
UNIVERSITÉ DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE HOUARI BOUMEDIENE (USTHB)
FACULTÉ DE GÉNIE MÉCANIQUE ET DE GÉNIE DES PROCÉDÉS
DÉPARTEMENT DE CONSTRUCTION MÉCANIQUE ET PRODUCTIQUE

Conception d'un Exosquelette Pédiatrique pour les Membres Inférieurs

Résumé de Mémoire de Fin d'Études (PFE) – Master

Génie Mécanique – Option : Fabrication Mécanique et Productique
Année universitaire 2025–2026

Présenté par : HADDOUCHE El Houssein Djamel Eddine
MERRAH Chemseddine

Encadrant : Pr. BELOUCHRANI Mohamed Lamine (CMP-USTHB)

Co-encadrant : Mr. ZENADI Karim (ENP)

Institution : USTHB, Alger

Mots-clés : Exosquelette pédiatrique, rééducation à la marche, commande PID, Lagrange, OpenSim, MATLAB, aluminium 7075-T6, prototypage rapide

Résumé

Ce projet de fin d'études porte sur la **conception complète et le prototypage d'un exosquelette pédiatrique des membres inférieurs** destiné à l'assistance et à la rééducation de la marche chez les enfants présentant des troubles locomoteurs (taille 100–150 cm, masse ≤ 40 kg). L'étude comprend une modélisation dynamique par la méthode de Lagrange (6 DOF), une simulation sous OpenSim et MATLAB pour le dimensionnement des actionneurs (couples requis : hanche ≤ 56 N·m, genou ≤ 45 N·m), une conception mécanique validée par éléments finis (Abaqus) et une conception électronique avec commande PID embarquée. Un prototype réduit a été réalisé et testé, confirmant la faisabilité du mouvement de marche reproduit par le système.



Table des matières

Liste des abréviations	2
1 Introduction générale	3
2 Chapitre I – Étude bibliographique	3
2.1 Définition et classification des exosquelettes	3
2.2 Biomécanique de la marche humaine	4
3 Chapitre II – Étude dynamique de l'exosquelette	4
3.1 Modèle cinématique et dynamique	4
3.2 Simulation sous OpenSim	5
3.3 Résultats des couples articulaires (MATLAB)	5
4 Chapitre III – Conception générale de l'exosquelette	6
4.1 Analyse fonctionnelle	6
4.2 Architecture mécanique générale	6
4.3 Système d'actionnement	7
4.4 Système d'ajustement morphologique	8
4.5 Matériaux retenus et justification	8
4.6 Coque anatomique de maintien	8
4.7 Validation structurelle par éléments finis (Abaqus)	9
5 Chapitre III (suite) – Conception électronique et commande	9
5.1 Architecture électronique	9
5.2 Alimentation électrique	10
5.3 Modèle MATLAB de l'exosquelette (Rigid Body Tree)	10
5.4 Loi de commande – Régulateur PID	11
6 Chapitre IV – Prototypage et essais expérimentaux	11
6.1 Réalisation du prototype	11
6.2 Essais expérimentaux	11
6.3 Bilan financier du projet	12
7 Conclusion générale et perspectives	12
7.1 Synthèse des contributions	12
7.2 Perspectives	12
8 Références bibliographiques principales	12

Liste des abréviations

Abréviation	Signification
BMS	Battery Management System (Système de gestion de batterie)
CAO	Conception Assistée par Ordinateur
CAN	Controller Area Network (bus de communication série)
DOF	Degree of Freedom (degré de liberté)
E/S	Entrées/Sorties
FC	Fonction Contrainte
FP	Fonction Principale
GRF	Ground Reaction Forces (Forces de réaction au sol)
I2C	Inter-Integrated Circuit (protocole de communication)
ID	Dynamique Inverse (Inverse Dynamics)
IK	Cinématique Inverse (Inverse Kinematics)
IMU	Inertial Measurement Unit (centrale inertielle)
LEEX	Lower Extremity Exoskeletons
N·m	Newton-mètre (unité de couple)
PFE	Projet de Fin d'Études
PID	Proportionnel-Intégral-Dérivé (loi de commande)
PWM	Pulse Width Modulation (modulation de largeur d'impulsion)
USTHB	Université des Sciences et de la Technologie Houari Boume- diene

