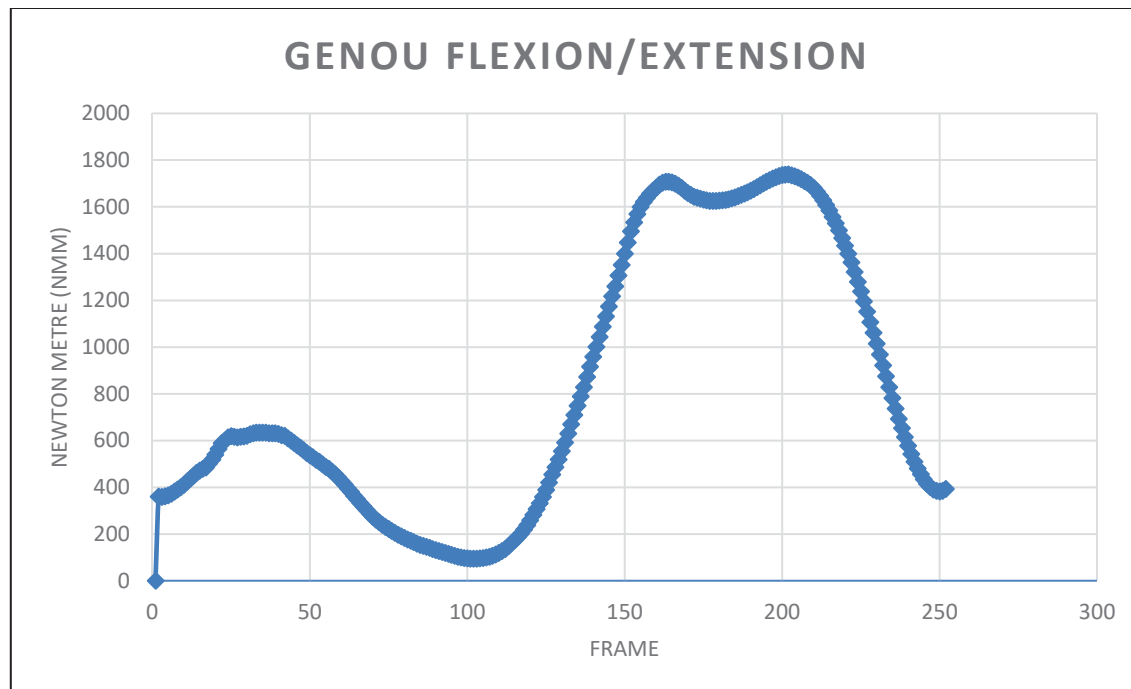


Figure 4.2 Graphique de la simulation dynamique : flexion/extension du genou (avant les ajustements effectués pour l'usinage)

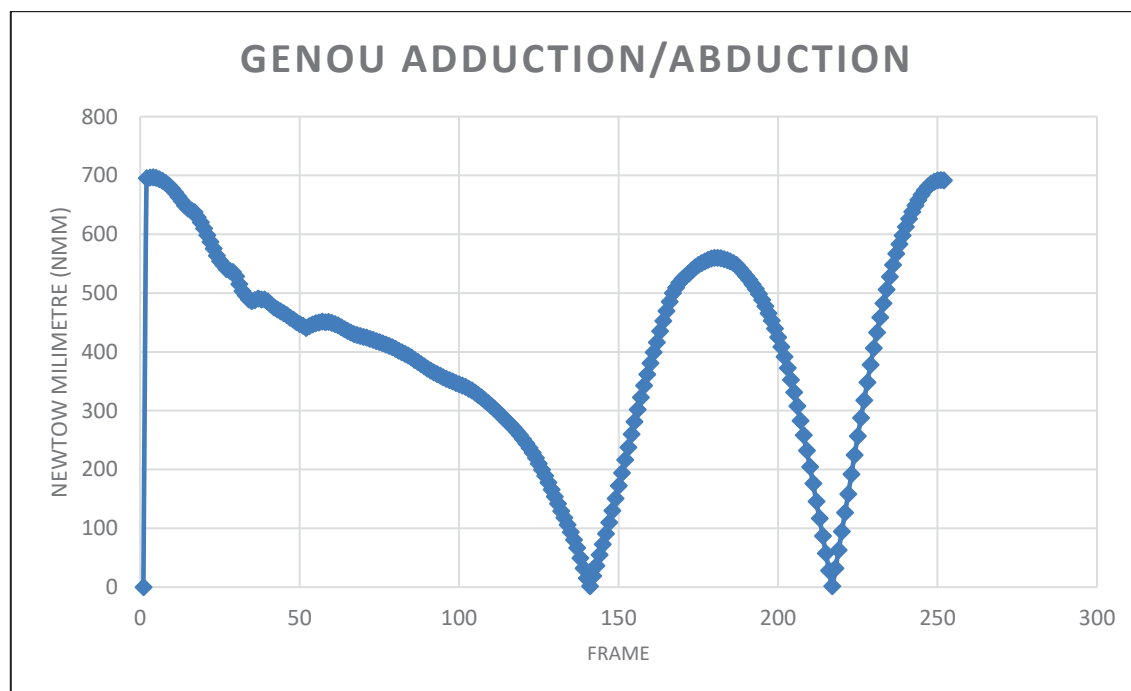


Figure 4.3 Graphique de la simulation dynamique : abduction/adduction du genou (avant les ajustements effectués pour l'usinage)

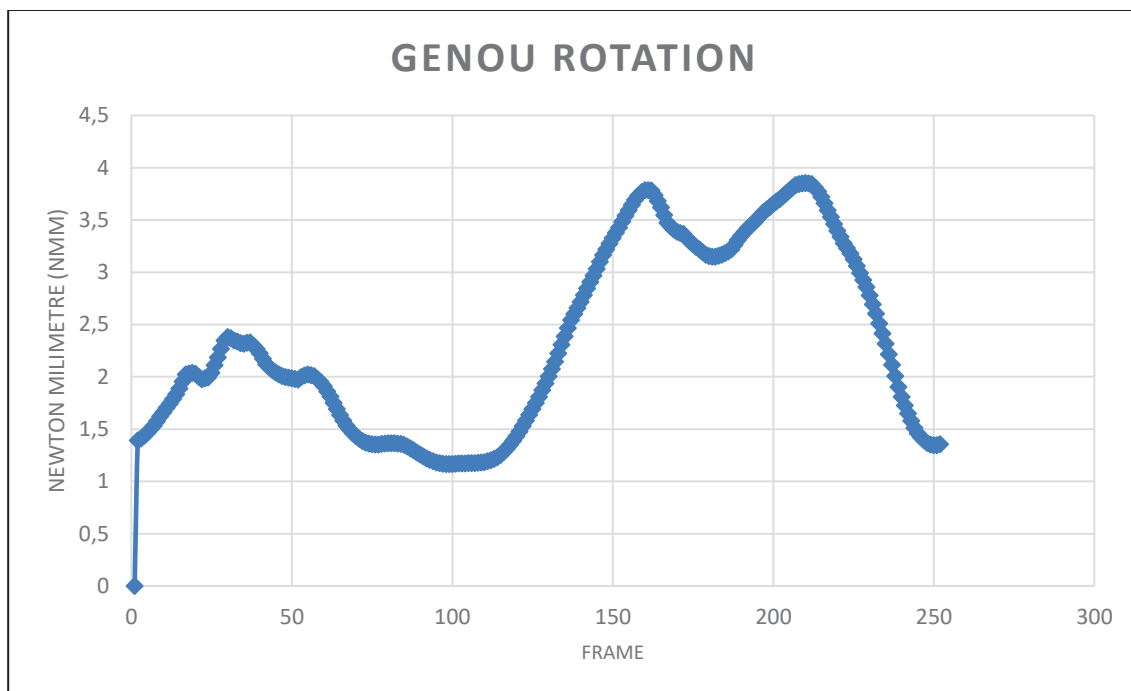


Figure 4.4 Graphique de la simulation dynamique : rotation interne/externe du genou (avant les ajustements effectués pour l'usage)

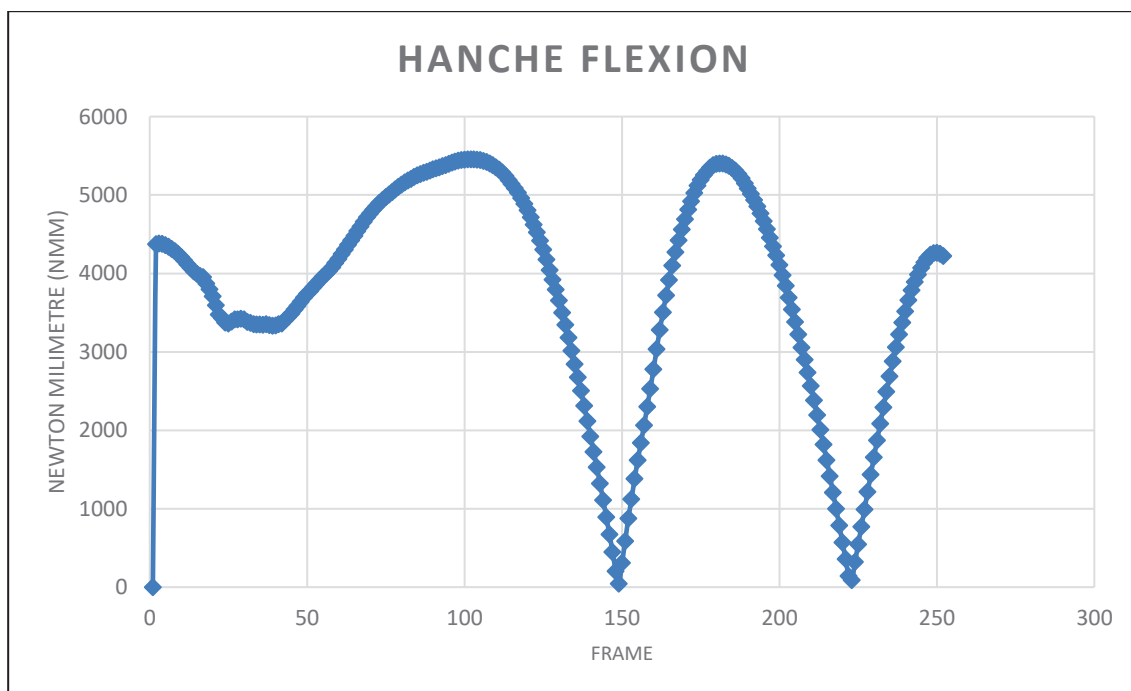


Figure 4.5 Graphique de la simulation dynamique : flexion/extension de la hanche (avant les ajustements effectués pour l'usage)

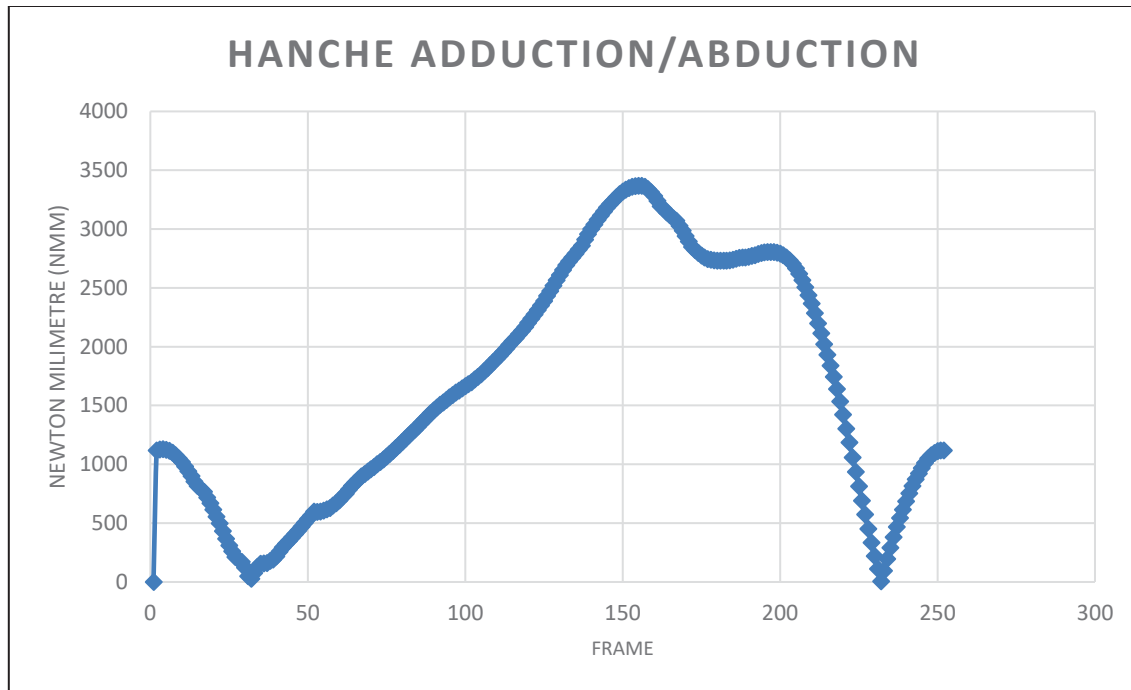


Figure 4.6 Graphique de la simulation dynamique : abduction/adduction de la hanche (avant les ajustements effectués pour l'usinage)

Dans SolidWorks Motion, les profils d'angles articulaires sont appliqués directement aux liaisons du modèle (flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe). Le logiciel calcule ensuite les couples requis pour suivre ces trajectoires imposées, en tenant compte des masses, des inerties des pièces et des contraintes mécaniques associées. Les courbes de couple obtenues évoluent en fonction des changements d'angle appliqués : des pics apparaissent lors des phases où les accélérations angulaires sont les plus élevées, tandis que des zones plus stables se manifestent lorsque la vitesse est quasi constante.

L'animation générée par SolidWorks permet également de vérifier qualitativement le comportement du système : alignement des axes de rotation, absence de collision entre les pièces et mouvement synchronisé des segments. Cette étape visuelle confirme que les moteurs pourraient supporter les charges et les inerties calculées dans le modèle.

Le Tableau 4.3 présente les couples maximaux mesurés par **SolidWorks** pour chaque moteur au cours de la simulation dynamique, comparés à leur capacité nominale respective, à la suite des ajustements apportés pour l'usinage.

Tableau 4.3 Comparaison des couples simulés dynamiquement avec les capacités nominales des moteurs, à la suite des changements apportés pour l'usinage

| Moteur          | Couple maximum mesuré | Capacité nominale | Validation |
|-----------------|-----------------------|-------------------|------------|
| Moteur hanche 1 | 14 N·m                | 25 N·m            | Conforme   |
| Moteur hanche 2 | 12 N·m                | 25 N·m            | Conforme   |
| Moteur genou 1  | 4 N·m                 | 13 N·m            | Conforme   |
| Moteur genou 2  | 3,5 N·m               | 13 N·m            | Conforme   |
| Moteur genou 3  | 2,8 N·m               | 13 N·m            | Conforme   |

Ainsi, la simulation dynamique démontre que le système devrait être mécaniquement apte à imiter des mouvements articulaires réalistes dans un scénario de marche standard. Chaque moteur fonctionne à un niveau de couple nettement inférieur à sa capacité maximale, ce qui garantit une marge de sécurité suffisante. Ces résultats confirment que, dans les conditions simulées, le simulateur est pleinement opérationnel et peut être utilisé pour les applications prévues.

### 4.3 Conclusion

Le travail réalisé dans ce chapitre a permis de concevoir, modéliser et vérifier mécaniquement une nouvelle version du simulateur de genou répondant aux exigences fonctionnelles définies en amont. L'ensemble de la démarche a été guidée par des principes de légèreté, de robustesse et de simplicité d'assemblage, en cohérence avec les contraintes expérimentales du laboratoire.

Les calculs analytiques réalisés à l'aide de l'approche d'inverse dynamique ont servi à estimer les couples nécessaires à la réalisation des mouvements articulaires. Ces calculs ont permis de confirmer que les moteurs choisis pouvaient fournir les efforts requis. Ils ont également servi de base pour le dimensionnement des pièces mécaniques.

Les simulations numériques, à la fois statiques et dynamiques, ont renforcé ces résultats en validant que la structure supporte les efforts appliqués sans présenter de déformations critiques. Elles ont également montré que les moteurs opèrent à des niveaux de couple bien inférieurs à leurs capacités maximales.

Ainsi, l'ensemble des analyses théoriques et numériques démontre que la version 1 du simulateur de genou est mécaniquement fiable et peut passer à l'étape de fabrication et d'intégration décrite dans le chapitre suivant.

## **CHAPITRE 5**

### **FABRICATION ET ASSEMBLAGE**

Ce chapitre présente la transition entre la phase de conception virtuelle et la réalisation physique du simulateur de genou. Il décrit les matériaux sélectionnés, les ajustements apportés pour la fabrication, ainsi que l'architecture de contrôle et l'intégration du circuit électrique.

#### **5.1 Fabrication des pièces mécaniques**

##### **5.1.1 Contexte et intervenants**

La fabrication a été réalisée au FabLAB-LIFE de l'ÉTS. Le chargé d'application technologique est intervenu à partir des pièces initialement modélisées, conçues dans le cadre du présent projet, afin d'en optimiser certains aspects pour la fabrication. Lors de discussions techniques, il a mentionné que plusieurs pièces étaient surdimensionnées, ce qui aurait engendré une importante perte de matière lors de l'usinage. Des ajustements ciblés ont donc été apportés, notamment par la division de certaines composantes et la simplification de leur géométrie. Cette adaptation a permis de réduire les coûts liés à la matière première et de faciliter l'usinage, tout en maintenant l'intégrité fonctionnelle de la conception initiale. Le modèle a ainsi été retravaillé pour répondre aux contraintes concrètes de fabrication, sans compromettre les performances mécaniques requises par les moteurs sélectionnés.

La Figure 5.1 illustre le modèle final du simulateur, intégrant les modifications apportées pour faciliter l'usinage à partir des pièces initiales.

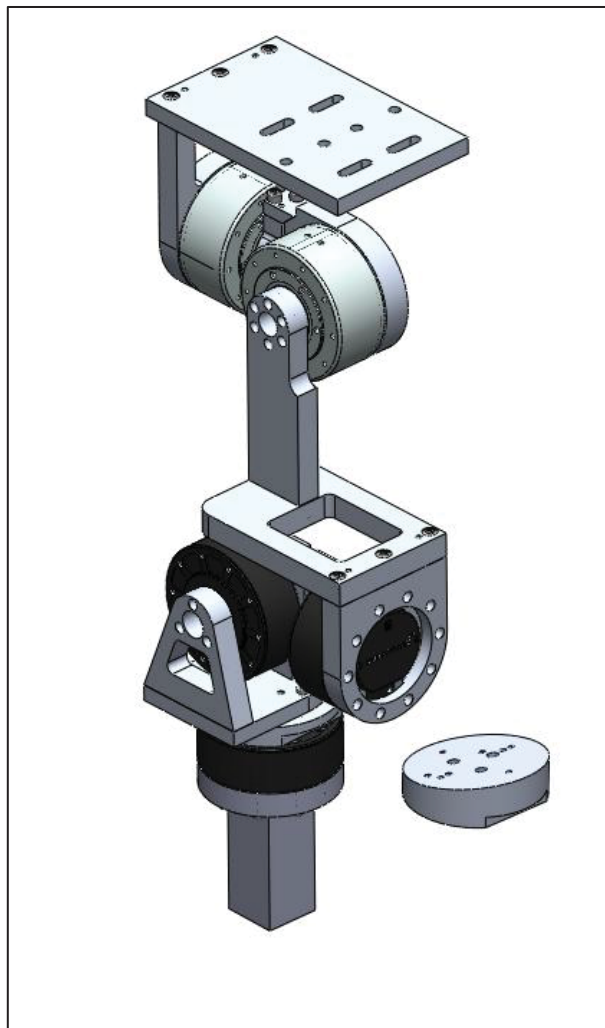


Figure 5.1 Modèle finale du simulateur

Les détails techniques sont présentés en ANNEXE III

## 5.1.2 Matériaux utilisés et changement sur le simulateur

### 5.1.2.1 Structure et poids du simulateur

La structure principale de ce simulateur a été réalisée entièrement en aluminium 6061, à l'exception du segment tibial fabriqué en résine. Cette pièce, moins sollicitée mécaniquement, n'exigeait pas une structure robuste, permettant ainsi de réduire davantage le poids total.

Les pièces de cette version conservent des formes très similaires à celles de la version initiale, mais ont été retravaillées pour limiter la quantité de matière utilisée tout en maintenant leur fonctionnalité. Cette optimisation a permis de réduire le poids total du simulateur de **6,7 kg** à **5.4 kg**. Cette diminution significative de la masse facilite non seulement la manipulation du système, mais permet également de rester dans une plage de fonctionnement idéale pour les moteurs sélectionnés, en garantissant qu'ils puissent délivrer les couples nécessaires sans risque de surcharge.

#### 5.1.2.2 Disques de positionnement

Initialement, la conception prévoyait l'utilisation de quatre disques pour permettre le changement d'axe au niveau du genou. La Figure 5.2 présente la version optimisée du mécanisme, utilisant deux disques usinés permettant à la fois une translation horizontale et une inclinaison fixe de **10 °**.

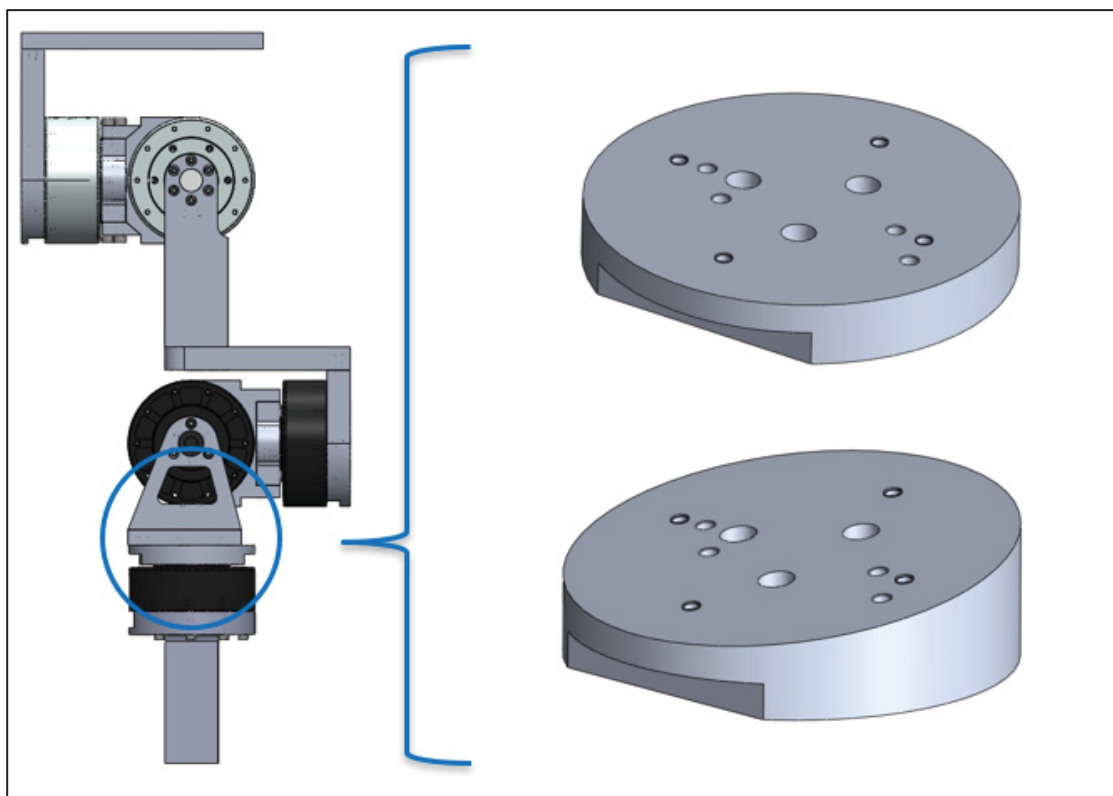
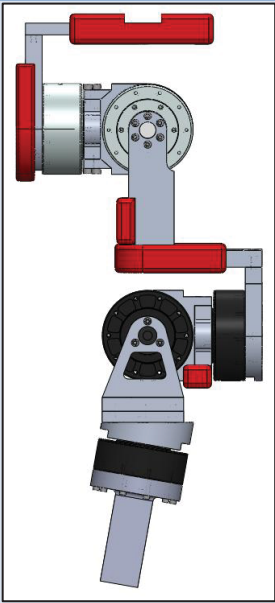
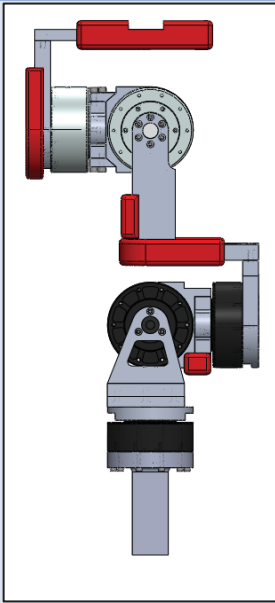
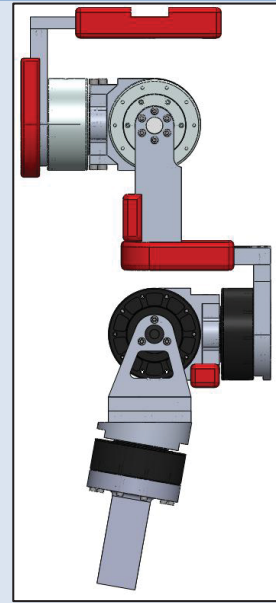
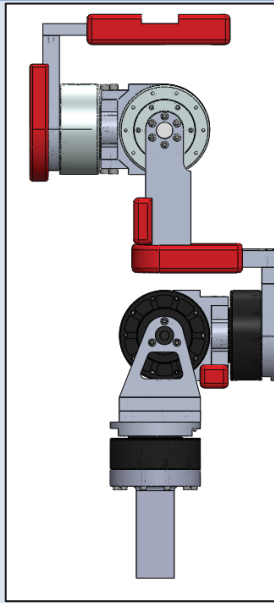


Figure 5.2 Disques de positionnement : configurations possibles pour l'ajustement d'axe et inclinaison

Le Tableau 5.1 illustre les configurations possibles des disques de positionnement au niveau du genou, permettant à la fois une translation horizontale et une inclinaison fixe de **10 °**. Cette solution permet de simuler différents scénarios biomécaniques, incluant certaines pathologies de la marche, en modifiant manuellement l’alignement mécanique de l’articulation.

Tableau 5.1 Positions configurables des disques et effet biomécanique associé

| Position disponible                                                                |                                                                                    |                                                                                     |                                                                                      |
|------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|
| Sans Décalage                                                                      |                                                                                    | Avec Décalage (1cm par 1 cm)                                                        |                                                                                      |
| 10°                                                                                | 0°                                                                                 | 10°                                                                                 | 0°                                                                                   |
|  |  |  |  |

5.1.2.3 Cage de sécurité

Une cage de sécurité en profilés d’aluminium a été intégrée au système afin d’assurer la protection des utilisateurs et du matériel durant les phases de test. Cette structure provient du projet décrit dans le mémoire de maîtrise de Fabrice Latour (Latour, 2020) réalisé au laboratoire LIO. Grâce à cette réutilisation, il a été possible de fixer solidement le simulateur à une base stable tout en assurant un cadre protecteur.

La Figure 5.3 illustre la cage de sécurité utilisée pour l’intégration du simulateur.



Figure 5.3 Cage de sécurité réutilisée pour fixer et protéger le simulateur lors des tests

#### 5.1.2.4 Éléments de protection

Des éléments de protection ont été ajoutés afin de préserver l'intégrité du simulateur en cas de contact involontaire entre les composants. Lors de mouvements réalisés manuellement sur le simulateur assemblé, plusieurs zones d'impact ont été identifiées en fonction des cinq axes de mouvement. Sur cette base, neuf coussins de protection ont été conçus et imprimés en **3D** avec du polyuréthane thermoplastique (**TPU**), un matériau souple offrant une bonne capacité d'absorption des chocs. Les impressions ont été réalisées avec un taux de remplissage de **18%**, afin d'assurer un bon compromis entre souplesse et résistance mécanique. Ces coussins ont été positionnés stratégiquement pour protéger les moteurs et les interfaces critiques en cas d'erreur de contrôle ou de collision involontaire.

La Figure 5.4 présente l'ensemble des coussins de protection installés sur le simulateur.

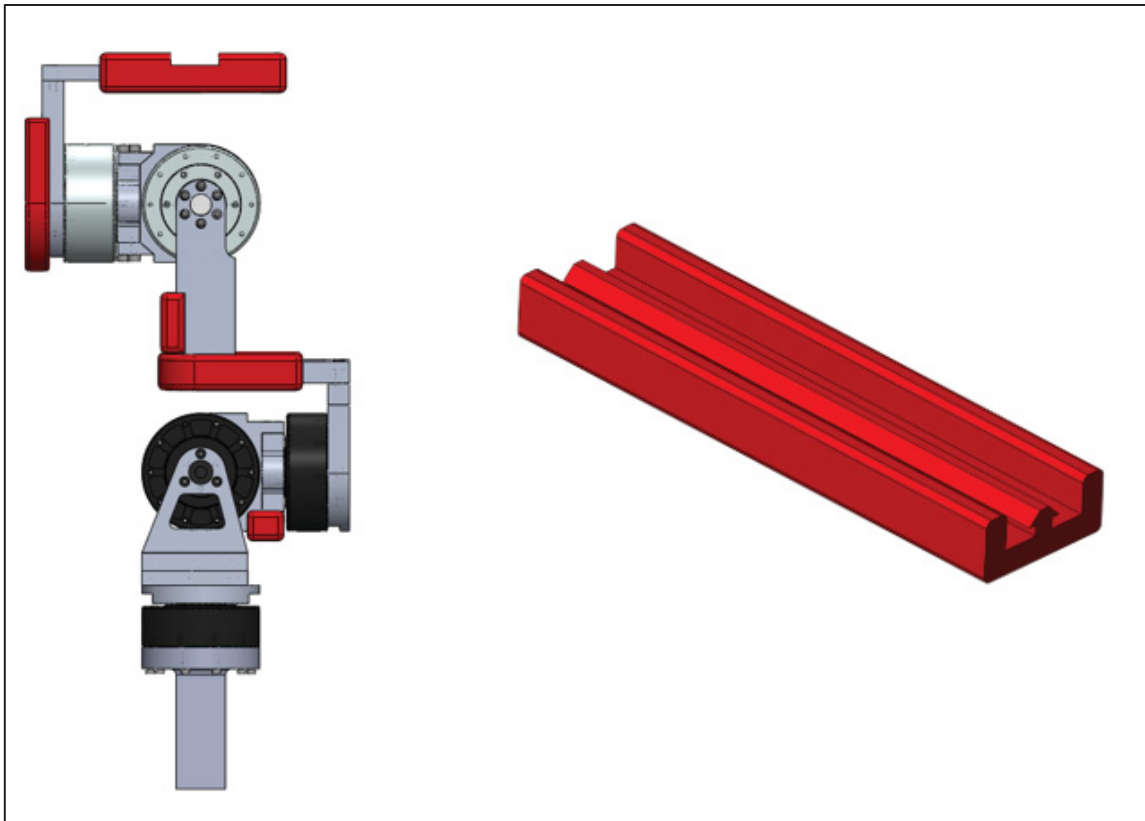


Figure 5.4 Coussins de protection imprimés en TPU sur le simulateur et la cage

Les détails des autres pièces en TPU sont présentés en ANNEXE IV.

#### 5.1.2.5 Cales métalliques

Lors du montage final, certaines interférences potentielles ont été identifiées entre les moteurs et les protections imprimées en TPU. Comme ces protections ont été ajoutées après les simulations, elles n'étaient pas incluses dans le modèle CAO et leur présence crée un encombrement supplémentaire autour des moteurs. Cela a mené à quelques zones de contact possibles lors des mouvements. Afin d'éviter tout accrochage, deux cales métalliques ont été ajoutées (Figure 5.5). Une cale de 15 cm a été positionnée sous le moteur 3 (flexion/extension) afin d'éloigner le moteur 4 de la zone supérieure du genou. Une deuxième cale de 10 cm a été ajoutée au moteur 4 (abduction/adduction) pour prévenir tout contact avec la pièce inférieure située sous le moteur 3.

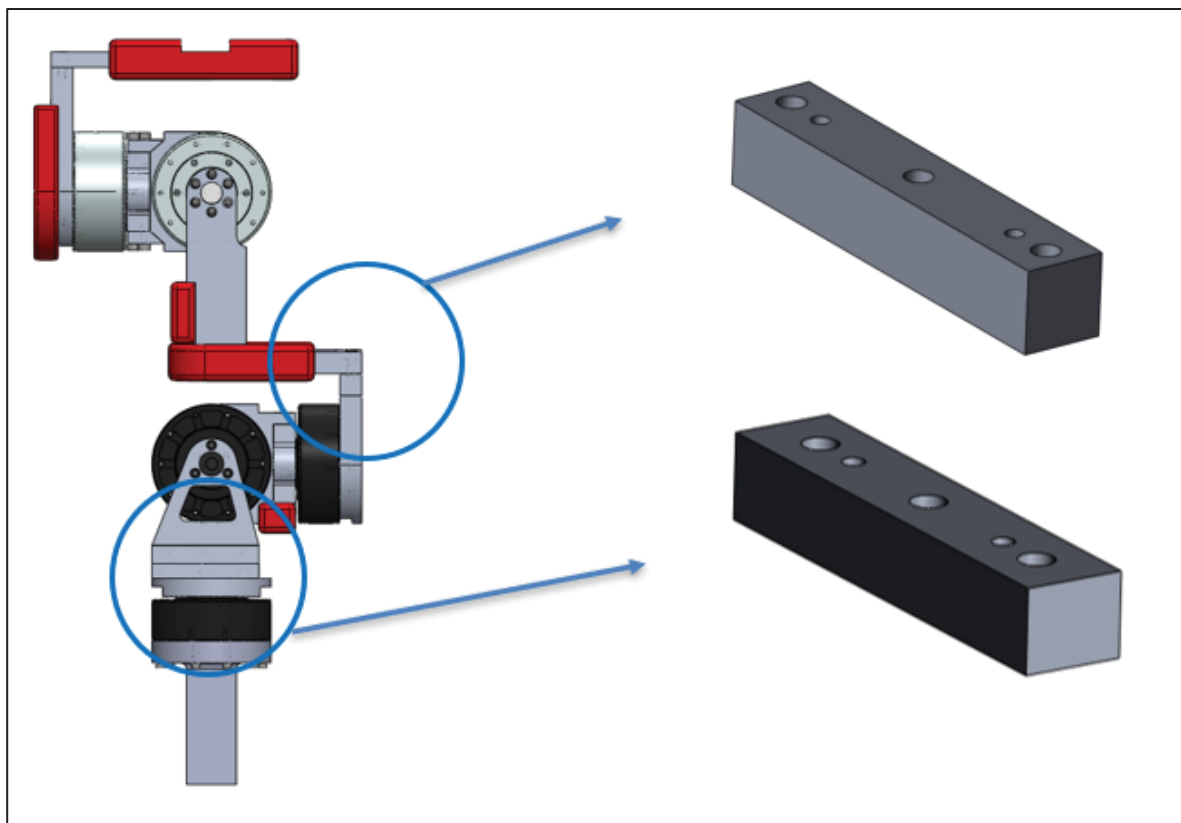


Figure 5.5 Positionnement des cales métalliques ajoutées pour éviter les interférences entre les moteurs et les protections

## 5.2 Intégration du système électrique

### 5.2.1 Architecture électrique

Le câblage passe par le centre de la structure du simulateur afin d'assurer un fonctionnement de marche sans accrochage. Afin de garantir la sécurité des usagers et la facilité d'accès aux commandes, les relais d'alimentation ainsi que le bouton d'arrêt d'urgence ont été placés à proximité immédiate de l'utilisateur en charge du simulateur (Figure 5.6). Cette disposition permet une intervention rapide en cas de problème ou d'arrêt nécessaire du système.

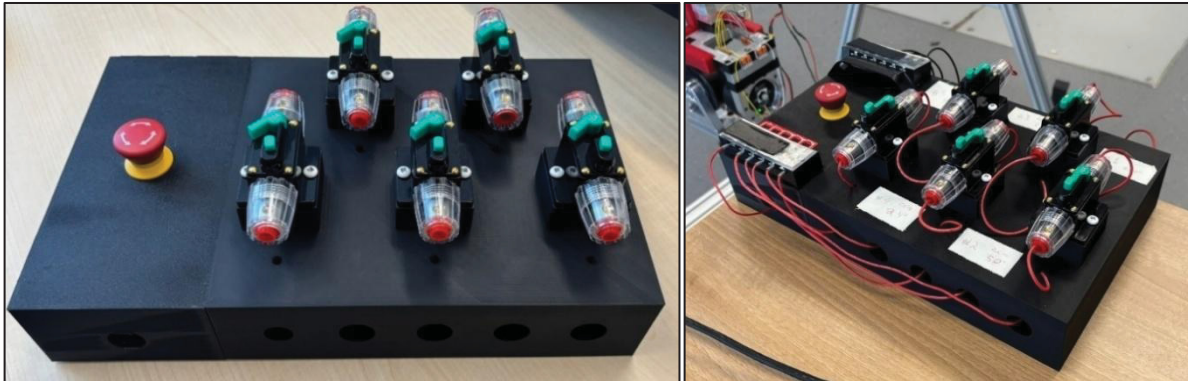


Figure 5.6 Panneau de contrôle des moteurs

L'alimentation du simulateur est assurée par une **source DC** variable (Figure 5.7), réglée pour délivrer une tension de **48 V** avec un courant maximal de **5 A**. Cette alimentation, montée directement sur la structure du simulateur, permet d'alimenter l'ensemble des moteurs tout en respectant leurs spécifications nominales.

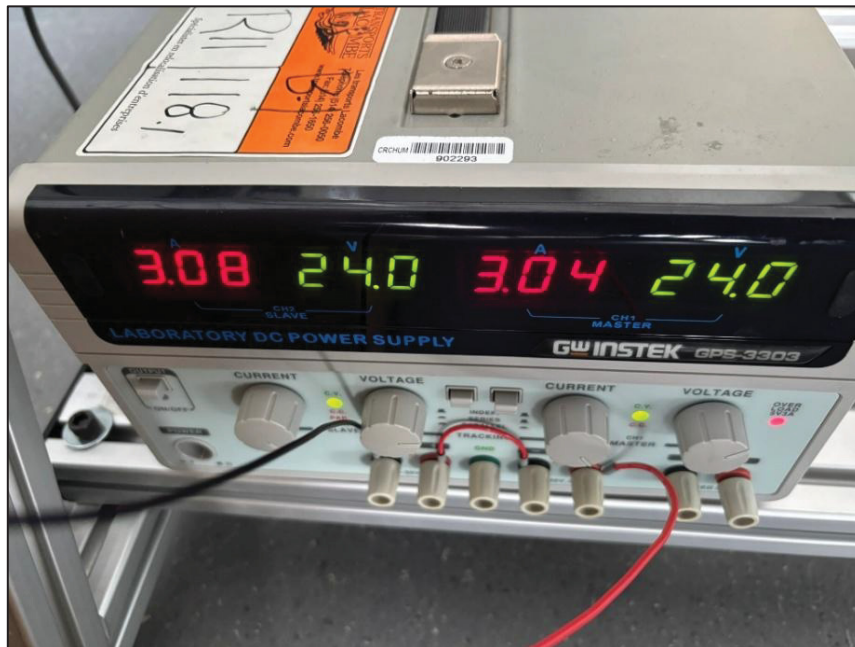


Figure 5.7 Power Supply GP8-3303

Le courant circule à partir de cette alimentation vers un boîtier d'interruption comportant cinq disjoncteurs indépendants, puis transite par le bouton d'arrêt d'urgence avant de rejoindre chaque moteur via des câbles dédiés (Figure 5.8).

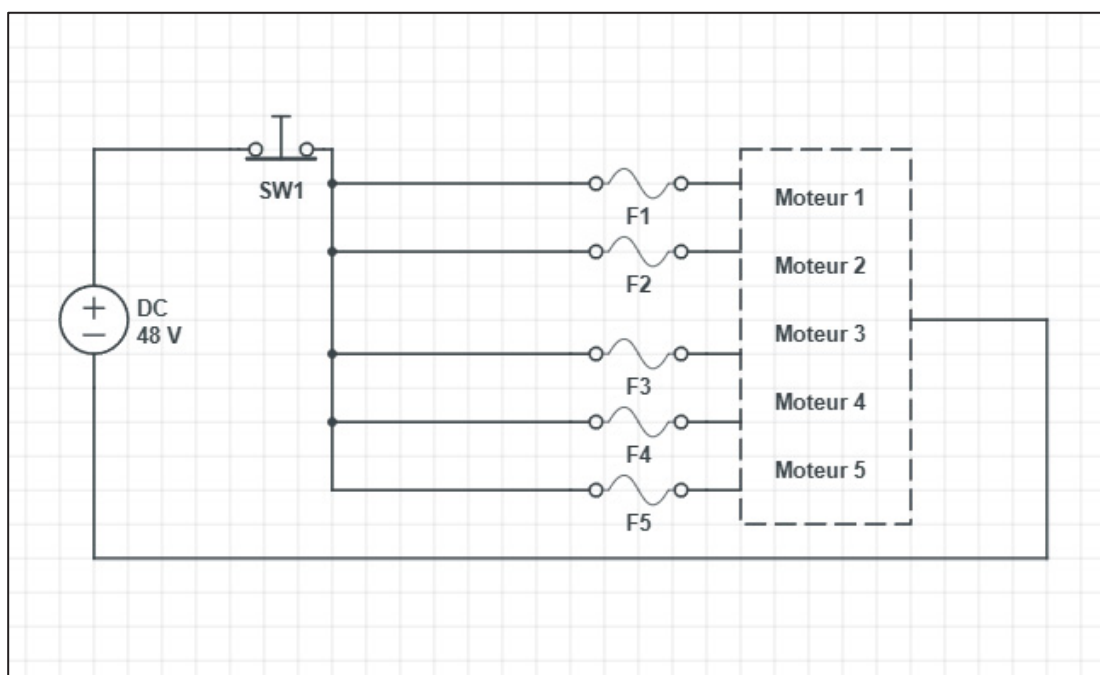


Figure 5.8 Schéma électrique

Les images de la version réelle sont présentées ANNEXE V.

### 5.3 Intégration des moteurs et contrôleurs

#### 5.3.1 Communication avec les moteurs

Le choix de la communication via le **protocole CAN Bus** s'est imposé naturellement en raison des moteurs sélectionnés, qui peuvent fonctionner en **RS485** ou en **CAN**. Le protocole **CAN** (Controller Area Network) a été privilégié pour sa robustesse, sa tolérance au bruit et sa capacité à gérer plusieurs périphériques sur un même bus de communication, ce qui est idéal dans le cadre d'un système multiaxes tel que le simulateur de genou.

Ce protocole nécessite l'utilisation de résistances de terminaison de **120  $\Omega$**  à chaque extrémité du bus, conformément aux standards CAN pour éviter les réflexions de signal (Figure 5.9).

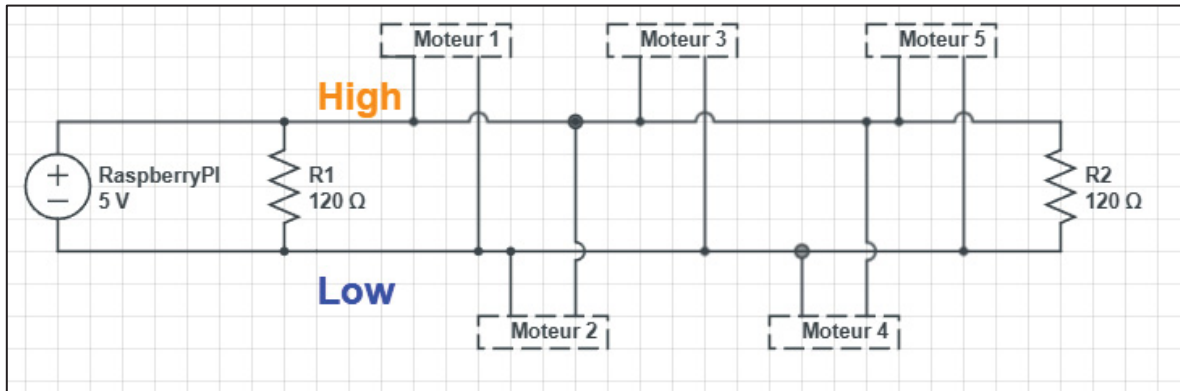


Figure 5.9 Schéma typique d'un réseau CAN incluant les résistances de terminaison

Étant donné que nous disposons déjà du **microcontrôleur**, cette plateforme a été utilisée comme interface entre l'ordinateur principal et les moteurs. Pour permettre la communication **CAN**, une carte d'extension **PiCAN3** a été ajoutée au **microcontrôleur**. Ce module offre une compatibilité directe avec le protocole **CAN** à **1 Mbps**.