Introduction générale

La marche est l'une des fonctions locomotrices les plus fondamentales de l'être humain. Chez les enfants atteints de troubles moteurs (paralysie cérébrale, maladies neuromusculaires, lésions médullaires), cette capacité peut être partiellement ou totalement perdue, réduisant drastiquement leur autonomie et leur qualité de vie.

Les **exosquelettes des membres inférieurs** constituent une réponse technologique prometteuse à ce défi, en fournissant une assistance mécanique active aux articulations et en reproduisant les cycles de marche physiologiques. Cependant, la conception de ces dispositifs pour la population pédiatrique reste largement sous-développée par rapport aux solutions adultes, en raison de plusieurs contraintes spécifiques :

- **Morphologie variable et croissance** : les dimensions corporelles d'un enfant évoluent rapidement – tout dispositif doit être réglable pour couvrir une plage de tailles et de masses représentative.
- **Légèreté obligatoire** : un système trop lourd serait contreproductif pour un enfant, qui ne pourrait pas en supporter le poids.
- **Sécurité renforcée** : les charges autorisées sur les articulations en croissance sont plus faibles qu'en adulte ; les risques de blessure lors d'une défaillance sont critiques.
- **Simplicité d'utilisation** : l'enfant et le soignant doivent pouvoir enfilet et retirer le dispositif rapidement (≤ 60 s).

Question centrale du projet

Comment concevoir un exosquelette pédiatrique léger, ajustable et sûr, capable d'assister le mouvement de marche sur un cycle complet, en s'appuyant sur une étude dynamique rigoureuse pour dimensionner les actionneurs ?

Ce mémoire répond à cette question en construisant une filière complète : modélisation dynamique → dimensionnement des actionneurs → conception mécanique → conception électronique → prototypage → validation expérimentale.

Chapitre I – Étude bibliographique

Définition et classification des exosquelettes

Un exosquelette est un système robotique portable fixé à l'extérieur du corps humain, doté d'un cadre mécanique et d'une alimentation en énergie qui lui permettent d'assister, de compléter ou de remplacer les mouvements des membres. Les exosquelettes des membres inférieurs se classifient selon :

- **La structure cinématique** : exosquelettes à structure rigide en parallèle avec le membre, à structure souple, ou hybrides.
- **La technologie d'actionnement** : moteurs électriques (avec ou sans réducteur), vérins hydrauliques/pneumatiques, actionneurs à câbles.
- **Le degré d'autonomie de commande** : contrôle entièrement actif, semi-passif, ou passif avec stockage d'énergie.

Pour un usage pédiatrique, les contraintes de légèreté et de compacité orientent clairement vers les **actionneurs électriques compacts avec réducteurs planétaires**, qui offrent le meilleur rapport couple/masse.

Biomécanique de la marche humaine

Le cycle de marche se divise en deux phases :

- **Phase d'appui (stance, $\approx 60\%$)** : le pied est en contact avec le sol ; le membre supporte et transfère le poids du corps.
- **Phase d'oscillation (swing, $\approx 40\%$)** : le pied est en l'air ; le membre avance pour préparer le contact suivant.

Au cours d'un cycle complet, les couples articulaires de la hanche et du genou atteignent des valeurs significatives (plusieurs dizaines de N·m) qui doivent être reproduits par les actionneurs de l'exosquelette. La quantification précise de ces couples est l'objet central du chapitre suivant.

Chapitre II – Étude dynamique de l'exosquelette

Modèle cinématique et dynamique

L'exosquelette est modélisé comme un **système à 6 degrés de liberté actionnés** (hanche droite/gauche + genou droit/gauche, dans le plan sagittal) plus 2 DOF de translation du tronc-bassin, soit un système complet à 8 DOF (figure 1).

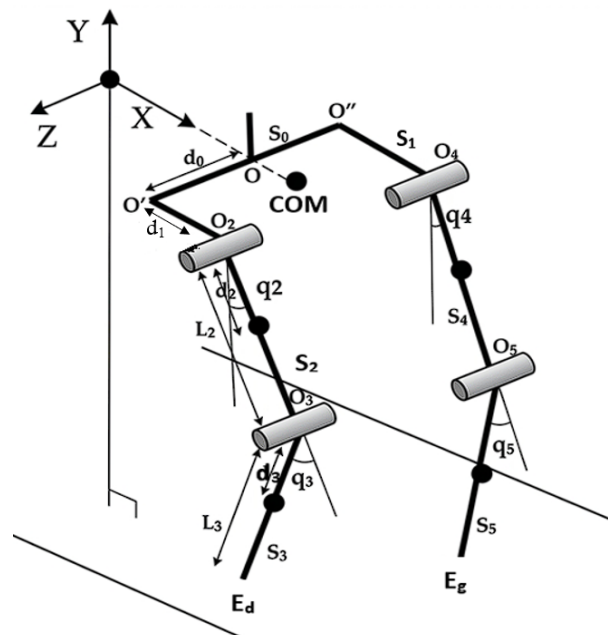


FIGURE 1 – Schéma cinématique de l'exosquelette : base flottante (S_0 , S_1), membres droit (S_2 , S_3) et gauche (S_4 , S_5), avec les variables articulaires q_2 à q_5 et les centres de gravité de chaque segment.

Les équations du mouvement sont établies via le **formalisme de Lagrange** :

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

où Γ_i désigne le couple ou la force associée à la $i^{\text{ème}}$ variable de contrôle q_i , E_c l'énergie cinétique et E_p l'énergie potentielle du système. La matrice de Coriolis et le vecteur de gravité sont dérivés symboliquement puis implémentés numériquement sous MATLAB.

Simulation sous OpenSim

Le modèle musculo-squelettique **Gait2392** (23 DOF, 92 actionneurs musculo-tendineux, initialement paramétré pour un adulte de 1,80 m / 75 kg) est mis à l'échelle pour un enfant de **12 ans (H = 1,50 m, M = 49 kg)** :

- Ratio de masse : 0,532 (forces et moments GRF pondérés).
- Ratio de taille : 0,833 (centre de pression mis à l'échelle).

La cinématique inverse (IK) détermine les angles articulaires à partir des trajectoires de marqueurs; la dynamique inverse (ID) calcule ensuite les moments articulaires en intégrant les forces de réaction au sol (GRF).

Résultats des couples articulaires (MATLAB)

La simulation MATLAB, qui intègre les données cinématiques et cinétiques issues d'OpenSim dans le modèle dynamique de l'exosquelette, fournit les couples requis sur un cycle de marche complet (figures 2 et 3).