Le choix du **microcontrôleur** avec le **PiCAN3** s'est appuyé sur sa facilité d'intégration dans **Matlab/Simulink** et sa documentation complète. L'intégration matérielle s'est faite en fixant l'ensemble **Raspberry Pi + PiCAN3** directement sur la structure du simulateur (Figure 5.10), limitant ainsi les longueurs de câbles nécessaires entre les moteurs et l'unité de contrôle, tout en réduisant les risques d'interférences électromagnétiques. En effet, une longueur de câble trop importante peut engendrer une atténuation du signal et une augmentation des interférences électromagnétiques, particulièrement dans les systèmes utilisant le protocole **CAN**.

Les détails de l'installation de communication entre **Raspberry Pi** et **PiCAN3** sont présentés en ANNEXE VI.

Dans le présent montage, les câbles utilisés n'étaient pas blindés, ce qui les rendait plus sensibles aux perturbations électromagnétiques. Il était donc essentiel de limiter leur longueur

et d'ajouter correctement les résistances de terminaison aux extrémités du bus CAN afin d'assurer la stabilité et la fiabilité des échanges entre le microcontrôleur et les moteurs. La réduction de la longueur des câbles contribue ainsi à améliorer la fiabilité de la transmission des données.



Figure 5.10 Raspberry Pi 4 modèle B avec module PiCAN3

L'ordinateur principal envoie les commandes via un câble Ethernet vers le Microcontrôleur. Ce dernier transmet ensuite les trames CAN, via le PiCAN3, à chacun des moteurs (Figure 5.11).

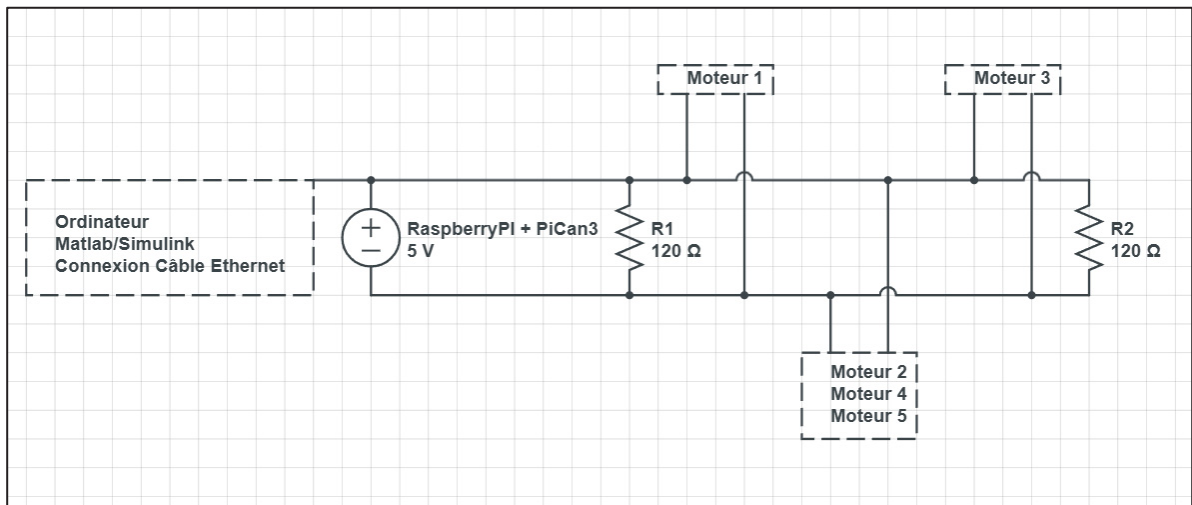


Figure 5.11 Schéma de la chaîne de communication virtuelle :  
Ordinateur → Microcontrôleur → PiCAN3 → Moteurs

Les détails en image réelle sont présentés en ANNEXE VII.

La Figure 5.11 illustre que la longueur des câbles entre chaque moteur et le **microcontrôleur** est statique, assurant ainsi une communication **CAN** fiable et équilibrée. La liaison entre le Microcontrôleur et l'ordinateur se fait via un **câble Ethernet**, ce qui permet à l'utilisateur de contrôler le simulateur à distance sans compromettre la stabilité de la communication.

### 5.3.2 Environnement de commande Matlab/Simulink

Une fois l'architecture matérielle mise en place, l'environnement **Matlab/Simulink** a été retenu comme environnement principal de commande pour le simulateur en raison de sa souplesse, de sa puissance de simulation et de sa capacité d'intégration avec du matériel embarqué. Il permet non seulement de concevoir visuellement des séquences de commande, mais aussi de tester, modifier et exécuter ces commandes en temps réel tout en observant les effets directement sur le système physique.

Grâce à son approche par blocs, **Simulink** facilite la création d'interfaces intuitives permettant d'envoyer les bonnes commandes aux moteurs tout en lisant les valeurs retournées. Cette approche visuelle simplifie l'implémentation de tests, la modification des fréquences d'échantillonnage, ou encore l'ajout de nouveaux paramètres de contrôle sans devoir reprogrammer.

L'environnement permet également de réaliser des calculs en amont (tels que des conversions d'unités, le réglage des fréquences d'échantillonnage ou la gestion du nombre de cycles) afin de transmettre aux moteurs des valeurs optimisées et directement utilisables.

Pour rendre cette communication possible, deux extensions ont été utilisées :

- ***Simulink Support Package for Raspberry Pi Hardware***, pour établir la liaison avec le **microcontrôleur**;
- ***Véhicule Network Toolbox***, pour construire, configurer et envoyer des trames **CAN** personnalisées depuis **Simulink**.

Les détails de l'installation pour la communication entre Matlab/Simulink et Raspberry Pi sont présenté en ANNEXE VIII.

Dans cette architecture, le **microcontrôleur** ne joue aucun rôle actif dans la logique de commande. Il agit uniquement comme relais entre l'ordinateur principal et le réseau **CAN**, transmettant les trames générées dans Simulink vers les moteurs via le module **PiCAN3**.

L'utilisation de Matlab/Simulink permet de maintenir une architecture logicielle flexible, facilement modifiable, et directement connectée à l'environnement de développement utilisé tout au long du projet. Cette solution offre un équilibre entre performance en temps réel, lisibilité des schémas de commande et évolutivité pour de futurs développements ou ajustements du simulateur.

### 5.3.3 Adaptation du câblage aux mouvements

Chaque angle a été testé manuellement afin de planifier le cheminement optimal des câbles à travers les articulations du simulateur. Cette méthode a permis d'identifier les trajectoires où les câbles peuvent circuler sans accrochage ni tension excessive, tout en respectant la liberté de mouvement. Le montage final a été conçu de manière à conserver une longueur minimale nécessaire pour assurer la mobilité, tout en évitant les interférences mécaniques entre les composants (Figure 5.12).

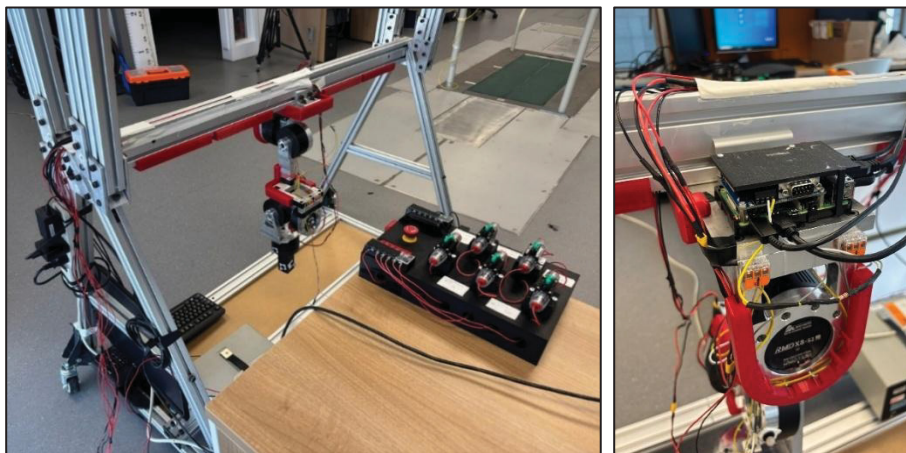


Figure 5.12 Simulateur de genou avec composante électrique et Raspberry PI/PiCan3



## CHAPITRE 6

### VÉRIFICATION EXPÉRIMENTALE

Ce chapitre présente la vérification expérimentale du simulateur de genou réalisée après la phase de conception et d'assemblage. L'objectif est de confirmer que les moteurs reproduisent correctement des profils de marche humaine à partir des consignes envoyées.

#### 6.1 Méthodologie de vérification

Deux niveaux de vérification ont été effectués :

1. **Une vérification interne**, basée sur la comparaison entre les consignes de position envoyées aux moteurs et les positions mesurées en retour via le protocole **CAN**;
2. **Une vérification externe**, réalisée à l'aide d'un système de capture de mouvement OptiTrack, consistant à comparer les positions mesurées par les moteurs avec celles enregistrées par le système optoélectronique dans l'espace.

Cette double approche permet d'évaluer la fidélité du simulateur tout en identifiant les limites liées à la communication **CAN**.

##### 6.1.1 Protocoles de commande CAN

La communication entre Simulink et les moteurs s'appuie sur deux commandes principales du protocole **CAN** décrites dans la section **5.3.1 Communication avec les moteurs**. Ces commandes permettent d'assurer l'échange d'informations entre l'ordinateur embarqué (*Microcontrôleur*) et les actionneurs, ici les moteurs.

Deux protocoles principaux sont utilisés pour communiquer avec les moteurs via le bus **CAN**, chacun ayant une fonction spécifique et une structure de réponse définie selon le fabricant :

- **Commande 0x9C : Lecture de l'état moteur :**

Cette commande permet d'obtenir la température, la vitesse, le courant et la position angulaire. Cette commande est utilisée en début de séquence pour s'assurer que le moteur est prêt à exécuter les consignes.

- **Commande 0xA4 : Contrôle de position absolue :**

Cette commande permet d'envoyer une position cible et une vitesse maximale. Une trame de retour fournie par le moteur confirme sa position et sa vitesse actuelles, ce qui permet de comparer la réponse réelle à la consigne.

### 6.1.2 Création des signaux de commande à partir des données de marche

Le système de commande s'appuie sur un code **Matlab** intitulé *Construction de signaux* qui transforme des profils de marche, provenant d'un enregistrement expérimental **MVNX (Xsens)** effectué sur un sujet en novembre 2017 (appelé fichier de marche *Xsens 2017*), en un vecteur d'entrée structuré sous forme de tableau comprenant une première colonne temporelle suivie des colonnes correspondant aux déplacements angulaires de chaque moteur, tel qu'utilisé dans Simulink. Ces signaux sont empaquetés selon le protocole défini par **MyActuator**, puis transmis aux moteurs au moyen du bus **CAN** via le microcontrôleur. L'objectif de cette section est d'exposer le cheminement logique, depuis le document de données jusqu'aux consignes envoyées, tandis que l'implémentation détaillée dans **Simulink** (blocs, paramètres et enchaînements) est décrite à la **section 6.1.3** Détail des étapes de la séquence.

#### a) Objectif du code Matlab

Le code *Construction de signaux* lit, pour chaque moteur, les colonnes d'angle (°) et de vitesse (°/s) du fichier de marche *Xsens 2017*, construit une séquence composée d'une rampe d'initialisation, d'un cycle de marche et d'un retour à la position de référence (voir Figure 6.1), puis assemble ces segments sur un axe temporel strictement croissant. L'ensemble est encapsulé dans un objet « *timeseries* » (série de temps) multivoies et déposé dans l'espace de travail Matlab afin d'être accessible aux blocs « *From Workspace* » du modèle **Simulink**.

### b) Structure des données

Le fichier de marche *Xsens 2017* est structuré par paires de colonnes pour chaque moteur (angle puis vitesse). Le code *Construction de signaux* détermine automatiquement le nombre de moteurs, extrait le segment de mouvement d'une durée nominale de **15 secondes** et génère, autour de ce segment, deux rampes linéaires de **2 secondes** :

- Une **rampe d'initialisation** allant de la position de référence à la première valeur du profil d'angle;
- La **séquence de marche** de 15 secondes extraite du fichier de marche *Xsens 2017*;
- Une **rampe de retour** ramenant l'angle de la dernière valeur du profil à la position de référence.

Ces trois parties sont construites à la fréquence native des données, soit  $f_e = 62,5 \text{ Hz}$ . Ainsi, une rampe de **2 s** contient environ

$$N_{rampe} = \text{round}(2 \times f_e) = 125 \text{ points}$$

Ces échantillons sont générés par le code *Construction de signaux*.

La pente de la rampe d'initialisation pour un moteur  $i$  est définie par :

$$\text{pente}_i = \frac{\Delta\theta_i}{T_{rampe}} \text{ avec } \Delta\theta_i = \theta_{0,i} - 0, T_{rampe} = 2 \text{ s},$$

Où  $\theta_{0,i}$  est la première valeur d'angle du profil pour ce moteur. Cette pente s'applique aux **125 points** générés à **62,5 Hz**. À l'exécution, le modèle Simulink fonctionne toutefois à **500 Hz** et interpole cette rampe : la transition est alors réalisée sur environ **1000 pas de commande (2 s × 500 Hz)**. Le mouvement reste cependant exactement le même : le moteur parcourt le même angle en **2 s**, avec la même vitesse moyenne. Seul le nombre de points calculés est plus grand, ce qui rend la courbe plus lisse sans changer le mouvement réel.

### c) Construction des signaux temporels

Les données sont ensuite stockées sous forme de structure « *timeseries*, » qui contient les dimensions, les valeurs et le vecteur temps associé. Le format « *timeseries* » est une structure spécifique à **Matlab** qui permet d'associer des données multivariées à un repère temporel,

garantissant le fonctionnement synchrone et continu des blocs temporels de **Simulink**. Ce système permet de commander simultanément l'ensemble des moteurs, ou uniquement un moteur, selon la configuration choisie dans le code *Construction de signaux*.

#### **d) Déroulement de la séquence de commande**

Une fois les signaux préparés par le code **Matlab**, leur exécution est assurée par une série de modèles **Simulink** qui organisent le déroulement complet de la séquence de commande. Le simulateur n'étant pas mécaniquement contraint, ses articulations peuvent être déplacées librement avant la mise en marche, ce qui implique que les moteurs ne sont pas nécessairement en position de référence au démarrage. Cette position de référence correspond à une configuration standardisée, où la jambe est perpendiculaire au sol et sert de point de départ commun à tous les essais.

Le déroulement s'effectue en trois étapes distinctes, qui seront détaillées dans les sections suivantes :

##### **1. Lecture de la position initiale (section 6.1.3.1).**

Un premier modèle Simulink envoie une commande **0x9C** afin de lire les positions actuelles des moteurs. Ces informations permettent d'identifier la posture réelle du simulateur avant de commencer.

##### **2. Retour à zéro (section 6.1.3.2).**

Un second modèle repositionne automatiquement le simulateur dans sa configuration de référence en envoyant une séquence de commandes de position (**0xA4**). Ce retour à zéro consiste donc à replacer le simulateur dans une posture standardisée au début de chaque essai.

##### **3. Exécution du profil de marche (section 6.1.3.3).**

Enfin, un troisième modèle applique le profil de marche préparé dans Matlab. Celui-ci comprend une première rampe d'initialisation, le cycle de marche principal et une rampe de retour, décrits précédemment en **section b)**. Les consignes sont transmises par commandes **0xA4** à une fréquence de **500 Hz**, assurant une transition fluide entre les différentes phases du mouvement.

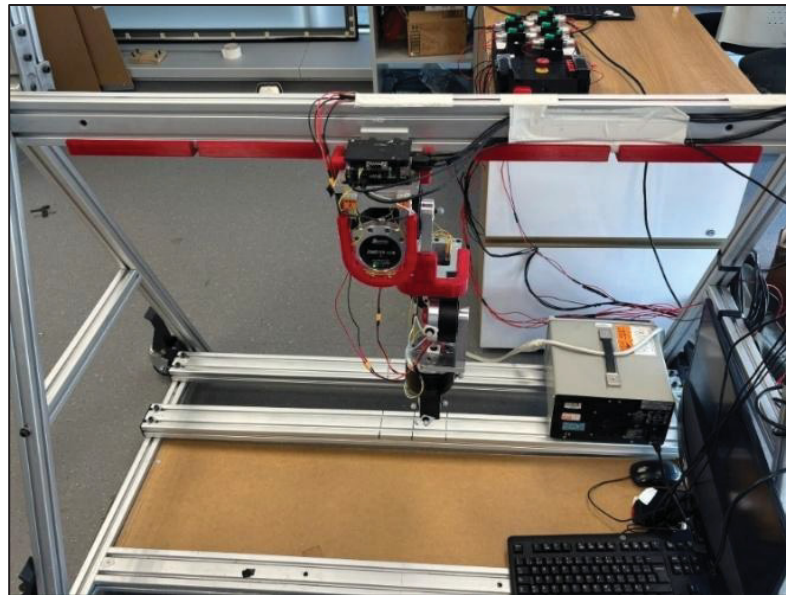


Figure 6.1 Simulateur de genou en position de référence

### 6.1.3 Détail des étapes de la séquence

#### 6.1.3.1 Étape 1 – Lecture initiale des positions (commande 9C)

Avant l'exécution des profils de marche, une lecture initiale de la position de chaque moteur est effectuée. Le schéma complet du bloc Simulink utilisé pour cette opération est présenté en ANNEXE IX, tandis que les Figure 6.2 et Figure 6.3 illustrent, à titre d'exemple pour un seul moteur, les deux parties principales : l'envoi de la commande et la réception de la réponse.

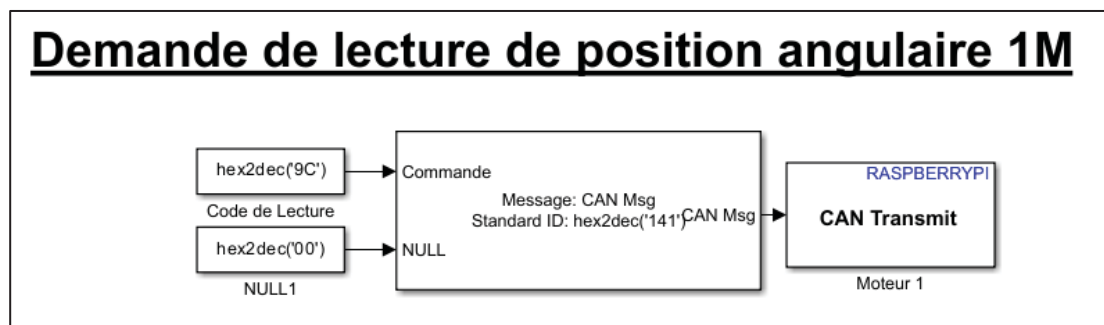


Figure 6.2 Bloc Simulink pour l'envoi de la commande 0x9C (un moteur)

La commande **0x9C** est envoyée dans un format **CAN** standard composé de 8 octets. Les octets d'envoi sont structurés comme suit :

- **DATA[0]** : 0x9C (code de commande de lecture)
- **DATA[1] à DATA[7]** : octets de remplissage (**NULL**)

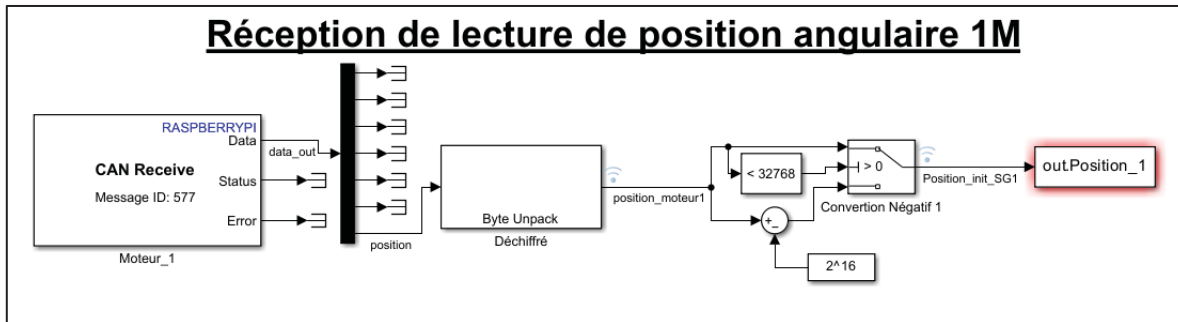


Figure 6.3 Bloc Simulink pour la réception et le décodage des données renvoyées (un moteur)

Pour interpréter la logique sous-jacente à cette seconde figure, une description de la trame de retour est donnée ci-dessous. Le moteur transmet une trame contenant plusieurs informations codées :

- **DATA[1]** : température du moteur (**1°C/LSB**);
- **DATA[2-3]** : courant moteur (**0,01A/LSB**);
- **DATA[4-5]** : vitesse de sortie (**1dps/LSB**);
- **DATA[6-7]** : position angulaire (**1°/LSB**).

Ces données sont reçues dans **Simulink** via un bloc **CAN Receive** (Recevoir le message CAN), puis extraites à l'aide d'un bloc **Byte Unpack** (séparer les bits) qui sépare chaque octet. Des opérations de conversion sont ensuite appliquées pour obtenir des valeurs interprétables : par exemple, les octets 6 et 7 sont combinés pour donner l'angle du moteur, avec une résolution de **1° par LSB**. Ici, **LSB (Least Significant Bit)** signifie que chaque incrément numérique transmis correspond à un degré supplémentaire. Ainsi, une valeur de **90** dans la trame correspond à un angle de **90°**. Cette structure est reproduite pour chacun des cinq moteurs.

### 6.1.3.2 Étape 2 – Alignement logiciel du simulateur (Retour à zéro)

Après la lecture initiale des positions, un alignement logiciel est effectué à l'aide d'un modèle **Simulink** qui envoie des commandes **0xA4** spécifiques à chaque moteur. Cette opération est nécessaire car, avant le lancement d'un essai, le simulateur est soumis à la gravité et ses articulations peuvent se déplacer librement. Ainsi, il ne se trouve pas naturellement dans une configuration de départ reproductible.

L'alignement logiciel consiste à ramener le simulateur dans une **position de référence perpendiculaire au sol**, choisie comme point de départ commun pour l'ensemble des essais. Cette position de référence correspond à une **configuration neutre**, où :

- Le **fémur** est aligné verticalement (perpendiculaire au sol);
- Le **tibia** est placé à **180°** par rapport au fémur.