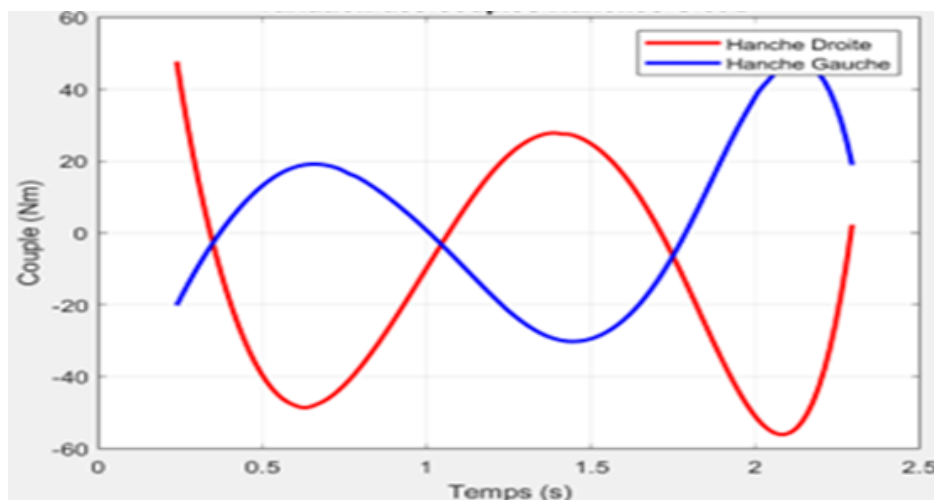


FIGURE 2 – Évolution du couple à la hanche (Hanche Droite et Gauche) sur un cycle de marche – simulation MATLAB. Couple maximal : 56,03 N·m (droite), 47,68 N·m (gauche).

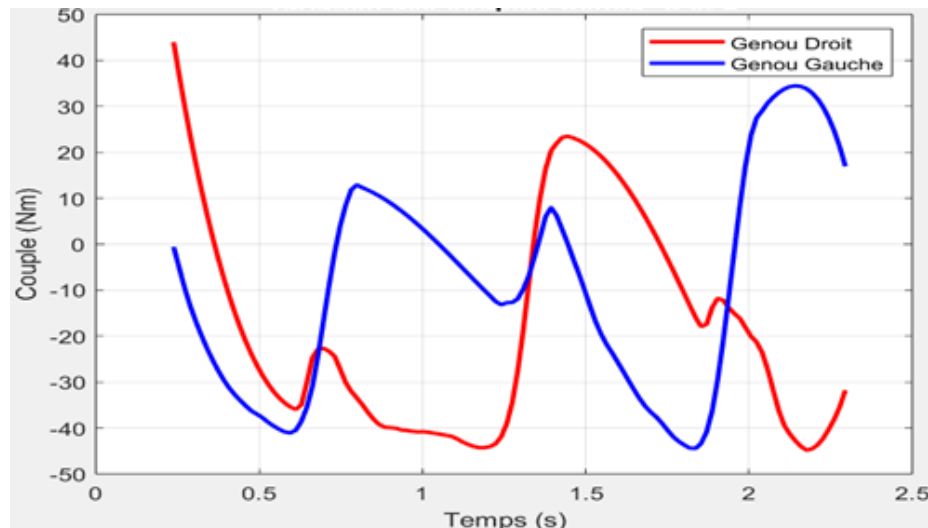


FIGURE 3 – Évolution du couple au genou (Genou Droit et Gauche) sur un cycle de marche – simulation MATLAB. Couple maximal : 44,83 N·m (droit), 44,45 N·m (gauche).

Couples maximaux requis pour le dimensionnement des actionneurs

Articulation	Côté droit	Côté gauche
Hanche	56,03 N·m	47,68 N·m
Genou	44,83 N·m	44,45 N·m

Ces valeurs constituent la base de dimensionnement du système actionneur (moteur + réducteur planétaire) présenté au chapitre III.

Chapitre III – Conception générale de l'exosquelette

Analyse fonctionnelle

L'analyse fonctionnelle (diagrammes bête à cornes, pieuvre, FAST) aboutit au cahier des charges fonctionnel quantifié suivant :

Fonction	Critère	Niveau
FP – Assister la marche	Couverture du cycle de marche	100 %
FC1 – Stabilité	Maintien de l'équilibre	≥ 95 % du temps
FC2 – Facilité d'utilisation	Temps d'habillage/déshabillage	≤ 60 s
FC3 – Adaptabilité	Plage de taille utilisable	1,00–1,50 m
FC4 – Autonomie	Durée de fonctionnement continu	≥ 20 min
FC5 – Sécurité	Incidents pendant le fonctionnement	0
FC6 – Légèreté	Masse totale du dispositif	≤ 9 kg