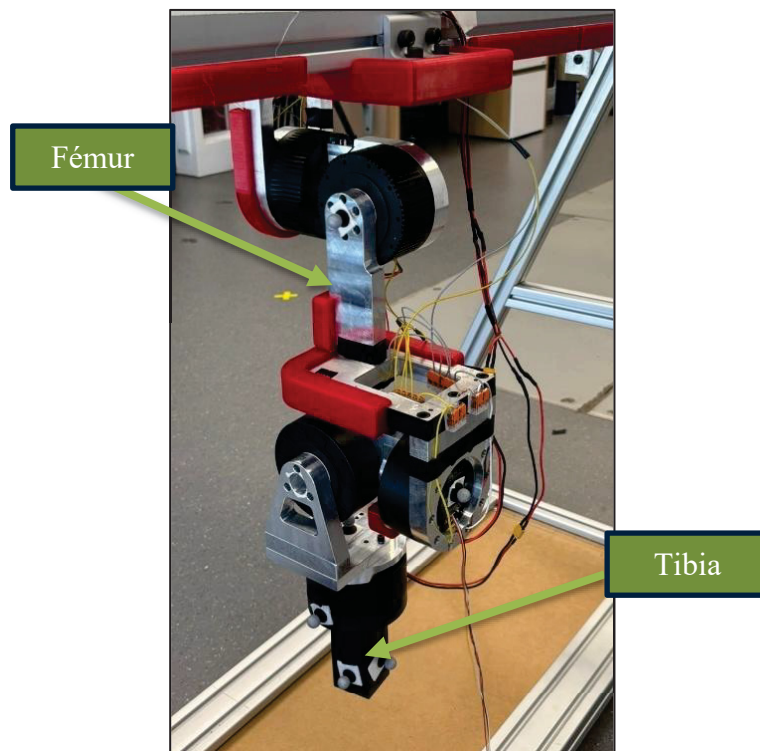


Figure 6.4 Identification Fémur et Tibia en position de référence

Cette configuration assure une posture standardisée et permet de limiter l'influence de la gravité ou des manipulations antérieures sur la position initiale des moteurs. Au préalable, il est toutefois nécessaire de mesurer à l'aide d'un inclinomètre la position angulaire des moteurs à vide, afin de déterminer l'offset de départ. Cet offset est ensuite intégré dans le modèle **Simulink** comme une constante (Voir Figure 6.5). Cette mesure est réalisée à l'aide du logiciel fourni par **MyActuator** (voir en ANNEXE X), qui permet de visualiser en temps réel la position du moteur en degrés.

Concrètement, le modèle Simulink applique une commande **0xA4** de position absolue à chacun des moteurs, avec une vitesse maximale fixée à **30 °/s** afin de garantir une transition progressive vers la configuration de référence. Les valeurs cibles sont définies comme constantes dans le modèle et appliquées simultanément à tous les moteurs.

Le schéma complet du retour à zéro pour les cinq moteurs est présenté en ANNEXE XI. Les deux figures ci-dessous illustrent, pour un seul moteur, les parties principales du modèle : l'envoi de la commande et la réception et décodage de la trame de retour.

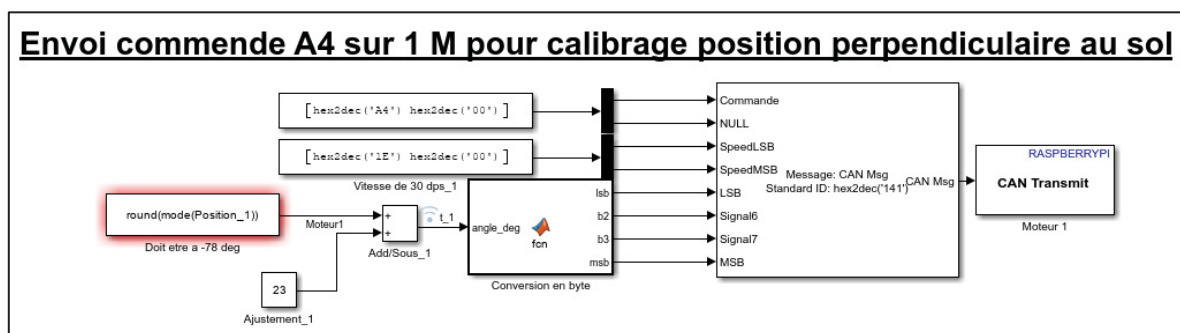


Figure 6.5 Bloc Simulink — envoi de la commande 0xA4 (un moteur)

Pour mieux comprendre la structure de cette figure, une explication de la commande 0xA4 et de la trame de retour associée est présentée ci-dessous.

La commande **0xA4** est constituée de **8 octets** structurés comme suit :

- **DATA[0]** : 0xA4 (code de commande pour le contrôle de position);
- **DATA[1]** : NULL (0x00);
- **DATA[2-3]** : vitesse maximale (décomposée en octets LSB et MSB);
- **DATA[4-7]** : position cible absolue (en **0,01°/LSB**, codée sur **4 octets** – LSB à MSB).

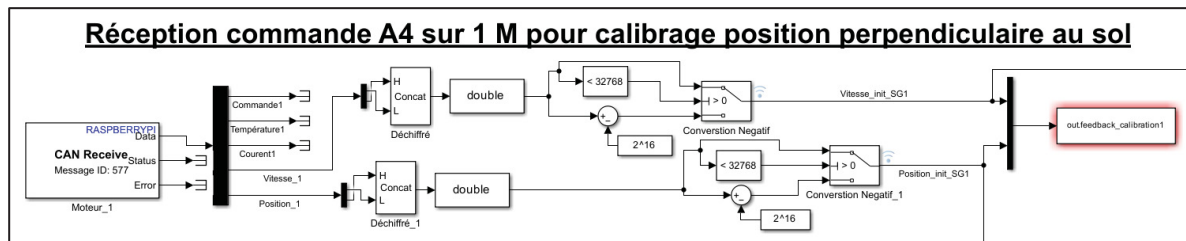


Figure 6.6 Bloc Simulink — réception et décodage de la trame de retour 0xA4 (un moteur)

La trame de retour contient les informations suivantes :

- **DATA[1]** : température du moteur (**1°C/LSB**);
- **DATA[2-3]** : courant moteur (**0,01A/LSB**);
- **DATA[4-5]** : vitesse de sortie (**1 dps/LSB**);
- **DATA[6-7]** : position angulaire actuelle (**1°/LSB**).

La commande **0xA4** permet d'envoyer une position cible absolue accompagnée d'une vitesse maximale, tandis que la trame de retour fournit des informations telles que la température, le courant, la vitesse de sortie et la position angulaire du moteur. Dans le modèle Simulink, chaque moteur reçoit ainsi un angle cible ajusté par un facteur de correction afin de garantir l'atteinte de la position de référence décrite plus haut. Si nécessaire, les valeurs de référence peuvent être recalibrées à l'aide d'un inclinomètre puis mises à jour dans les constantes du modèle. Cette opération peut se révéler nécessaire lorsqu'on déplace le simulateur au complet, par exemple en roulant la cage vers un autre endroit du laboratoire.

Le décodage de la trame de retour s'appuie sur la logique suivante : les octets correspondant à la vitesse et à la position sont regroupés et convertis en valeurs scalaires au moyen de blocs

Simulink standards, comme le bloc *Concatenate* (Mettre ensemble). Cette structure est appliquée de façon identique aux cinq moteurs.

### 6.1.3.3 Étape 3 – Exécution du profil de marche

L'exécution du mouvement de marche est réalisée à l'aide d'un modèle **Simulink**, qui permet l'enchaînement du profil complet. Le signal utilisé en entrée provient de la variable *data\_motor\_all\_ts* (Données) générée par le code *Construction de signaux* dans la **section 6.1.2 Création des signaux de commande à partir des données de marche**. Il contient trois segments concaténés : le pré-mouvement, le mouvement principal, et le retour à la position de référence.

Le schéma complet du modèle Simulink permettant l'exécution synchronisée du profil de marche sur les cinq moteurs est présenté en ANNEXE XII. Les Figure 6.7 et Figure 6.8 ci-dessous illustrent, pour un seul moteur, les blocs principaux correspondant à l'envoi de la commande **0xA4** et à la réception/décodage de la trame de retour.

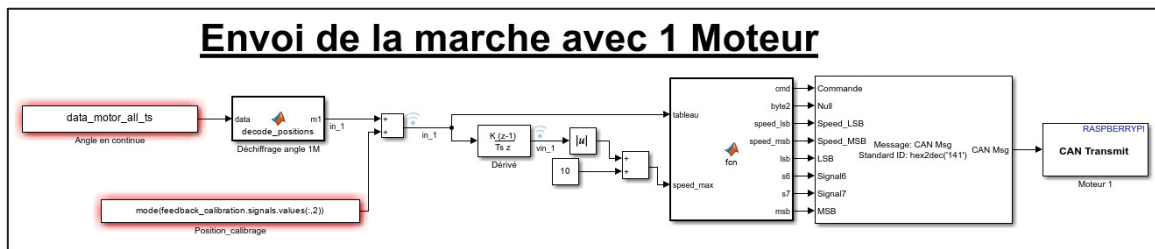


Figure 6.7 Bloc Simulink — envoi de la commande 0xA4 (un moteur)

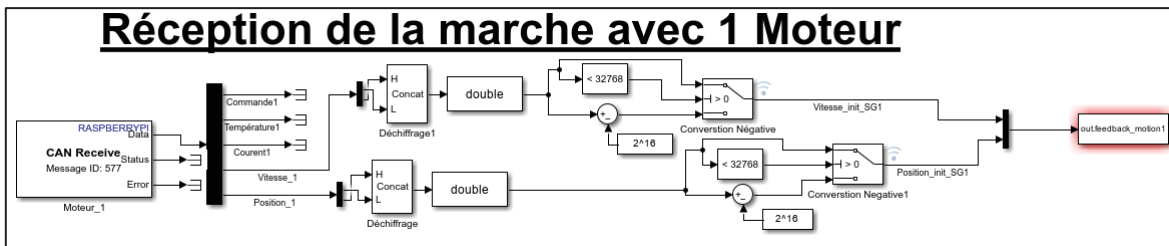


Figure 6.8 Bloc Simulink — réception et décodage de la trame de retour 0xA4 (un moteur)

Dans ce système, l'objectif est de faire exécuter aux moteurs une trajectoire cinématique, c'est-à-dire une trajectoire de position angulaire à laquelle est associée une trajectoire de vitesse cohérente. Chaque valeur d'angle dans ce signal est ajustée à l'aide des résultats du retour à zéro précédent (section 6.1.3.2). Cela permet de s'assurer que les mouvements démarrent exactement à partir de la position de référence obtenue durant le retour à zéro.

La commande 0xA4 correspond à la *boucle fermée de contrôle en position* du moteur, telle que décrite dans la documentation technique du constructeur (Figure 6.9).

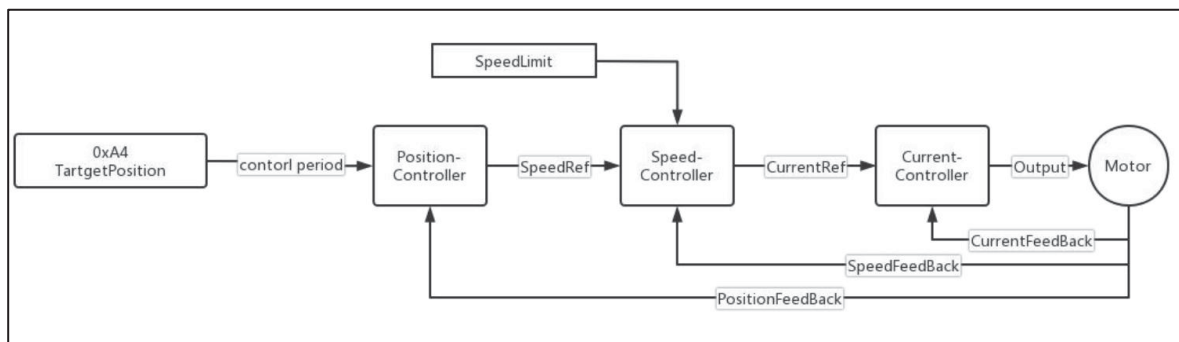


Figure 6.9 Schéma de la boucle fermée en position fermée (commande 0xA4) avec planification de vitesse et mode de poursuite directe  
Tirée de MyActuator (2024, p.54)

Dans ce mode, deux stratégies sont possibles :

- **Mode avec planification de vitesse** : lorsque l'accélération maximale est différente de zéro, la boucle de position applique un profil avec phases d'accélération et de décélération. La vitesse maximale est alors limitée par la valeur « *maxSpeed* » (Vitesse maximum), tandis que la pente d'accélération/décélération est fixée par la valeur d'accélération configurée. Ce mode génère une trajectoire plus lissée et nécessite un ajustement plus précis des paramètres de vitesse et d'accélération.
- **Mode de poursuite directe** : lorsque l'accélération est fixée à zéro, la planification est désactivée. Le moteur suit directement la consigne de position via le contrôleur PI, en appliquant la vitesse issue du calcul interne. Dans ce cas, « *maxSpeed* » (Vitesse maximum) sert de limite maximale. Si « *maxSpeed* » (Vitesse maximum) = 0, la vitesse

n'est pas contrainte et le moteur peut tenter d'atteindre la consigne avec une vitesse très élevée, entraînant des dépassements et une trajectoire angulaire non fidèle.

Le schéma de la Figure 6.9 illustre ce principe : la consigne de position (commande **0xA4**) est traitée par un **contrôleur en position**, qui envoie une référence de vitesse « *SpeedRef* ». Celle-ci est comparée à la limite fixée par la vitesse max « *maxSpeed* » avant d'être transmise au **contrôleur de vitesse**. Ce dernier génère une consigne de courant « *CurrentRef* », appliquée par le **contrôleur de courant** au moteur. Les signaux de retour de position et de vitesse ferment la boucle.

Dans le cadre du simulateur, la stratégie de poursuite directe a été retenue (accélération = 0), car elle permet de conserver un contrôle explicite sur la vitesse réelle des moteurs tout en réduisant la charge de calcul. Le mode avec planification de vitesse, bien que plus lissé, entraîne un délai supplémentaire dans le calcul interne et provoque un suivi en “paliers” lorsque les consignes sont fréquentes. La poursuite directe offre ainsi une réponse plus réactive et fidèle au profil de marche programmé.

Pour éviter les excès de vitesse dans ce mode, la valeur de « *maxSpeed* » est recalculée dynamiquement à chaque consigne, à partir de la dérivée temporelle de la position souhaitée. Un décalage de  $+10^\circ$  est ajouté pour assouplir la contrainte et permettre aux moteurs d'atteindre plus aisément la vitesse demandée. Ce décalage vise également à éviter les instabilités observées lors des inversions de mouvement, où la vitesse tend à s'annuler temporairement. La marge choisie garantit ainsi que la vitesse maximale ne devienne jamais nulle lors des changements de sens.

Les points du profil de marche sont transmis aux moteurs un à un à intervalles réguliers de **2 ms**, ce qui correspond à une fréquence d'échantillonnage de **500 Hz**. Une rampe de montée est utilisée au début pour passer progressivement de la position atteinte après le retour à zéro à la première position du profil de marche, et une rampe de descente est appliquée à la fin pour ramener les moteurs à la position atteinte après le retour à zéro. Elles durent **2 s** respectivement

et la marche est une section de **15 s**. Cette approche permet de reproduire de façon fluide les profils angulaires observés dans les mouvements de marche réels, tout en minimisant les chocs de vitesse.

## 6.2 Résultats expérimentaux et analyse

Cette section présente l'ensemble des résultats expérimentaux obtenus lors de l'exécution du profil de marche sur le simulateur. Les courbes de position sont analysées, puis comparées à une mesure externe. Cette approche permet d'évaluer la fidélité du système dans des conditions proches d'utilisation réelle.

### 6.2.1 Déroulement du cycle de marche

Les courbes expérimentales présentent trois phases distinctes : une montée progressive vers la position initiale pendant **2 s** (pré-mouvement), un cycle de marche de **15 s**, puis un retour à la position de référence en **2 s**. Des rampes assurent des transitions fluides et limitent les chocs mécaniques.

### 6.2.2 Indicateurs de performance

Afin de quantifier la qualité du suivi des consignes, trois indicateurs standards ont été utilisés :

- **Erreur absolue moyenne (MAE)** : quantifie l'écart moyen absolu entre la consigne et la mesure réelle sur l'ensemble du mouvement. Il donne une indication directe de la précision du système à chaque instant.
- **Erreur quadratique moyenne (RMSE)** : donne une pondération plus forte aux grandes erreurs, ce qui permet de détecter les déviations ponctuelles importantes.
- **Erreur maximale** : plus grand écart ponctuel entre la consigne et la réponse.
- **Les valeurs alignées** associées permettent de mesurer la fidélité intrinsèque du suivi de trajectoire, sans être influencées par le délai de 30 ms observé sur chaque moteur (Tableau 6.1).

Ces indicateurs ont été calculés pour chaque moteur à partir des courbes de position renvoyées par les moteurs via le protocole CAN lors de l'exécution du profil de marche. Il s'agit donc de la position fournie par l'encodeur interne de chaque moteur. Les résultats chiffrés sont présentés à la section suivante.

### 6.2.3 Présentation des courbes expérimentales

Les courbes obtenues à partir des tests réalisés sur chaque moteur sont présentées dans cette section. Elles comparent la **position commandée**, qui correspond au profil de marche défini en **6.2.1 Déroulement du cycle de marche** et transmis aux moteurs, à la **position mesurée**, qui est la valeur renvoyée par l'encodeur interne de chaque moteur via le protocole CAN. Toutes les positions sont exprimées en degrés. Ces données ont été enregistrées durant l'exécution complète du profil de marche.

Afin de compléter cette analyse qualitative, le Tableau 6.1 présente une estimation du délai de réponse pour chaque moteur, ainsi que les erreurs associées une fois ce délai compensé. Ces résultats incluent notamment la **MAE** alignée, la **RMSE** alignée et l'**erreur maximale** alignée, permettant ainsi d'évaluer la fidélité de suivi de trajectoire indépendamment du retard systématique.

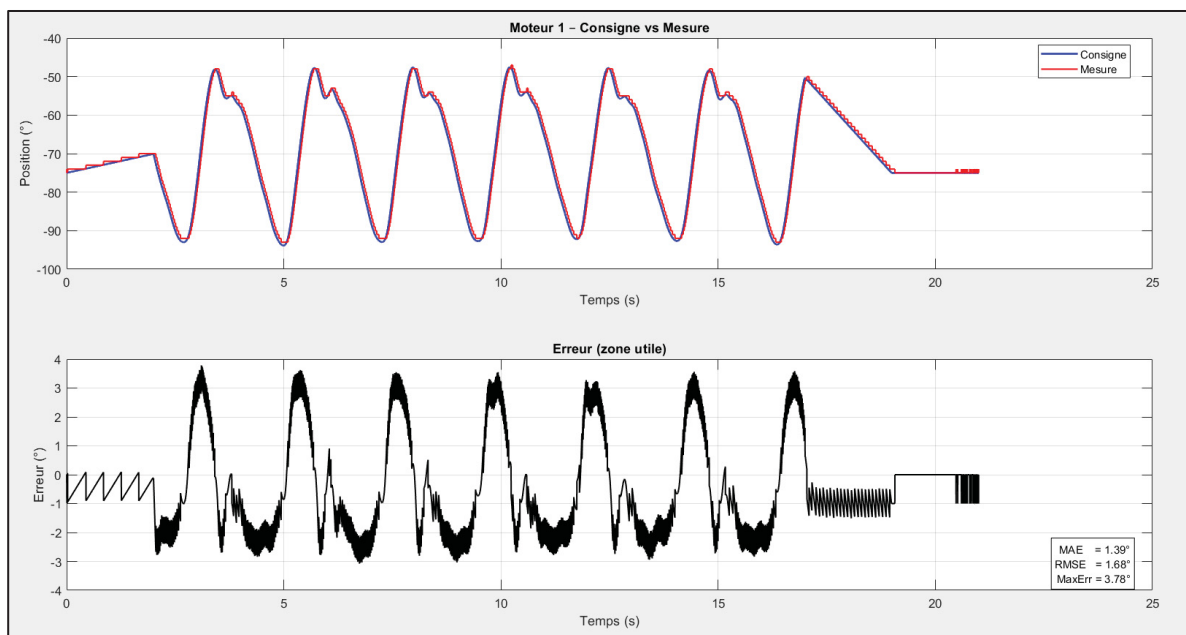


Figure 6.10 Courbes de position et erreur – Moteur 1 (hanche flexion/extension).

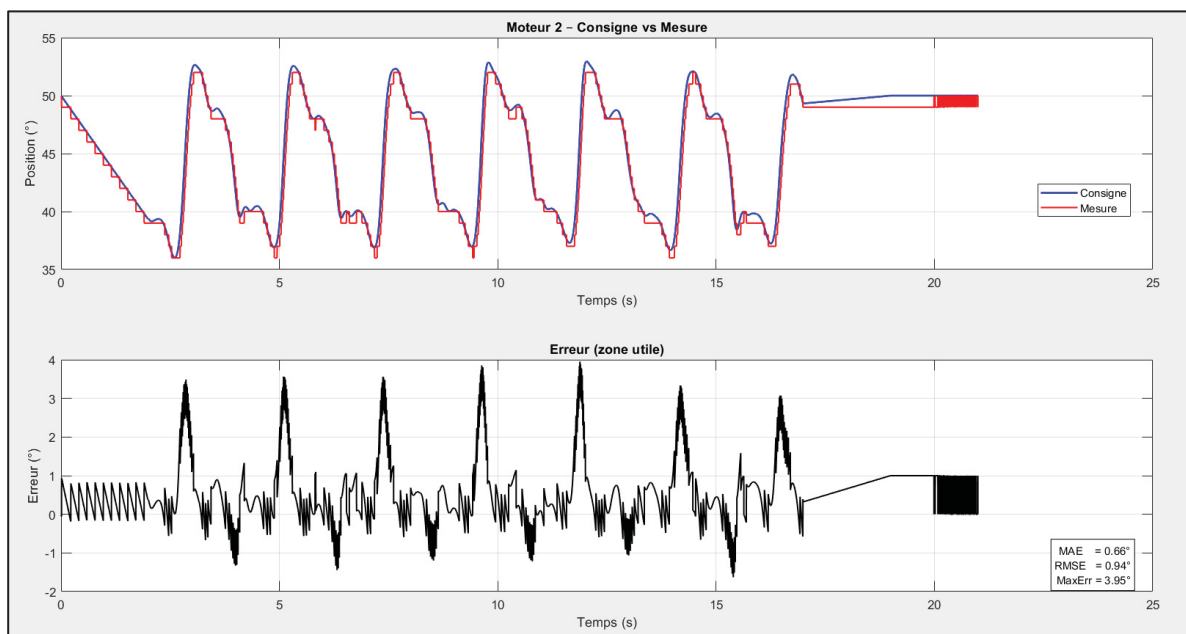


Figure 6.11 Courbes de position et erreur – Moteur 2 (hanche abduction/adduction).