Architecture mécanique générale

La conception retenue est une **architecture bilatérale et symétrique** (figure 4), avec les caractéristiques principales suivantes :

Paramètre	Valeur
Masse totale	8,3 kg
Utilisateur cible	Enfant, taille 1,00–1,50 m, masse ≤ 40 kg
DOF actionnés	4 (hanche G/D + genou G/D), plan sagittal
Matériaux structurels	Aluminium 7075-T6 (segments), 6061-T6 (supports)
Matériaux pièces 3D	PA11 (coques anatomiques), PA12-CF (actionneurs)



FIGURE 4 – Rendu CAO de l'exosquelette pédiatrique complet : coque dorsale de maintien (haut), actionneurs de hanche et de genou, segments cuisse/tibia en aluminium avec glissières télescopiques, supports de pied, et ressorts d'équilibre.

Système d'actionnement

L'étude dynamique ayant fixé les couples requis (56 N·m à la hanche), le système actuateur retenu combine :

- **Moteur** : GIM8108 brushless, 21 paires de pôles, couple nominal 20 N·m – excellent pour la stabilité à basse vitesse.
- **Réducteur planétaire** : rapport 1 :10, imprimé en PA12-CF (résistant, léger), validé mécaniquement avec un coefficient de sécurité $s = 1,15$ (figure 5).
- **Couple en sortie** : $20 \times 10 = 200$ N·m théorique, largement supérieur aux 56 N·m requis.

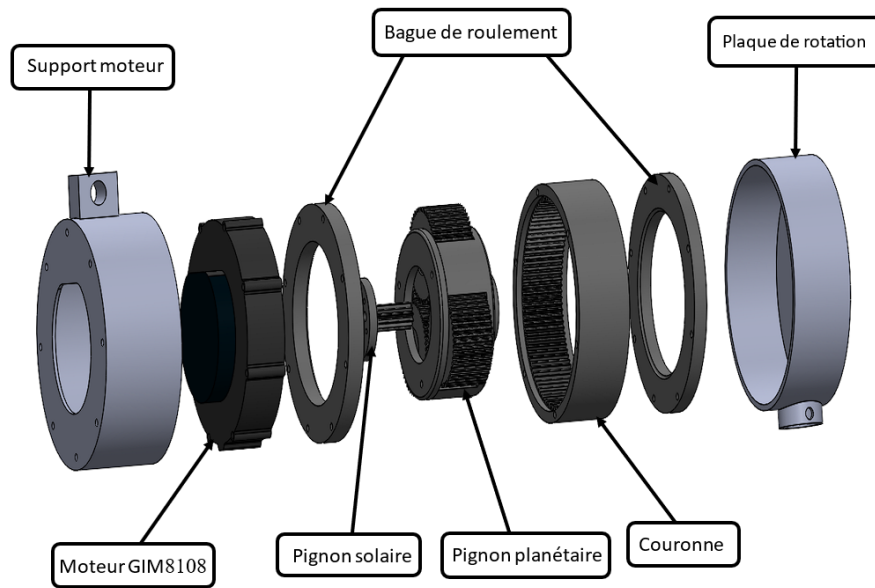


FIGURE 5 – Vue éclatée du système actuateur : moteur GIM8108 (gauche), bague de roulement, pignon solaire, pignon planétaire, couronne, et plaque de rotation (droite). L'ensemble est imprimé en PA12-CF (fibre de carbone chargée).

Système d'ajustement morphologique

Pour couvrir la plage de tailles 1,00–1,50 m, chaque segment (cuisse et tibia) intègre un **système télescopique en aluminium 7075-T6** :

- Tube extérieur fixe + tube intérieur coulissant.
- Blocage par bouton-poussoir à ressort positionné sur le tube intérieur.
- Réglage rapide sans outil, compatible avec l'exigence ≤ 60 s.