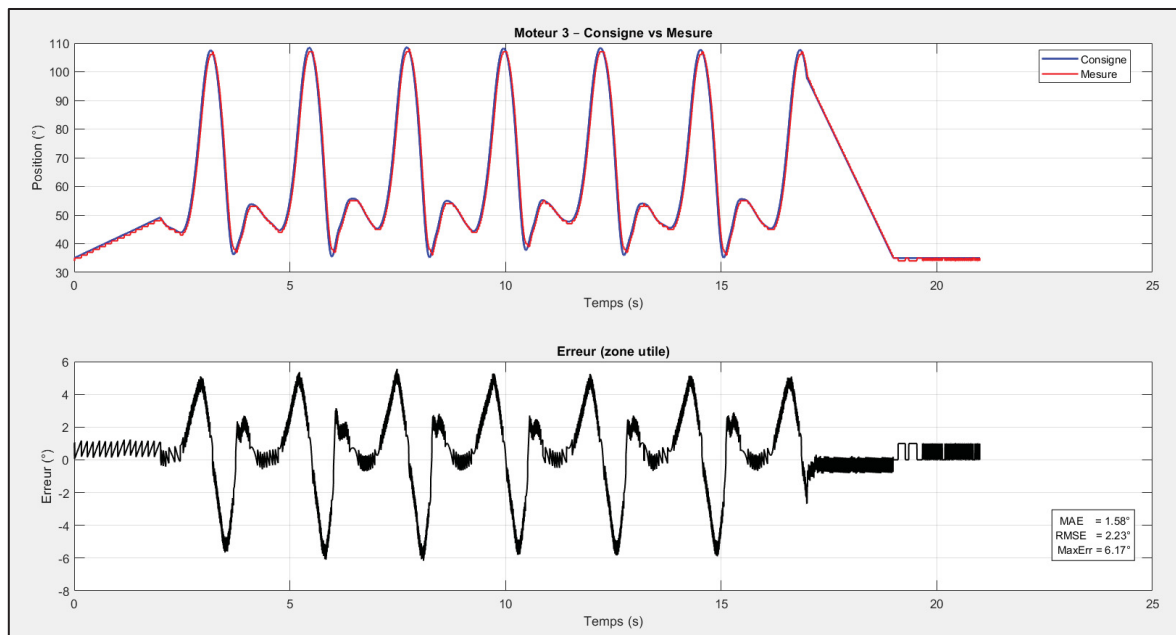


Figure 6.12 Courbes de position et erreur – Moteur 3 (genou flexion/extension)

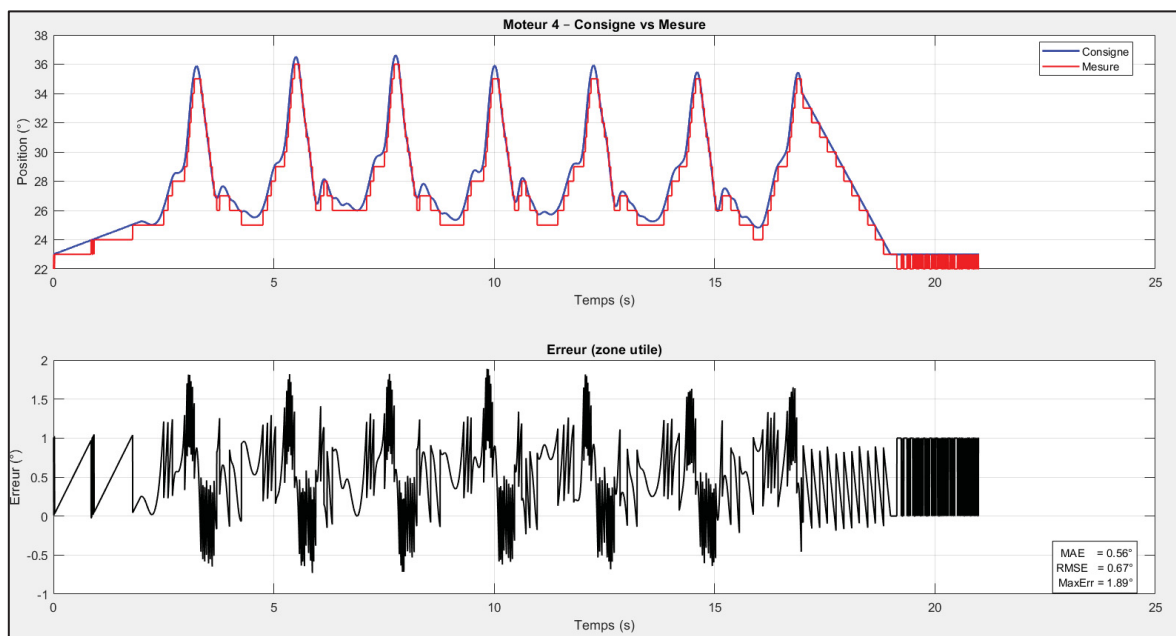


Figure 6.13 Courbes de position et erreur – Moteur 4 (genou abduction/adduction)

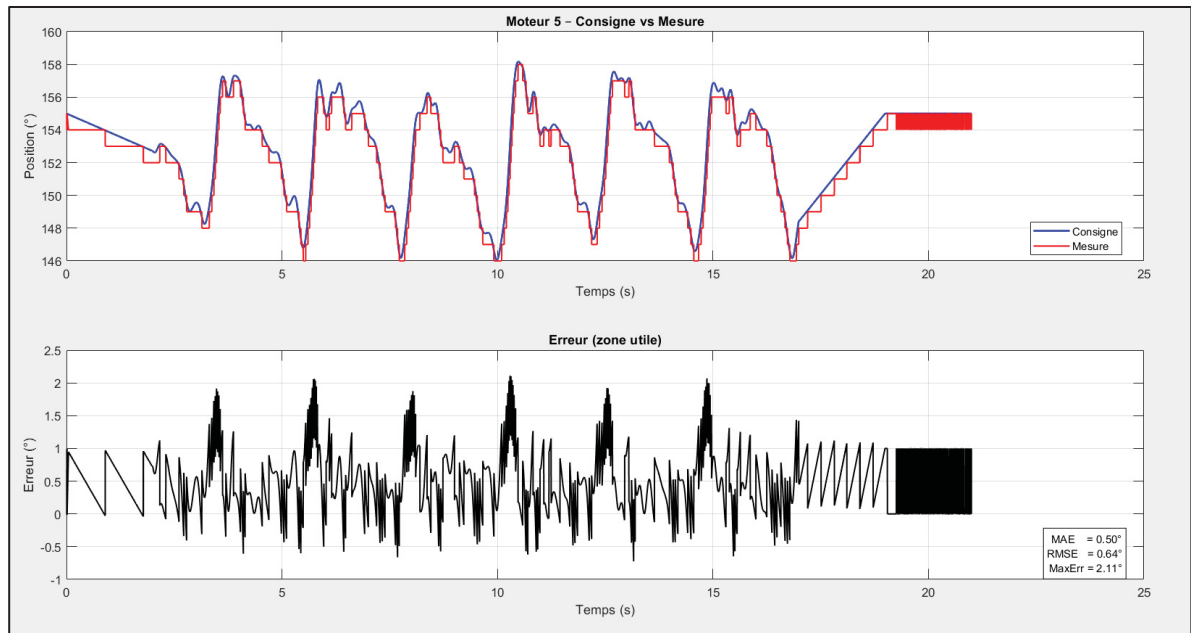


Figure 6.14 Courbes de position et erreur – Moteur 5 (genou rotation)

Les performances de chaque moteur ont été quantifiées à l'aide de trois indicateurs : **MAE**, **RMSE** et **erreur maximale**. Le Tableau 6.1 présente ces résultats ainsi que leurs équivalents alignés, obtenus après compensation du délai entre la consigne et la mesure. Un décalage temporel fixe a été appliqué à l'ensemble des signaux afin de corriger le retard systématique observé entre la commande et la réponse des moteurs. Cette approche permet d'évaluer la fidélité de la trajectoire indépendamment du délai de transmission.

Tableau 6.1 Erreur des moteurs sur la commande

| Moteur | MAE<br>(°) | RMSE<br>(°) | Max<br>Erreur (°) | Delay<br>(ms) | MAE<br>Aligné<br>(°) | RMSE<br>Aligné<br>(°) | Max<br>Erreur<br>Aligné (°) |
|--------|------------|-------------|-------------------|---------------|----------------------|-----------------------|-----------------------------|
| 1      | 1,38       | 1,68        | 3,78              | 30            | 0,54                 | 0,65                  | 1,48                        |
| 2      | 0,66       | 0,94        | 3,95              | 30            | 0,53                 | 0,63                  | 1,65                        |
| 3      | 1,57       | 2,22        | 6,17              | 30            | 0,58                 | 0,74                  | 2,72                        |
| 4      | 0,57       | 0,68        | 1,89              | 30            | 0,54                 | 0,62                  | 1,28                        |
| 5      | 0,48       | 0,62        | 2,11              | 30            | 0,44                 | 0,54                  | 1,20                        |

#### 6.2.4 Discussion des résultats

Les résultats expérimentaux obtenus démontrent la capacité du simulateur à suivre les trajectoires angulaires imposées. Pour analyser les performances de chaque articulation, quatre indicateurs ont été utilisés : le délai de réponse, l'erreur absolue moyenne (**MAE**), l'erreur quadratique moyenne (**RMSE**) et **l'erreur maximale**. En complément, les mêmes métriques ont été recalculées après compensation du délai (**MAE aligné**, **RMSE aligné**, **erreur maximale aligné**), afin d'isoler l'erreur de trajectoire indépendamment du retard systématique.

Les moteurs associés aux articulations principales de flexion/extension (Figure 6.10 et Figure 6.12) présentent des **MAE supérieurs à 1°**, ce qui s'explique par les amplitudes plus importantes de mouvement selon ces axes et la difficulté associée à maintenir un suivi constant à haute dynamique. Le moteur 3 (Figure 6.12) atteint notamment un **RMSE de 2,23°** et une **erreur maximale de 6,17°**, ce qui en fait la valeur la plus élevée parmi les moteurs testés. Cependant, après compensation du délai, ses valeurs pures chutent à **0,58° (MAE)** et **0,74° (RMSE)**, montrant que l'essentiel de l'écart provient du retard plutôt que d'une erreur de suivi intrinsèque.

À l'inverse, les moteur 4 et 5 (Figure 6.13 et Figure 6.14) montrent des erreurs globalement plus faibles, avec des **MAE inférieurs à 0,6°** et une **erreur maximale inférieure à 2,2°**. Ces performances s'expliquent en partie par les profils de mouvement plus restreints dans ces articulations. Là encore, les valeurs alignées (**MAE de 0,54° pour le moteur 4** et **0,44° pour le moteur 5**) confirment la bonne fidélité de trajectoire une fois le délai retiré. Le moteur 2 (Figure 6.11), quant à lui, présente des résultats intermédiaires avec un **MAE de 0,66°** et un **RMSE de 0,94°**. Ses valeurs corrigées (**MAE 0,53°**, **RMSE 0,63°**) se rapprochent de celles des moteurs 4 et 5 (genou abduction/adduction et genou rotation).

Il convient de rappeler que les valeurs présentées sont exprimées en degrés et limitées par la résolution du CAN, où la commande **0xA4** offre une résolution de **0,01°/LSB pour l'envoi** mais de **1°/LSB pour le retour d'information**. Cette quantification se traduit par des «

paliers », visibles sur les courbes de position et peut biaiser l'estimation réelle de l'erreur. À l'avenir, l'utilisation de la commande **0x92** pourrait permettre d'obtenir un retour de position plus précis, une fois que l'envoi simultané de plusieurs commandes aura été intégré et validé dans le modèle de commande.

Par ailleurs, la fréquence de commande élevée (**500 Hz**), choisie conformément aux recommandations du fabricant **MyActuator**) favorise un bon suivi dynamique. Les fluctuations ponctuelles observées initialement sur certaines courbes d'angle ont été atténuées à l'aide d'un filtrage numérique, permettant d'obtenir des trajectoires plus lisses sans altérer la forme ni la dynamique du mouvement.

Ainsi, malgré certaines limites inhérentes à la communication **CAN** et à la résolution de lecture, les résultats du Tableau 6.1 montrent qu'après compensation du délai, les profils enregistrés présentent une correspondance étroite entre les consignes et les mesures pour l'ensemble des articulations étudiées.

### **6.3 Validation par mesures externes (OptiTrack)**

#### **6.3.1 Méthodologie**

Une validation externe a été réalisée à l'aide du système de capture de mouvement **OptiTrack**. Des marqueurs rétro-réfléchissants ont été placés sur les segments articulés du simulateur afin d'enregistrer la position des différentes parties mobiles lors de l'exécution du profil de marche, un moteur à la fois. Ces données ont été synchronisées avec les mesures internes des moteurs pour permettre une comparaison directe entre les angles obtenus par réponse des moteurs commandés et les angles réellement produits dans l'espace.

Voici l'emplacement des capteurs pour les moteurs 2 à 5 :

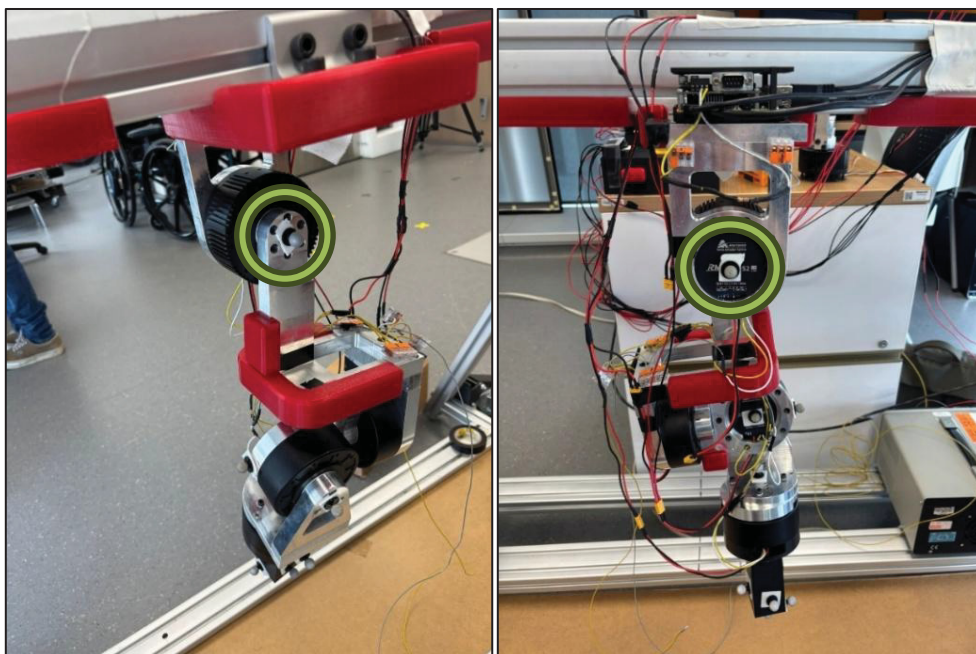


Figure 6.15 Position des capteurs OptiTrack – Moteur 2

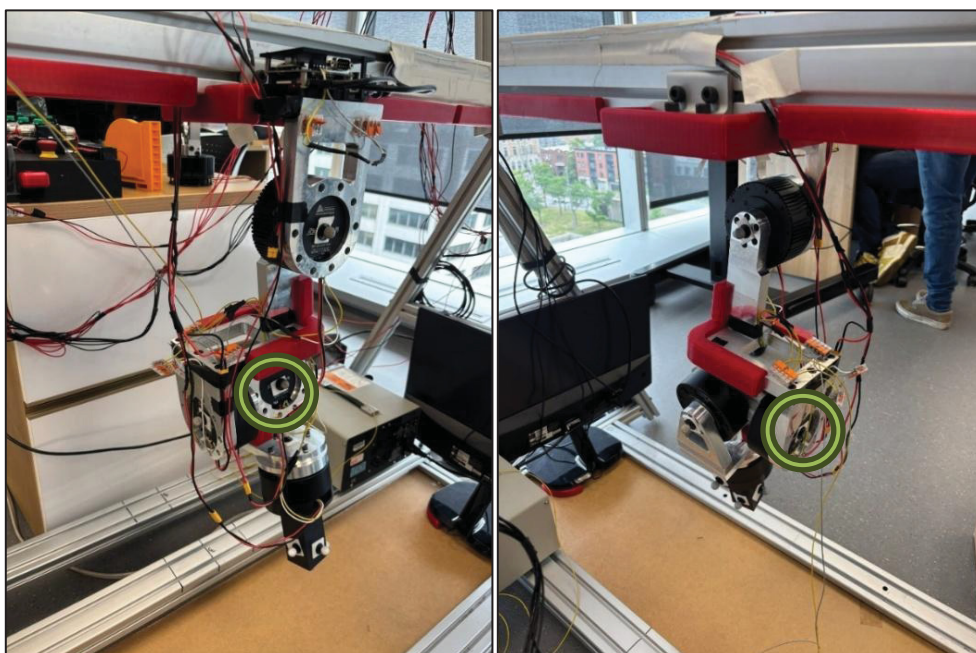


Figure 6.16 Position des capteurs OptiTrack – Moteur 3

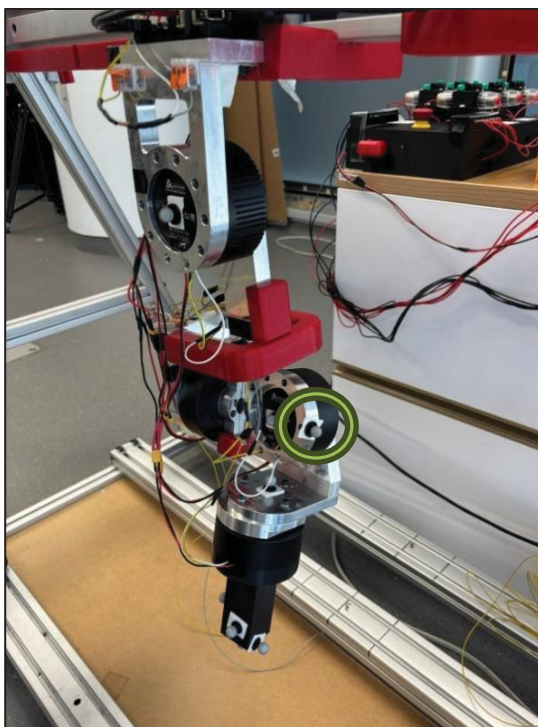


Figure 6.17 Position des capteurs OptiTrack – Moteur 4

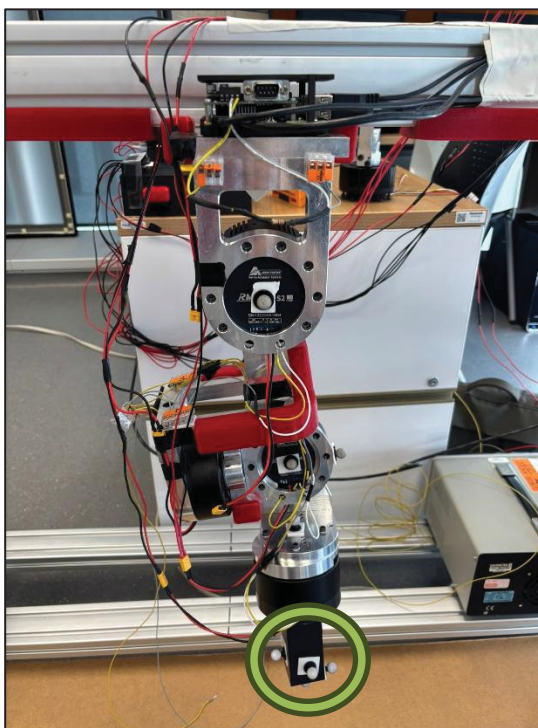


Figure 6.18 Position des capteurs OptiTrack – Moteur 5

L'objectif est de vérifier que les mouvements générés par le simulateur sont cohérents avec les consignes de commande. Les mesures sont transformées en angles articulaires à l'aide d'un traitement cinématique post-expérimental, réalisé sur la base des coordonnées 3D des marqueurs enregistrés par le système **OptiTrack**.

### 6.3.2 Résultats et interprétation

Les figures suivantes présentent les courbes de comparaison entre les positions mesurées par **OptiTrack** et celles retournées par les moteurs pour les moteurs 2 à 5. Ces résultats illustrent visuellement la correspondance entre les deux systèmes de mesure et permettent d'avoir une estimation de la fidélité du simulateur pour chacune des articulations lues par les moteurs.

Avant l'analyse, les données ont été filtrées afin d'éliminer les pics isolés liés à des erreurs de communication **CAN**. Ces essais ont été réalisés avant la finalisation complète du contrôle moteur, notamment parce que le moteur 1 n'était pas encore entièrement opérationnel et que l'implémentation du contrôle via Simulink n'était pas finalisée à ce stade. Les tests visaient principalement à vérifier la cohérence entre les trajectoires mesurées par les moteurs et celles captées par le système **OptiTrack**, sur une amplitude comparable. Les courbes obtenues ne reflètent donc pas une marche humaine complète, mais plutôt une séquence de mouvement angulaire reproduite à partir du profil de consigne.