Matériaux retenus et justification

Le choix des matériaux résulte d'un compromis entre légèreté, résistance mécanique, disponibilité et coût :

Pièce	Matériau	σ_e (MPa)	Justification
Segments cuisse/tibia	AL 7075-T6	503	Meilleur ratio résistance/masse de la série 7000
Supports pied, coliers	AL 6061-T6	276	Bonne soudabilité, rapport qualité/prix
Coques anatomiques, semelles	PA11 (3D)	45	Légèreté, flexibilité, biocompatibilité
Corps des actionneurs	PA12-CF (3D)	90	Rigidité accrue grâce à la fibre de carbone
Axes d'articulation	C45 (acier)	390	Résistance à la fatigue en rotation

Coque anatomique de maintien

La **coque anatomique supérieure** (imprimée en PA11) épouse la forme du tronc inférieur de l'enfant et remplit trois fonctions :

- **Maintien du tronc** : la coque dorsale distribue les forces de réaction sur la plus grande surface possible pour éviter les points de pression locaux.
- **Points d’ancrage du harnais** : des inserts métalliques intégrés reçoivent les sangles de sécurité (6× vis résistant à un effort de cisaillement de 1,49 MPa pour un effort total de 63,18 N, largement inférieur à la contrainte admissible de 21 MPa).
- **Liaison mécanique** : le système de liaison latérale haute transmet les efforts entre la coque et la structure mécanique de la jambe (montants, moteurs, segments).

Validation structurelle par éléments finis (Abaqus)

Les pièces critiques (plaque de hanche AL7075-T6, segment cuisse en tube AL7075-T6) sont vérifiées sous **Abaqus** en conditions de charge maximale. Le critère retenu est la contrainte équivalente de Von Mises comparée à la limite élastique du matériau. Les résultats de simulation confirment que les marges de sécurité sont respectées pour toutes les pièces structurelles, et que les sections retenues (tubes, plaques) présentent des niveaux de contrainte acceptables sous les charges de marche les plus sévères.

Chapitre III (suite) – Conception électronique et commande

Architecture électronique

Composant	Description	Rôle
Arduino Mega 2560	Microcontrôleur 16 MHz, 54 E/S	Unité centrale de commande
MCP2515	Contrôleur CAN bus	Communication inter-actionneurs
MPU-6050 (×4)	IMU 6 axes (acc. + gyro.)	Mesure des angles articulaires
TCA9548A	Multiplexeur I2C 8 canaux	Adressage des 4 IMU
HC-05	Module Bluetooth	Supervision sans fil
SD Module	Carte mémoire	Enregistrement des données
JBD Smart BMS	Gestion de batterie	Protection + équilibrage cellules