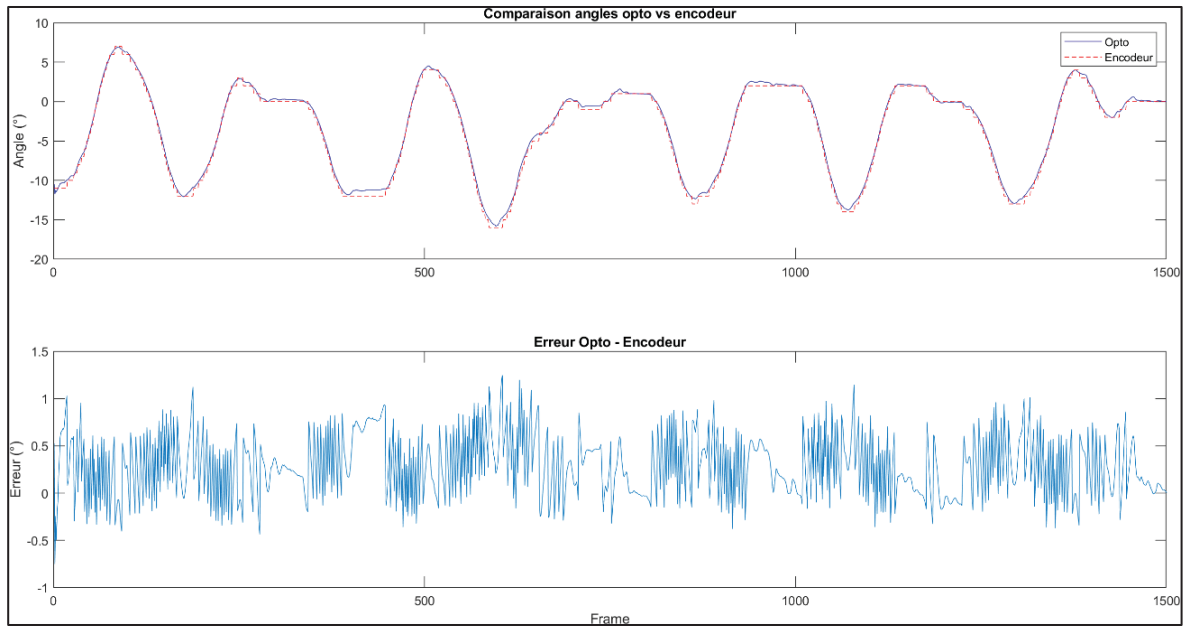


Figure 6.19 Comparaison OptiTrack vs retour CAN – Moteur 2

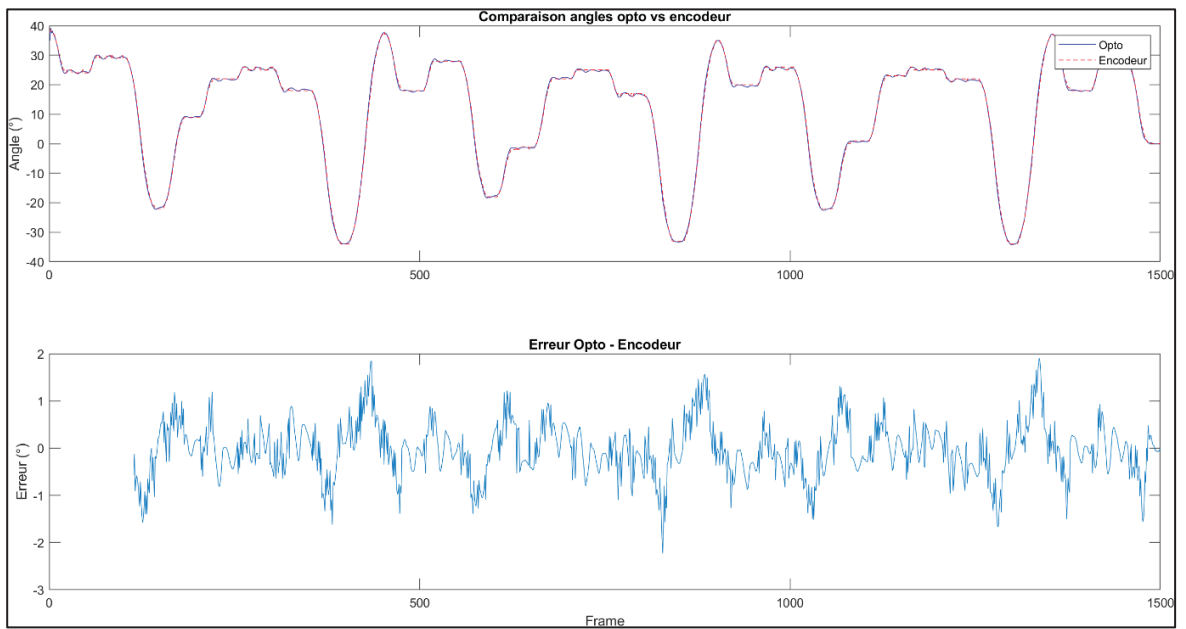


Figure 6.20 Comparaison OptiTrack vs retour CAN – Moteur 3

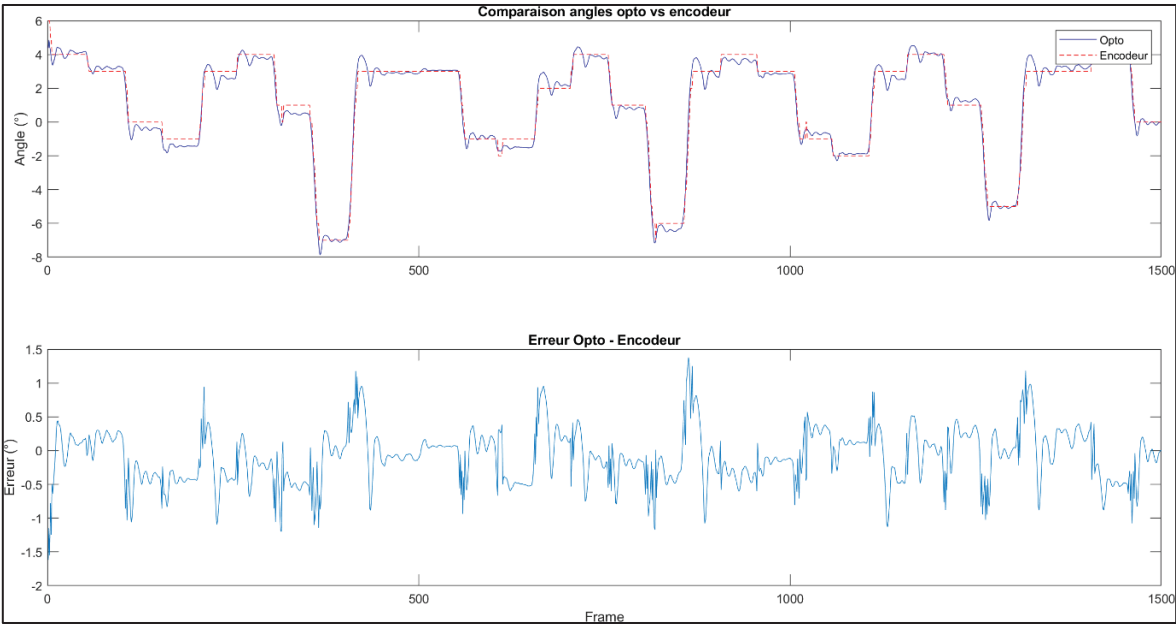


Figure 6.21 Comparaison OptiTrack vs retour CAN – Moteur 4

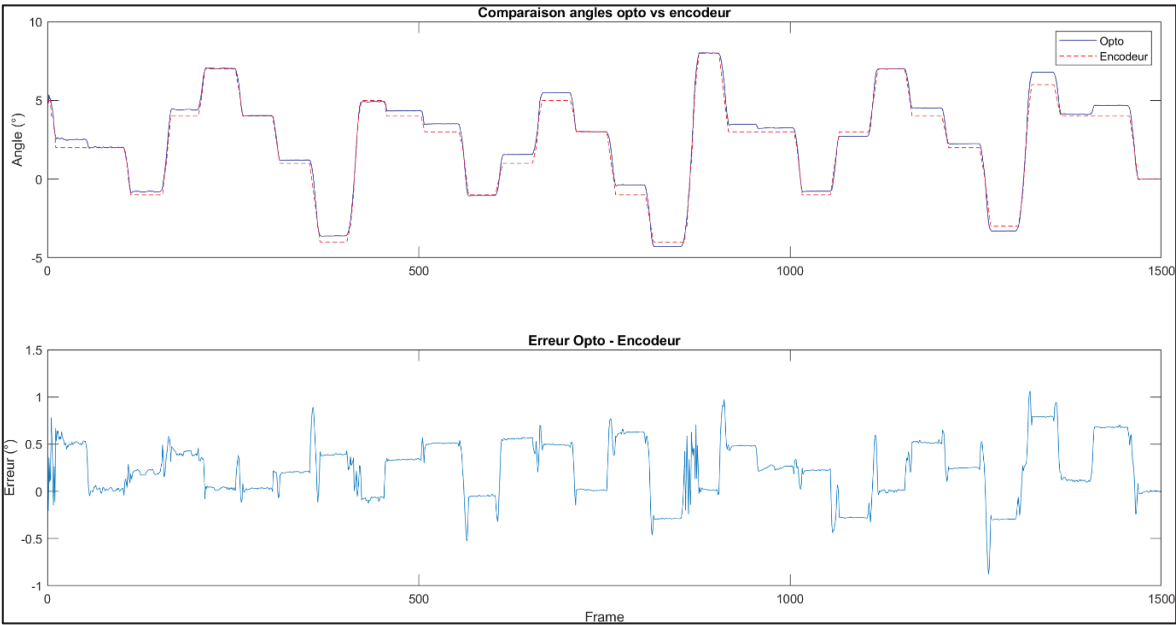


Figure 6.22 Comparaison OptiTrack vs retour CAN – Moteur 5

Tableau 6.2 Erreur angulaire (OptiTrack vs Encodeur) par moteur, après retrait des pics de communication

| Moteur | MAE (°) | RMSE (°) | Max Erreur (°) |
|--------|---------|----------|----------------|
| 1      | NaN     | NaN      | Nan            |
| 2      | 0,34    | 0,43     | 1,25           |
| 3      | 0,43    | 0,57     | 2,23           |
| 4      | 0,32    | 0,41     | 1,62           |
| 5      | 0,31    | 0,38     | 1,06           |

Le Tableau 6.2 présente la comparaison entre les positions mesurées par le système **OptiTrack** et celles reportées par l'encodeur moteur via le retour **CAN**. Après filtrage et retrait des pics de communication, les écarts moyens demeurent faibles, avec une **MAE** compris **entre 0,31° et 0,43°** et un **RMSE** **entre 0,38° et 0,57°**. Les **écarts maximaux** observés se situent pour la plupart **entre 1,1° et 1,62°**, à l'exception du moteur 3 qui atteint **2,2°** sur un court transitoire initial. Visuellement, en régime établi, l'erreur reste la grande majorité du temps dans une plage **d'environ  $\pm 1^\circ$** , ce qui confirme une cohérence globale satisfaisante entre les deux sources de mesure.

Il est important de rappeler que la trame de lecture d'angle utilisée (commande **0xA4**) possède une résolution de **1°/LSB**. Cette quantification impose un plancher d'erreur qui se traduit typiquement par des valeurs d'erreur moyenne de l'ordre de **MAE  $\approx 0,25^\circ$**  et **RMSE  $\approx 0,29^\circ$** , le moteur suit fidèlement la consigne, la résolution limitée du signal crée une erreur apparente. Autrement dit, une erreur apparente de **0,7°** peut en réalité refléter un état proche de la vérité, mais masqué par le pas de quantification. Cette contrainte de résolution se manifeste notamment par des variations par « paliers » (sauts unitaires de **1°**), en particulier en fin de trajectoire, où l'angle peut se stabiliser sur des valeurs discrètes.

Dans ce contexte, les valeurs relevées se situent proches du plancher de quantification, ce qui est attendu et rassurant. La superposition temporelle des profils (absence de décalages marqués, dynamique cohérente) et l'amplitude limitée des écarts indiquent que le suivi

angulaire atteint un niveau de précision compatible avec l'application visée. Le cas du moteur 3 illustre surtout un transitoire de démarrage : lorsqu'on ignore les premières dizaines d'échantillons correspondant à la mise en régime, le comportement rejoint celui des autres moteurs et l'erreur instantanée demeure, elle aussi, majoritairement dans  $\pm 1^\circ$ . Globalement, les différences résiduelles proviennent principalement de la quantification, d'un bruit de mesure modéré et de la synchronisation, plutôt que d'un défaut de suivi.

#### 6.4 Évaluation globale des performances du simulateur

L'ensemble du protocole expérimental mis en place a permis de vérifier la capacité du simulateur à suivre les profils articulaires programmés. Grâce à l'intégration des outils **Matlab/Simulink**, du microcontrôleur et du protocole **CAN**, les différents moteurs ont pu exécuter des trajectoires angulaires de manière stable et reproductible.

Lors de la vérification interne, les essais ont confirmé que les moteurs suivaient fidèlement les consignes imposées, avec des écarts angulaires faibles (souvent inférieurs à  $\pm 1^\circ$ ) et une dynamique cohérente entre les articulations. Ces résultats démontrent la fiabilité du lien de commande et la validité du protocole de communication. Les rampes d'accélération et de décélération, ainsi que le retour à zéro initial, ont contribué à réduire les à-coups mécaniques et à assurer des transitions progressives entre les phases du mouvement.

La vérification externe, effectuée à l'aide du système OptiTrack, a permis de comparer les trajectoires mesurées par les moteurs à celles captées dans l'espace. Les signaux mesurés par OptiTrack et ceux issus du retour moteur présentent une superposition quasi identique, démontrant la cohérence entre les deux systèmes de mesure. Il est important de noter que cette analyse visait avant tout à vérifier la correspondance des signaux et non la qualité cinématique du mouvement, puisque le contrôle moteur n'était pas encore optimisé pour imiter une marche fluide. Malgré cela, les amplitudes observées demeuraient comparables aux profils de référence, et la cohérence temporelle entre les signaux confirme le bon comportement global

du système. Les saccades visibles sur certaines courbes résultaient principalement d'un réglage partiel des paramètres de commande et de la quantification du signal de retour ( $1^\circ/\text{LSB}$ ).

Globalement, le simulateur a démontré sa capacité à exécuter des trajectoires articulaires contrôlées avec stabilité et précision. Les résultats ont mis en évidence une bonne cohérence entre les courbes commandées et mesurées, avec des écarts acceptables pour l'ensemble des articulations étudiées. La validation externe par **OptiTrack** renforce cette observation, en montrant que les angles mesurés dans l'espace sont globalement conformes à ceux fournis par les moteurs. Ces constats confirment la fiabilité du système et la justesse du protocole de commande mis en place. Les prochaines étapes viseront à affiner les paramètres de contrôle afin d'obtenir une marche complète et fluide, notamment par l'intégration de la lecture de position à haute résolution (commande **0x92**).



## CHAPITRE 7

### DISCUSSION ET PERSPECTIVES

#### 7.1 Rappel des objectifs et bilan critique des résultats

Le projet visait la conception d'un simulateur de genou et de hanche capable d'imiter les mouvements articulaires rencontrés lors de la marche humaine. Le cahier des charges définissait la reproduction des trois degrés de liberté du genou (flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe) et des deux degrés de liberté de la hanche (flexion/extension et adduction/abduction), incluant la circumduction. À ces exigences mécaniques s'ajoutaient des critères de sécurité, de rigidité et de durabilité, ainsi que la possibilité d'intégrer des capteurs afin de valider des méthodes de calibrage nécessitant une précision angulaire de l'ordre du dixième de degré (**0,1°**).

Les résultats expérimentaux montrent que le simulateur parvient à remplir une grande partie de ces objectifs. Les cinq moteurs indépendants, commandés via Matlab/Simulink, permettent d'imiter des trajectoires complètes de marche de manière cohérente. Concernant le suivi de trajectoire, les profils imposés sont globalement respectés, et la coordination temporelle entre les articulations est maintenue. Toutefois, les limites de précision apparaissent rapidement : les trames de retour des moteurs possèdent une résolution de **1°/LSB**. Les écarts mesurés entre la consigne et la position réelle se situent donc typiquement dans une plage de  $\pm 1^\circ$ , ce qui est insuffisant par rapport à l'objectif de **0,1°** fixé initialement. Cette contrainte ne remet pas en cause la validité générale du simulateur comme outil de démonstration et de synchronisation, mais elle constitue une barrière majeure à une utilisation pour un calibrage précis de capteurs inertiels.

Sur le plan mécanique, la structure réalisée en aluminium 6061 a permis d'atteindre les exigences de rigidité et de durabilité du cahier des charges. Des coussins de protection imprimés en 3D ont été ajoutés afin de protéger certaines pièces critiques et d'absorber les chocs éventuels. Ce choix améliore la sécurité d'utilisation sans compromettre la stabilité

structurelle. En revanche, l'utilisation d'un matériau métallique pour l'ensemble de la structure entraîne un poids plus élevé que prévu, ce qui réduit la portabilité du simulateur. Ici encore, un compromis apparaît entre résistance mécanique et mobilité.

Du côté de la commande et de la communication, l'architecture retenue permet une synchronisation correcte des moteurs et l'acquisition des données nécessaires à l'analyse. Toutefois, le recours à un **Raspberry Pi**, qui reste un système multitâche non dédié au temps réel strict, peut introduire un certain délai d'exécution et des variations dans la périodicité des signaux de commande. Ces fluctuations temporelles accentuent les écarts de suivi déjà liés à la résolution limitée des retours moteurs.

En somme, la discussion des résultats met en évidence deux réalités : d'une part, le simulateur atteint son but principal, soit d'imiter de façon fiable et sécuritaire les mouvements articulaires de la marche ; d'autre part, il ne parvient pas encore à respecter certaines spécifications critiques du cahier des charges, en particulier la précision angulaire visée de **0,1°**. Ces écarts soulignent les forces et limites de la plateforme actuelle et motivent directement les pistes d'amélioration qui seront présentées plus loin, notamment en section **7.3 Perspectives d'amélioration et recommandations**.

## 7.2 Limites techniques rencontrées

L'un des principaux défis rencontrés concerne la communication **CAN** et l'utilisation du **Raspberry Pi**. Le recours à un système multitâche non dédié au temps réel strict a entraîné des retards, des pertes de trames et une synchronisation imparfaite entre moteurs, limitant la reproductibilité des trajectoires. La stabilité du réseau **CAN** dépendait également d'un câblage et d'une terminaison appropriés, incluant la présence d'une résistance de **120  $\Omega$**  à chaque extrémité du bus de communication.

Le développement sous **Matlab/Simulink** a offert une grande souplesse, mais a révélé certaines contraintes. La configuration des blocs **CAN** a nécessité des ajustements manuels, et

dans la configuration, seules les commandes **0xA4** pouvaient être utilisées à la fois pour l'envoi et la réception des messages **CAN**. Cette particularité limitait la finesse de l'analyse, restreinte à une résolution de **1°**, alors qu'il serait possible d'améliorer la précision en différenciant les commandes (par exemple : **0xA4** pour l'envoi et une autre pour la lecture) Ces limitations logicielles ont prolongé la phase de mise au point et restreint la précision exploitable (environ **1°**, comparativement à l'objectif visé de **0,01°**). Par manque de temps dans le cadre de ce projet, ces changements n'ont pas pu être mis en œuvre, mais ils sont inclus dans les recommandations pour les travaux futurs.

Une autre limite importante provient du comportement interne des moteurs **MyActuator**. Lorsqu'une accélération est définie, le contrôleur applique une planification interne qui saccade et retarde les trajectoires, ce qui est incompatible avec les besoins de validation expérimentale. La désactivation de cette fonction s'est révélée nécessaire pour obtenir un suivi direct des consignes (Voir en ANNEXE XIII). Enfin, les opérations de calibration et de maintenance des moteurs ont reposé sur des fichiers propriétaires fournis par le fabricant, ce qui a rendu le processus plus long et complexe (Voir en ANNEXE XIV).

L'ensemble de ces éléments illustre les limites techniques du simulateur actuel : elles tiennent autant à la plateforme de commande qu'aux spécificités des moteurs utilisés. Les annexes fournissent le détail complet des procédures et réglages, alors que cette section se concentre sur les impacts pratiques en termes de précision et de fiabilité du système.

### **7.3 Perspectives d'amélioration et recommandations**

Au terme de ce projet, plusieurs améliorations peuvent être envisagées pour augmenter la fiabilité du simulateur et optimiser les futures expérimentations.

1. **Stabilité du contrôle moteur** : L'analyse du comportement moteur a montré que l'activation d'une accélération ou d'une décélération crée des boucles instables lorsque la consigne change de direction. L'utilisation systématique d'une accélération et d'une

décélération nulles permet au contrôleur interne du moteur de corriger lui-même la transition. Il serait recommandé de maintenir ce choix pour toutes les courbes futures.

2. **Migration vers une plateforme temps réel dédiée** : Pour améliorer la précision et la réactivité du système, il est recommandé de considérer l'utilisation d'un **Speedgoat** comme unité centrale de commande. Cela permettrait un contrôle temps réel plus rigoureux, une meilleure synchronisation des moteurs et une réduction du délai d'exécution.
3. **Renforcement de la structure mécanique** : La cage actuelle pourrait être renforcée afin de réduire les vibrations lors des mouvements rapides. Une structure plus rigide permettrait d'améliorer la reproductibilité des tests. Une autre solution envisageable consisterait à réorienter le premier moteur d'environ **90°**, de manière que le couple généré agisse dans une direction mieux supportée par la structure existante. Celle-ci avait initialement été conçue pour résister à des efforts de perçage et présente une stabilité accrue dans cette orientation.
4. **Ajout de limites logicielles aux angles articulaires** : Pour prévenir les erreurs de commande ou les risques mécaniques, des bornes d'angle devraient être intégrées au niveau logiciel (via **Simulink**) ou physique (**capteurs** ou **butées**). Cela garantirait un fonctionnement dans une zone de sécurité opérationnelle.
5. **Implémentation d'un mode « freeze » moteur** : Il serait utile d'implémenter une commande permettant de figer instantanément la position des moteurs (par exemple lors d'un débogage ou d'un problème de communication). Ce mode serait activable manuellement ou automatiquement en cas d'anomalie.
6. **Développement d'une interface utilisateur simplifiée** : Une interface utilisateur graphique (**GUI**), intégrée à **Matlab**, permettrait de charger des courbes, d'initialiser

les moteurs, de visualiser les erreurs **CAN**, et de gérer les séquences de tests sans naviguer dans les blocs Simulink.

7. **Évolutivité du simulateur** : L'intégration de profils biomécaniques variés (enfants, personnes âgées, pathologies), l'ajout de capteurs inertiels ou de modules complémentaires permettraient d'élargir le champ d'application du dispositif et d'en accroître la pertinence scientifique.

#### **7.4 Conclusion du chapitre**

En conclusion, le simulateur développé dans ce projet a permis d'imiter de manière fiable et sécuritaire les mouvements articulaires de la marche humaine, répondant ainsi aux objectifs principaux fixés au départ. Toutefois, certaines limites techniques, notamment la précision angulaire et les contraintes de la commande temps réel, demeurent des obstacles importants. Les recommandations proposées ouvrent la voie à des améliorations futures.



## CONCLUSION

Le présent travail avait pour objectif de développer un simulateur de genou capable d'imiter les mouvements articulaires du membre inférieur humain. Une approche complète a été déployée, de la conception mécanique à la vérification expérimentale du prototype.

La structure mécanique, modélisée sous **SolidWorks** puis fabriquée en aluminium, a démontré la rigidité et la stabilité nécessaires pour supporter cinq moteurs **RMD-X**, intégrés afin de reproduire les degrés de liberté de la hanche et du genou. L'ensemble a été commandé via une architecture **Matlab/Simulink** et relié à un **Raspberry Pi** équipé d'un module **PiCAN3**. Les premiers essais expérimentaux ont montré que le dispositif est capable de suivre des profils de marche issus de données biomécaniques, confirmant la faisabilité du concept.

Toutefois, certaines limitations, notamment liées à la calibration des moteurs et à la communication en temps réel, limitent pour l'instant l'utilisation du simulateur comme outil de calibration de capteurs. Les améliorations proposées devront être mises en œuvre avant d'atteindre pleinement cet objectif.

En somme, ce projet pose les bases d'un simulateur de genou robuste et évolutif. Les travaux réalisés permettent de conclure que l'objectif initial a été partiellement atteint : la reproduction contrôlée des mouvements est fonctionnelle, mais pour une application de la calibration fiable de capteurs inertiels nécessitera les optimisations suggérées.



## ANNEXE I

### PARAMÈTRE ET CARACTÉRISTIQUE MOTEUR RMD-X8-S2 ET X8 - PRO

|                                                  |                                                                                             |       |
|--------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| Actuator Name                                    | RMD-X8-S2 V3                                                                                |       |
| Item No                                          | 1033918040                                                                                  |       |
| Control mode                                     | Servo mode(Torque /Velocity/Position)<br>Motion mode (feedforward torque/velocity/position) |       |
| Communication Method &Baudrate                   | CAN BUS 500Kbps / 1Mbps<br>RS485 BUS : 115200/500K/1M/1.5K /2.5K                            |       |
| Input voltage                                    | V                                                                                           | 48    |
| No -load output Speed                            | rpm                                                                                         | 46    |
| Nominal output Speed                             | rpm                                                                                         | 40    |
| Nominal current                                  | A                                                                                           | 3.2   |
| Output Nominal power (Thermal equilibrium point) | W                                                                                           | 110   |
| Nominal torque                                   | N.M                                                                                         | 25    |
| Motor efficiency                                 | %                                                                                           | 70%   |
| Overload coefficient                             |                                                                                             | 2     |
| Wire Resistance                                  | $\Omega$                                                                                    | 0.27  |
| Wire inductance                                  | mH                                                                                          | 0.1   |
| Motor Speed constant                             | rpm/v                                                                                       | 33    |
| Motor Torque constant                            | N.M/A                                                                                       | 0.30  |
| Axial direction payload                          | N                                                                                           | 985   |
| Radial direction payload                         | N                                                                                           | 1250  |
| Rotor inertia                                    | gcm <sup>2</sup>                                                                            | 2670  |
| Motor weight                                     | g                                                                                           | 900   |
| Reducer ratio                                    |                                                                                             | 36: 1 |
| Backlash                                         | Arc min                                                                                     | 15    |

Figure-A-I-1 Spécification technique du moteur RDM-X8-S2

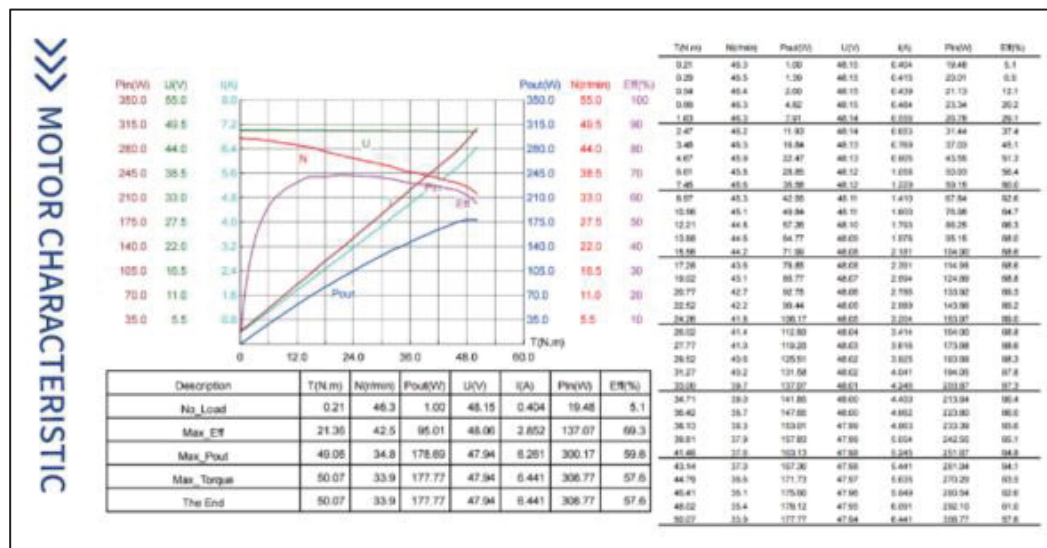


Figure-A-I-2 Courbes caractéristique du moteur RDM-X8-S2

|                           |                  |               |
|---------------------------|------------------|---------------|
| Actuator Name             |                  | RMD-X8 PRO    |
| Item No                   |                  | A00085        |
| Reducer ratio             |                  | 9:1           |
| Input voltage             | V                | 24-48         |
| No -load Speed            | rpm              | 160 @48V      |
| Nominal Speed             | rpm              | 122           |
| Nominal current           | A                | 5             |
| Norminal power            | W                | 166           |
| Nominal torque            | N.M              | 13            |
| Motor efficiency          | %                | 77%           |
| Resistance                | $\Omega$         | 0.54          |
| Wire connect              |                  | Y             |
| Phase to phase inductance | mH               | 0.28          |
| Speed constant            | rpm/v            | 30            |
| Torque constant           | N.M/A            | 2.60          |
| Axial direction payload   | N.M              | 985           |
| Radial direction payload  | N.M              | 1250          |
| Rotor inertia             | gcm <sup>2</sup> | 3400          |
| Number of pole pairs      |                  | 21            |
| Motor weight              | g                | 710           |
| Environment temperature   | °C               | (-20 ~ 55 °C) |
| Backlash                  | Arc min          | 5             |

Figure-A-I-3 Spécification technique du moteur RDM-X8-Pro

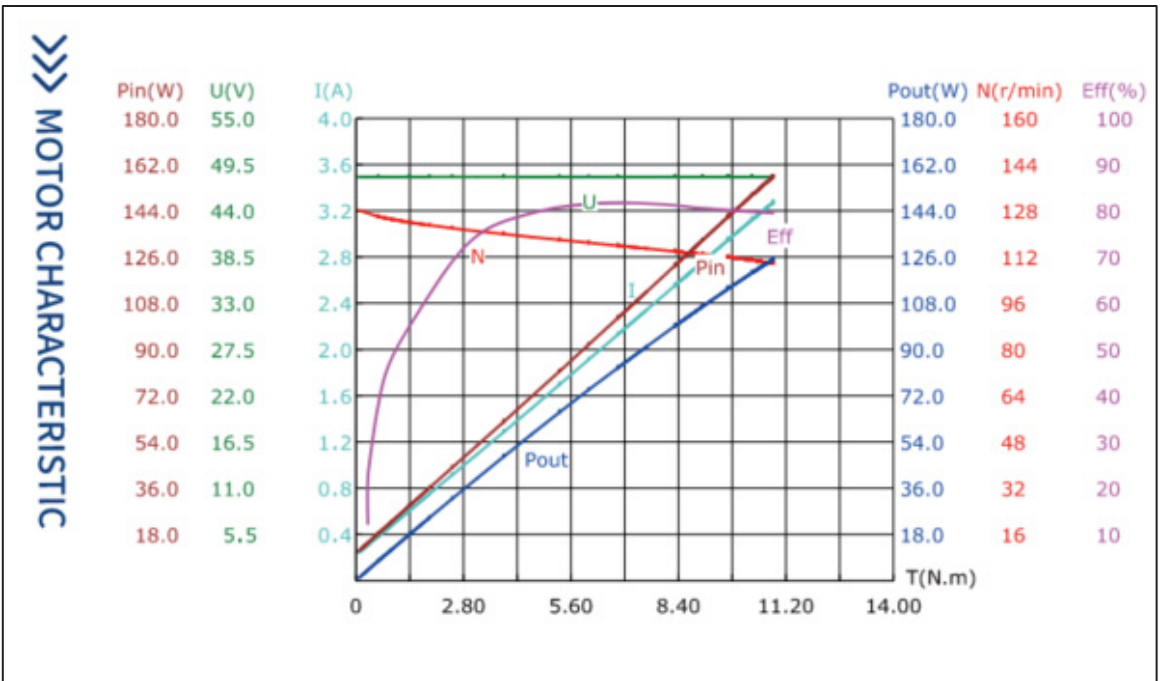


Figure-A-I-4 Courbes caractéristique du moteur RDM-X8-Pro

## ANNEXE II

### FICHE TECHNIQUE DES COMPOSANTES DU SIMULATEUR

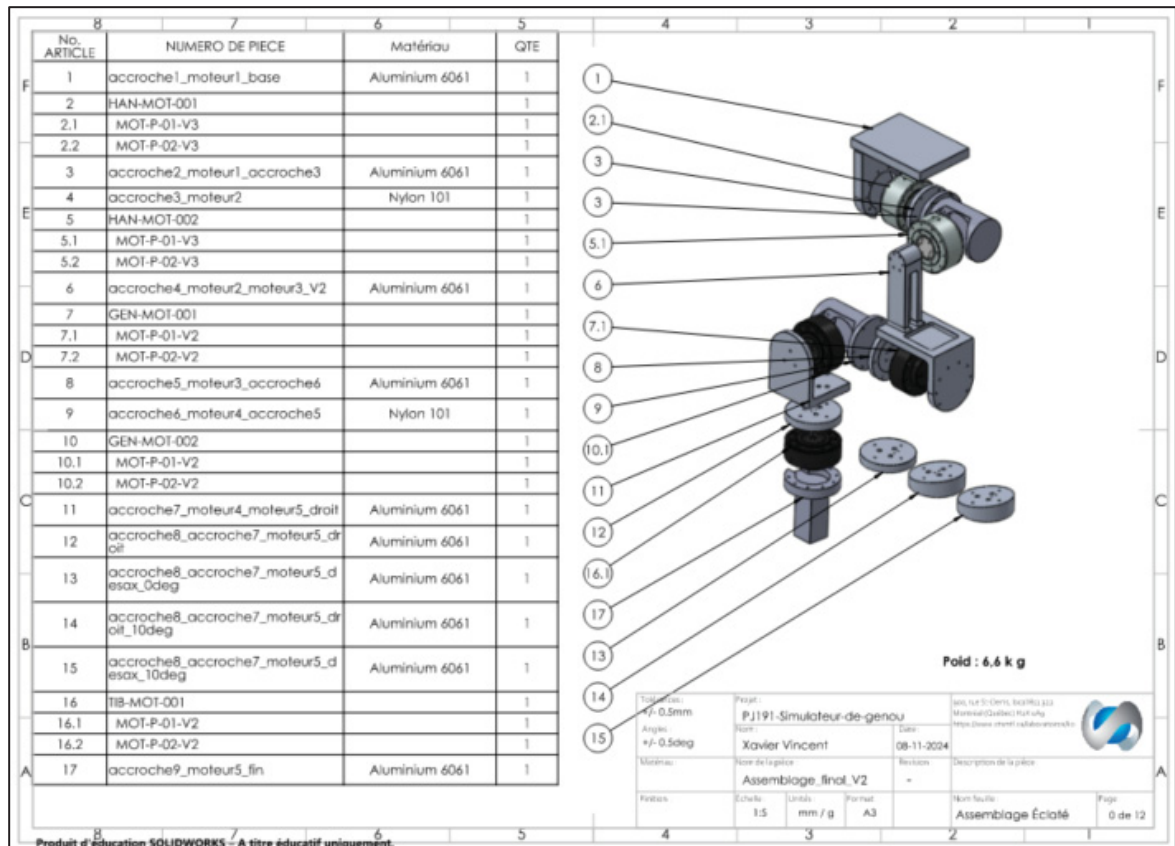


Figure-A-II-1 Plan technique des composantes du simulateur



## ANNEXE III

### FICHE TECHNIQUE DES COMPOSANTES DU SIMULATEUR POUR USINAGE

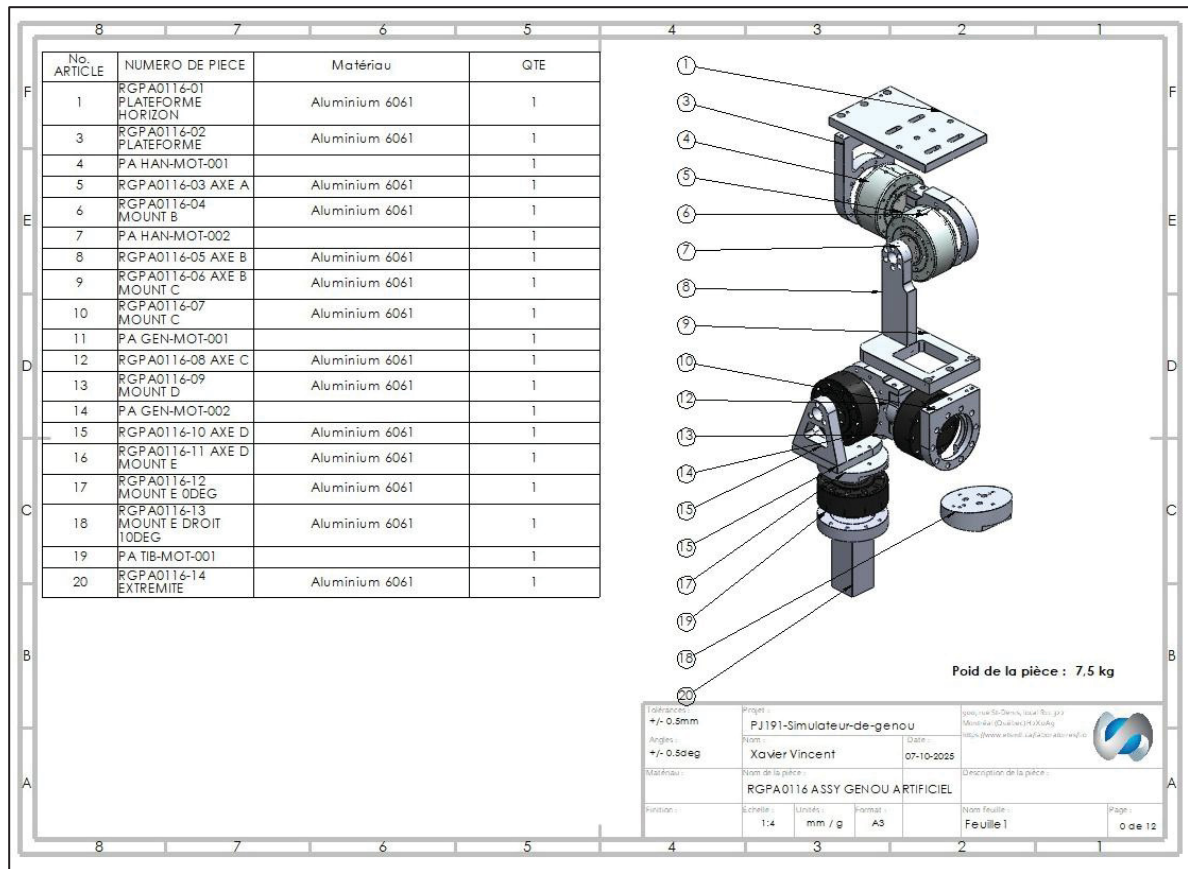


Figure-A-III-1 Plan technique des composantes du simulateur pour usinage



## ANNEXE IV

### COUSSIN DE PROTECTION POUR PIÈCE DU SIMULATEUR

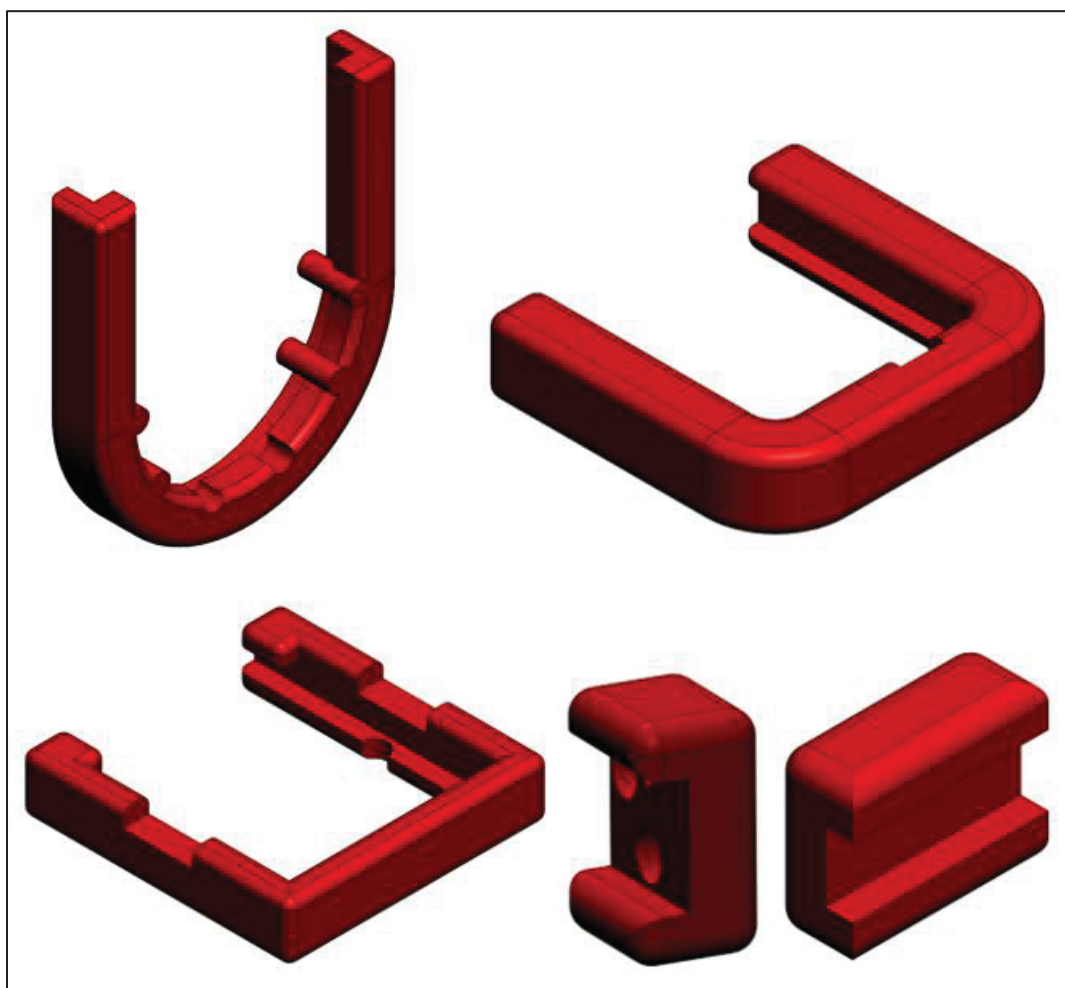


Figure-A-IV-1 Coussin de protection pour les pièces fait par polyuréthane thermoplastique TPU



## ANNEXE V

### IMAGE RÉELLE SCHÉMA ÉLECTRIQUE

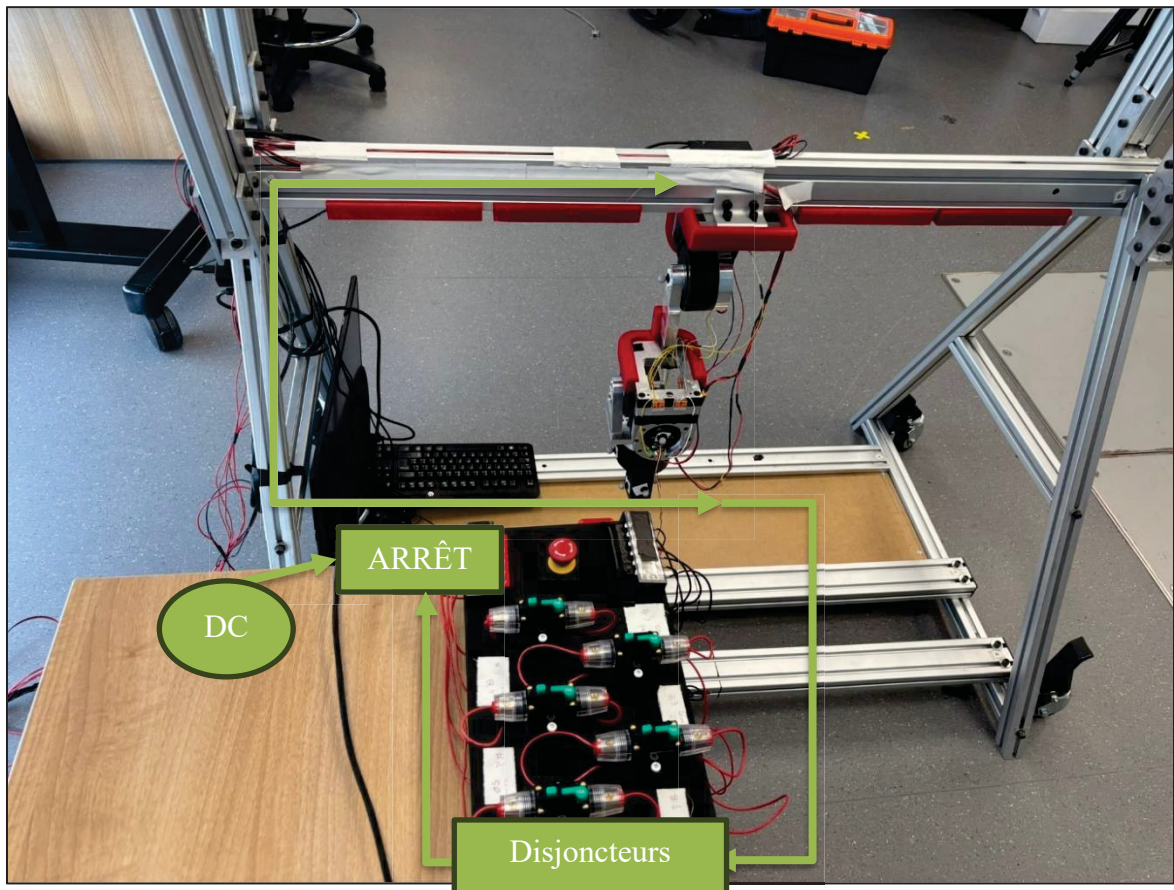


Figure-A-V-1 Image du schéma électrique pour la puissance du simulateur



## ANNEXE VI

### CONFIGURATION DU BUS CAN SOUS RASPBERRY PI

Pour configurer correctement la carte PiCAN3, il est d'abord nécessaire de modifier le fichier /boot/config.txt pour activer le bus SPI et ajouter les bons overlays matériels :

```
dtparam=spi=on  
dtoverlay=mcp2515-can0,oscillator=16000000,interrupt=25  
dtoverlay=spi-bcm2835-overlay
```

Il faut aussi ajouter :

```
dtparam=i2c_arm=on  
dtoverlay=i2c-rtc,pcf8523
```

Après un redémarrage du système, les utilitaires nécessaires à la communication CAN peuvent être installés avec :

```
sudo apt-get install can-utils
```

L'activation manuelle de l'interface CAN0 à chaque démarrage se fait via :

```
sudo /sbin/ip link set can0 up type can bitrate 1000000
```

Une fois l'interface activée, l'outil candump permet d'observer en direct les messages circulant sur le bus :

```
candump can0
```

Grâce à cette configuration complète, le Raspberry Pi équipé de la carte PiCAN3 peut interagir efficacement avec un réseau CAN BUS et communiquer avec les moteurs du simulateur à 1 Mbit/s.