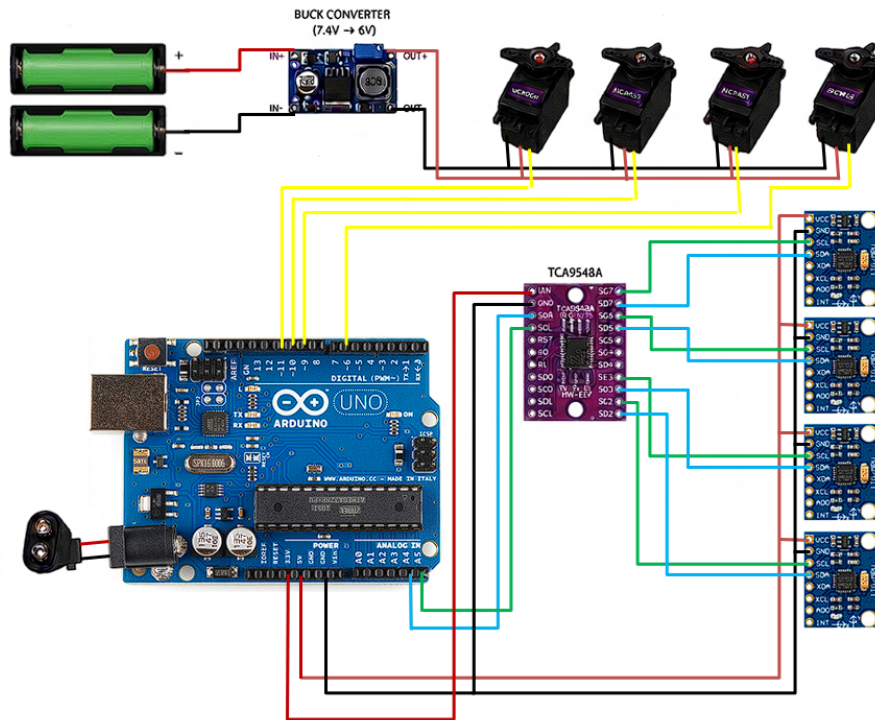


FIGURE 6 – Schéma de câblage du prototype réduit : Arduino Uno + TCA9548A (multiplexeur I2C) + 4 servomoteurs MG-996R + 4 capteurs IMU MPU-6050 + convertisseur Buck 7,4 V → 6 V + batteries Li-ion.

Alimentation électrique

- **Pack batterie** : configuration 13S2P, tension nominale 48 V, capacité 10 Ah.
- **Autonomie calculée** : ≈ 22 minutes de fonctionnement continu (répond à l'exigence FC4 : ≥ 20 min).
- **Recharge** : chargeur 54,6 V / 8 A, temps de charge réel $\approx 1,39$ h (+ 0,3 h d'équilibrage).
- **Conversion DC-DC** : convertisseur 48 V → 12 V / 20 A pour l'électronique embarquée.

Modèle MATLAB de l'exosquelette (Rigid Body Tree)

La modélisation MATLAB utilise l'objet `robotics.RigidBodyTree` pour représenter l'exosquelette comme un arbre cinématique. Les paramètres anthropométriques sont définis conformément aux tables de Winter/Huston (pour un sujet de 1,50 m / 49 kg) :

Paramètre	Formule	Valeur (H=1,50 m)
Longueur du fémur L_{v1}	$0,284 \times H$	0,426 m
Longueur du tibia L_{v2}	$0,246 \times H$	0,369 m
Demi-largeur du bassin L_w	$0,191 \times H/2$	0,143 m
Masse cuisse m_2	$0,10 \times M$	4,9 kg
Masse jambe m_3	$0,0465 \times M$	2,3 kg

La passerelle OpenSim → MATLAB permet d'exploiter la précision biomécanique d'OpenSim (cinématique inverse, forces GRF réelles) tout en bénéficiant de la flexibilité de MATLAB pour la simulation robotique et l'évaluation des couples actionneurs en temps réel simulé.

Loi de commande – Régulateur PID

La commande retenue est un **régulateur PID** embarqué sur Arduino Mega, qui compare l'angle articulaire mesuré par les IMU (MPU-6050) à la trajectoire de référence générée à partir des données OpenSim, et génère en temps réel les consignes de couple envoyées aux actionneurs via le bus CAN.

Cette architecture offre :

- Simplicité de réglage et robustesse (adaptation à différents enfants sans re-modélisation complète).
- Temps de réponse compatible avec la dynamique de la marche (fréquence articulaire < 2 Hz).
- Possibilité d'extension future vers une commande par couple calculé ou par apprentissage, en utilisant le même hardware.

Chapitre IV – Prototypage et essais expérimentaux

Réalisation du prototype

Un prototype réduit a été fabriqué afin de valider les principes cinématiques du système de marche. Les composants du prototype utilisent des servomoteurs MG-996R (couple 1,5 N·m) en lieu et place des actionneurs GIM8108 finaux, ce qui en fait un **prototype fonctionnel d'évaluation** plutôt qu'un prototype aux couples réels.