## ANNEXE VII

### IMAGE RÉELLE CONNEXION COMMUNICATION

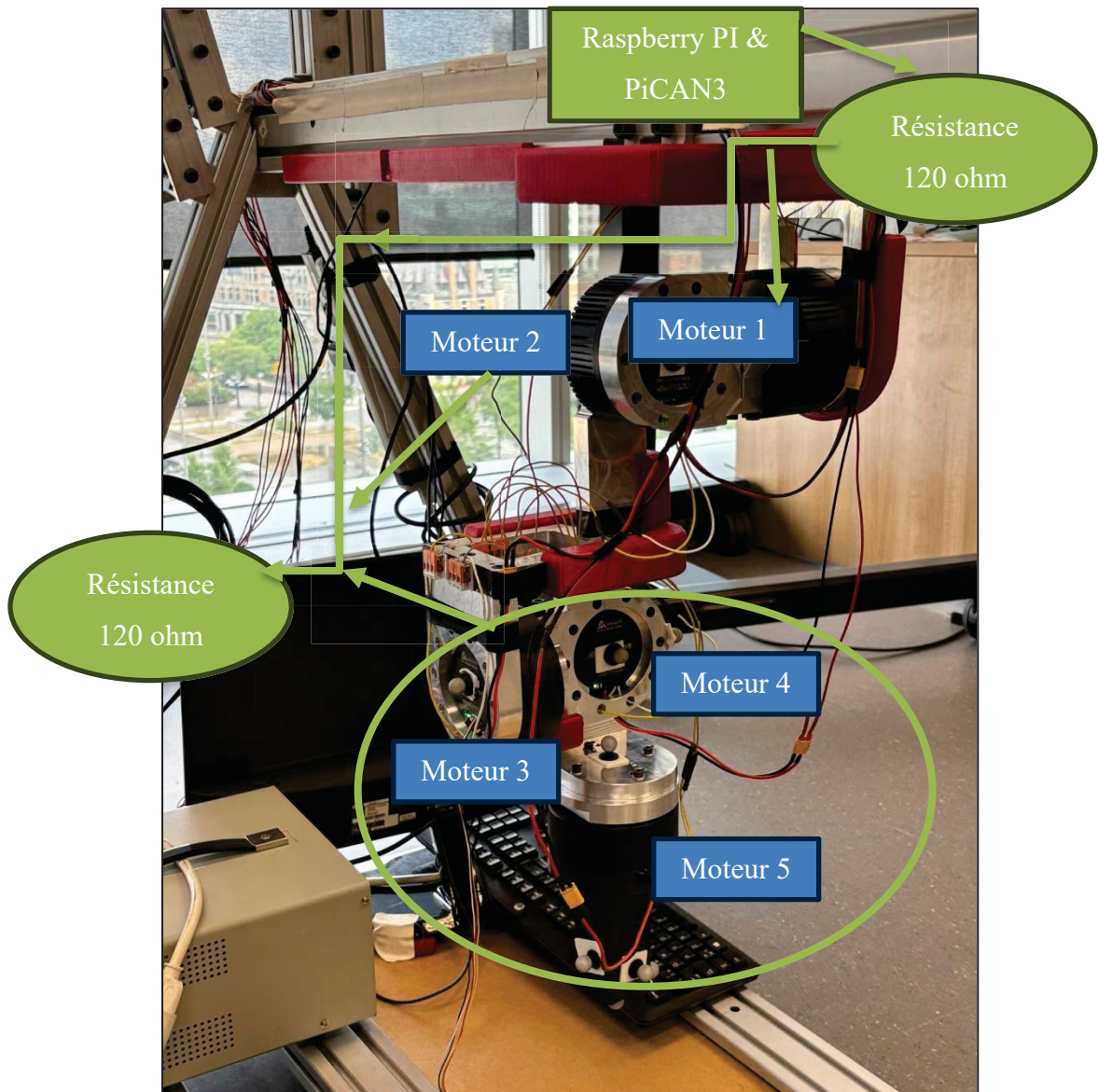


Figure-A-VII-1 Image du simulateur pour le schéma de la communication



## ANNEXE VIII

### PROCÉDURE DE CONFIGURATION SIMULINK/RASPBERRY PI

Pour relier Simulink au Raspberry Pi équipé de la carte PiCAN3, plusieurs étapes logicielles sont nécessaires :

1. Installer **SocketCAN** et les utilitaires associés avec :

`sudo apt-get install can-utils`

2. Configurer les blocs Simulink pour utiliser l'interface CAN0. Certains blocs exigent une gestion explicite de l'endianess et la conversion entre int16 et uint8.
3. Installer **MinGW** sur l'hôte pour permettre la génération de code et la communication correcte avec le Raspberry Pi.
4. Corriger les erreurs fréquentes telles que XCP TCP/IP error en ajustant la configuration du modèle et en vérifiant l'adressage réseau.



## ANNEXE IX

### SIMULINK LECTURE POSITION INITIALE DES 5 MOTEURS

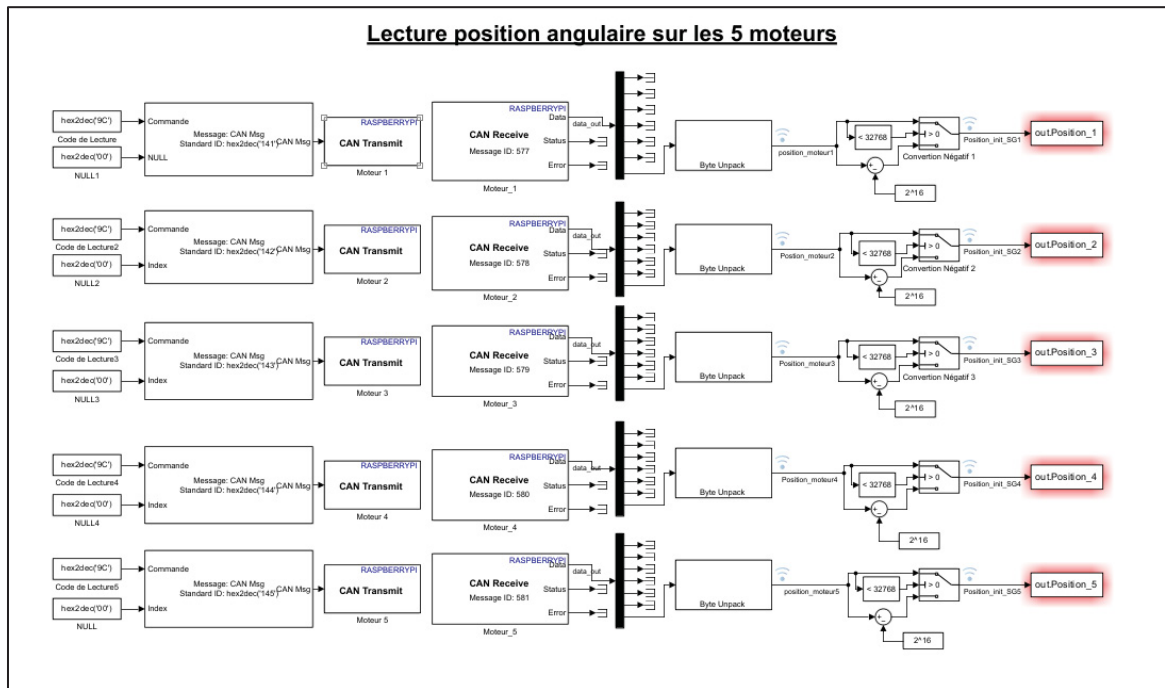


Figure-A-IX-1 Bloc Simulink pour la lecture des positions initiales des 5 moteurs via la commande 9C



## ANNEXE X

### LOGICIEL MYACTUATOR



Figure-A-X-1 Interface du logiciel MyActuator affichant la position en temps réel du moteur



## ANNEXE XI

### SIMULINK RETOUR À ZÉRO DES MOTEURS POUR POSITION RÉFÉRENCE

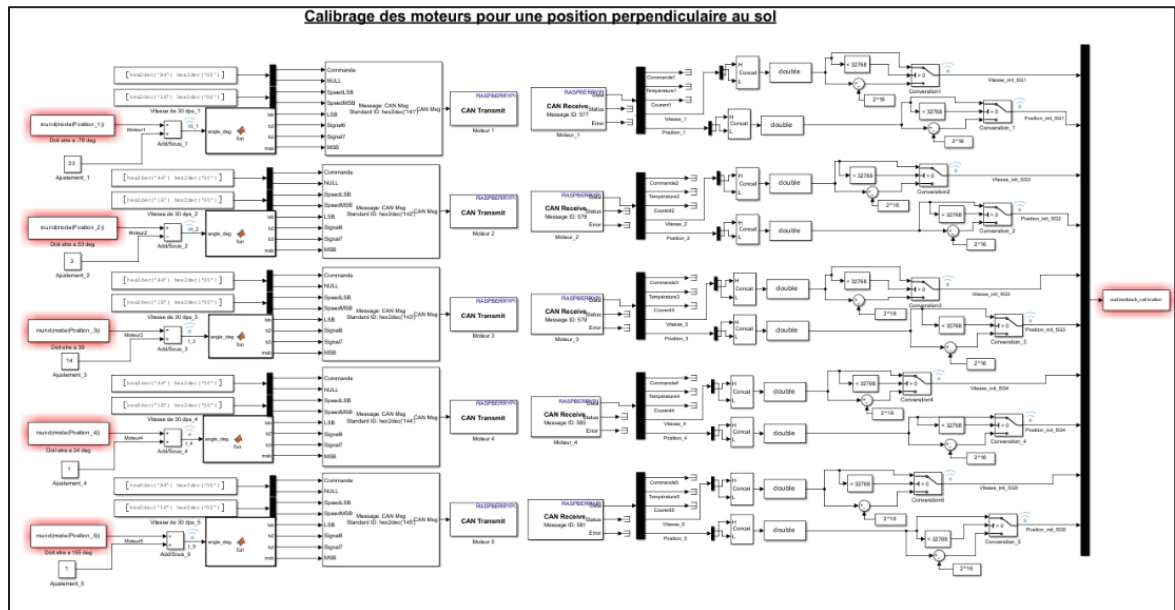


Figure-A-XI-1 Bloc Simulink du retour à zéro des moteurs pour atteindre la position perpendiculaire au sol



## ANNEXE XII

### SIMULINK EXÉCUTION DU PROFIL DE MARCHÉ 5 MOTEURS

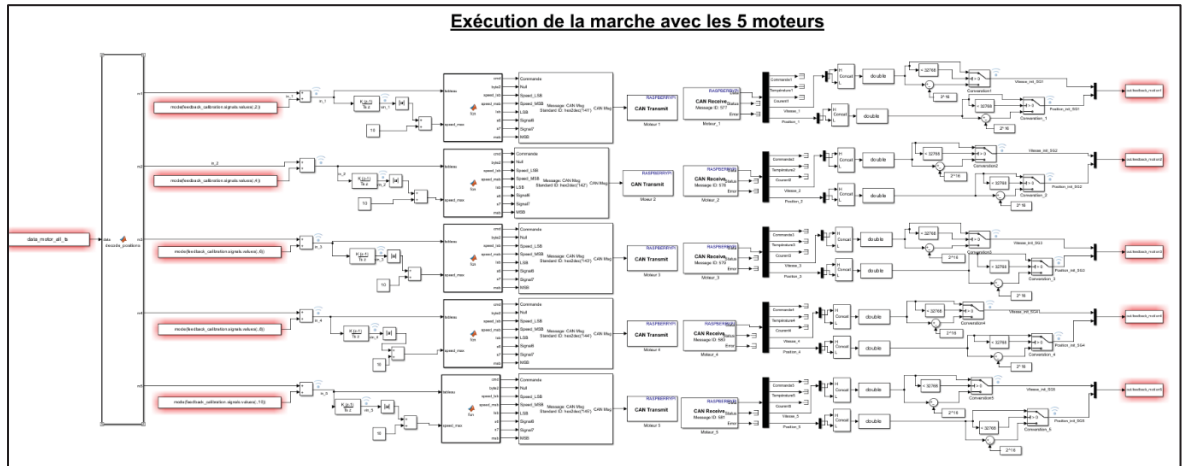


Figure-A-XII-1 Bloc Simulink d'exécution du profil de marche avec les cinq moteurs



## ANNEXE XIII

### DOCUMENTATION DES PROTOCOLES MYACTUATOR

L'utilisation du logiciel MyActuator permet de modifier directement les paramètres internes des moteurs. En particulier, il est nécessaire de définir l'accélération et la décélération à zéro afin d'éviter que le contrôleur applique une planification interne qui arrondit et retarde les trajectoires.

Procédure typique :

1. Ouvrir le logiciel MyActuator et connecter le moteur via l'interface CAN.
2. Accéder au menu de configuration des paramètres.
3. Régler **Acceleration = 0** et **Deceleration = 0**.
4. Sauvegarder les paramètres et redémarrer le moteur.

Cette configuration permet au moteur d'exécuter un suivi linéaire immédiat sans interpolation.

The screenshot shows the 'Assistant 3.0' window with the 'Advanced' tab selected. The interface is divided into two main sections: 'Protect Parameters' on the left and 'Plan Parameters' on the right. The 'Plan Parameters' section contains several fields for configuring motor movement, including position, speed, and acceleration/deceleration limits. A red rectangular box highlights the 'Position Plan Max Acc' and 'Position Plan Max Dec' fields, both of which are set to '0'. Other visible fields include 'Max Positive Position' (65535), 'Max Negative Position' (65535), 'Position Plan Max Speed' (750), 'Speed Plan Max Acc' (10000), 'Speed Plan Max Dec' (10000), and 'Motor Position Zero' (-35818). At the bottom of the window, there are 'Read Data' and 'Write Data' buttons.

| Parameter                     | Value  |
|-------------------------------|--------|
| Current Loop Kp Max           | 1      |
| Current Loop Ki Max           | 0.5    |
| Speed Loop Kp Max             | 0.05   |
| Speed Loop Ki Max             | 0.005  |
| Position Loop Kp Max          | 0.5    |
| Position Loop Ki Max          | 0.005  |
| Position Loop Kd Max          | 0      |
| Over Voltage (V)              | 55     |
| Low Voltage (V)               | 20     |
| Stall Time Limit (s)          | 0      |
| Brake Mode                    | Relay  |
| Relay Start Duty (%)          | 50     |
| Current Sample Res (mΩ)       | 5      |
| Relay Hold Duty (%)           | 20     |
| Max Positive Position (deg)   | 65535  |
| Max Negative Position (deg)   | 65535  |
| Position Plan Max Acc (dps/s) | 0      |
| Position Plan Max Dec (dps/s) | 0      |
| Position Plan Max Speed (RPM) | 750    |
| Speed Plan Max Acc (dps/s)    | 10000  |
| Speed Plan Max Dec (dps/s)    | 10000  |
| Motor Position Zero (Pulse)   | -35818 |

Figure-A-XIII-1 Paramètres Accélération et Décélération à 0



## **ANNEXE XIV**

### **PROCÉDURES DE CALIBRATION ET MAINTENANCE MOTEURS**

Les moteurs MyActuator nécessitent parfois une calibration après certaines pannes ou incohérences de démarrage. Ces opérations reposent sur l'utilisation de fichiers propriétaires fournis par le fabricant et d'outils logiciels spécifiques.

Procédure typique :

1. Connecter le moteur à l'outil de configuration du constructeur via un adaptateur CAN-USB.
2. Ouvrir le logiciel de configuration fourni par MyActuator.
3. Charger le fichier de calibration fourni par le fabricant.
4. Vérifier et, si nécessaire, ajuster les valeurs de position zéro.
5. Sauvegarder la calibration et redémarrer le moteur.
6. Effectuer un test simple de consigne pour confirmer la cohérence.

Ces démarches se sont révélées longues et complexes en raison du support technique limité et de la dépendance à des fichiers non modifiables. Néanmoins, elles étaient essentielles pour remettre en service certains moteurs et poursuivre les expérimentations.



## BIBLIOGRAPHIE

- Allard, Paul, Régis Lachance, Rachid Aissaoui et Morris Duhaime. 1996. « Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait ». *Human Movement Science*, vol. 15, n° 3, p. 327-346. <[https://doi.org/10.1016/0167-9457\(96\)00004-8](https://doi.org/10.1016/0167-9457(96)00004-8)>.
- Apkarian, Jacob, Stephen Naumann et Bonnie Cairns. 1989. « A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb ». *Journal of Biomechanics*, vol. 22, n° 2, p. 143-155. <[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90037-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90037-7)>.
- Calais-Germain. 2023. *Anatomie pour le mouvement. Introduction à l'analyse des techniques corporelles N. éd. par CALAIS-GERMAIN, BLANDINE\*GERMAIN, FRANÇOIS*. <[http://www.renaud-bray.com/Livres\\_Produit.aspx?id=4051322&def=Anatomie+pour+le+mouvement.+Introduction+%c3%a0+l%27analyse+des+techniques+corporelles+N.+%c3%a9d.%2cCALAIS-GERMAIN%2c+BLANDINE%2cGERMAIN%2c+FRAN%c3%87OIS%2c9782364032255&utm\\_campaign=partage-réseaux-sociaux&utm\\_medium=réseaux-sociaux&utm\\_source=facebook-like](http://www.renaud-bray.com/Livres_Produit.aspx?id=4051322&def=Anatomie+pour+le+mouvement.+Introduction+%c3%a0+l%27analyse+des+techniques+corporelles+N.+%c3%a9d.%2cCALAIS-GERMAIN%2c+BLANDINE%2cGERMAIN%2c+FRAN%c3%87OIS%2c9782364032255&utm_campaign=partage-r%C3%A9seaux-sociaux&utm_medium=r%C3%A9seaux-sociaux&utm_source=facebook-like)>. Consulté le 19 octobre 2025.
- Dežman, Miha, Stefano Massardi, David Pinto-Fernandez, Victor Grosu, Carlos Rodriguez-Guerrero, Jan Babič et Diego Torricelli. 2023. « A mechatronic leg replica to benchmark human–exoskeleton physical interactions ». *Bioinspiration & Biomimetics*, vol. 18, n° 3, p. 036009. <<https://doi.org/10.1088/1748-3190/acda8>>.
- Elektor. 2025. « PiCAN 3 (CAN-Bus Board for Raspberry Pi 4 with 3 A SMPS & RTC) ». In *Elektor*. <<https://www.elektor.com/products/pican-3-can-bus-board-for-raspberry-pi-4-with-3-a-sm-ps-rtc>>. Consulté le 3 septembre 2025.
- Herzig, Nicolas. 2016. « De la conception à la commande d'une nouvelle interface haptique 4 axes hybride pneumatique électrique pour la simulation d'accouchement : Le BirthSIM ». phdthesis, Université de Lyon. <<https://theses.hal.science/tel-02067733>>. Consulté le 21 septembre 2025.
- Jacquet, Emmanuelle. 2025. « CARACTÉRISATION DE MOTEURS D'UN SIMULATEUR DE GENOU ».
- Larousse, Éditions. [s d]. « Définitions : circumduction - Dictionnaire de français Larousse ». <<https://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/circumduction/16159>>. Consulté le 17 octobre 2025.
- Latour, Fabrice. 2020. « Analysis of postural stability of the human body during the execution of standing industrial hand tasks ». masters, École de technologie supérieure, 148 p. <<https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/2640/>>. Consulté le 8 septembre 2025.

- Massardi, Stefano, David Rodriguez-Cianca, Massimo Cenciarini, Daniel Clos Costa, Josep M. Font-Llagunes, Juan C. Moreno, Matteo Lancini et Diego Torricelli. 2023. « Systematic Evaluation of a Knee Exoskeleton Misalignment Compensation Mechanism Using a Robotic Dummy Leg ». In *2023 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. (septembre 2023), p. 1-6. <<https://doi.org/10.1109/ICORR58425.2023.10304761>>. Consulté le 8 juin 2024.
- Mortreux, Estéban. 2023. « ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE UNIVERSITÉ DU QUÉBEC ».
- MyActuator. 2024. *RMD-X Motor Motion Protocol V4.01*.
- MyActuator. [s d]. *RMD-X V3 Series Product Manual.pdf*. <<https://www.myactuator.com/downloads-xseries>>. Consulté le 1 janvier 2023a.
- MyActuator. [s d]. *RMD-X V2 Series Product Manual.pdf*. <<https://www.myactuator.com/downloads-xseries>>. Consulté le 1 janvier 2023b.
- Nicola Hagemeister. 2018. « La genougraphie : mieux évaluer la fonction dynamique du genou ». In *ÉTS Montréal*. <<https://www.etsmtl.ca/actualites/genougraphie-mieux-evaluer-fonction-dynamique-genou>>. Consulté le 21 septembre 2025.
- Reese, Nancy Berryman et William D. Bandy. 2016. *Joint Range of Motion and Muscle Length Testing - E-Book: Joint Range of Motion and Muscle Length Testing - E-Book*. Elsevier Health Sciences, 578 p.
- Singh, Abhishek. 2021. « Raspberry Pi 4 Pinout, Specifications and Applications ». *Hackatronic*. <<https://www.hackatronic.com/raspberry-pi-4-specifications-pin-diagram-and-description/>>. Consulté le 3 septembre 2025.
- Winter, David A. 2009. *Biomechanics and motor control of human movement*, 4th ed. Hoboken, N.J : Wiley.
- Wu, Ge, Sorin Siegler, Paul Allard, Chris Kirtley, Alberto Leardini, Dieter Rosenbaum, Mike Whittle, Darryl D D'Lima, Luca Cristofolini, Hartmut Witte, Oskar Schmid et Ian Stokes. 2002. « ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine ». *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 4, p. 543-548. <[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6)>.