Les éléments fabriqués incluent :

- **Structure mécanique** : parties imprimées en 3D (PA11), tubes en aluminium pour les segments.
- **Système électronique** : câblage complet selon le schéma de la figure 6, soudure des connexions pour fiabilité.
- **Logiciel** : programme Arduino intégrant la lecture des capteurs IMU (I2C via multiplexeur TCA9548A), le calcul PID et la génération des signaux PWM vers les servomoteurs.

Essais expérimentaux

Les essais ont été conduits en fixant le prototype sur une **structure en bois** (plutôt qu'en configuration portée), afin de se concentrer sur la validation du mouvement de marche sans avoir à résoudre simultanément les problèmes d'équilibre (problème orthogonal, géré naturellement par le porteur dans la version finale).

Résultats des essais expérimentaux

- Le système reproduit correctement la cinématique de marche (succession des phases d'appui et d'oscillation).
- La synchronisation hanche-genou est assurée par le programme Arduino.
- Le contrôle PID converge vers les trajectoires articulaires de référence issues de la simulation OpenSim.
- **Conclusion : la faisabilité du système est confirmée.**

Bilan financier du projet

Poste	Coût estimé (DA)
Le dos (coque dorsale, impression 3D)	12 500
Alimentation (batterie, BMS, chargeur, convertisseur)	100 500
Électronique (Arduino, IMU, Bluetooth, SD, CAN)	8 800
Système actionneur (4 actionneurs)	40 500
Système morphologique (tubes, glissières)	13 000
Système d'équilibre (ressorts, semelles)	13 500
Câblage	10 000
Total estimé	345 800 DA

Conclusion générale et perspectives

Synthèse des contributions

Ce projet a mené une filière d'ingénierie complète, de la modélisation à la validation expérimentale, pour un exosquelette pédiatrique des membres inférieurs :

1. **Modélisation dynamique rigoureuse** par la méthode de Lagrange, implémentée dans MATLAB avec une passerelle vers OpenSim, permettant de quantifier précisément les couples requis : **56 N·m (hanche) et 45 N·m (genou)**.
2. **Conception mécanique complète** (architecture bilatérale, 8,3 kg), avec actionneurs GIM8108 + réducteurs planétaires PA12-CF (rapport 1 :10), système télescopique AL7075-T6, et validation par éléments finis (Abaqus).
3. **Conception électronique intégrée** (Arduino Mega, CAN bus, 4×IMU, Bluetooth), alimentation 48 V/10 Ah (autonomie \approx 22 min), et loi de commande PID embarquée.
4. **Prototypage et validation expérimentale** confirmant la faisabilité de la reproduction du mouvement de marche.

Perspectives

- Remplacer les servomoteurs du prototype par les actionneurs GIM8108 finaux pour atteindre les couples réels de marche.
- Réaliser des essais en conditions portées (enfant équipé, avec kinésithérapeute).
- Étendre le modèle dynamique à la cheville (3 DOF actionnés par jambe) pour un contrôle plus complet du cycle de marche.
- Explorer des lois de commande avancées (commande par couple calculé, apprentissage par renforcement) pour s'adapter automatiquement aux pathologies spécifiques de chaque enfant.
- Miniaturiser l'électronique et intégrer un écran de supervision pour le thérapeute.

Références bibliographiques principales

1. Dollar, A. M., & Herr, H. « Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses : Challenges and State-of-the-Art. » *IEEE Trans. Robotics*, vol. 24, no. 1, pp. 144–158, 2008.
2. Pons, J. L. *Wearable Robots : Biomechatronic Exoskeletons*. John Wiley & Sons, 2008.

3. Perry, J., & Burnfield, J. M. *Gait Analysis : Normal and Pathological Function*, 2e éd. SLACK Incorporated, 2010.
4. Winter, D. A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4e éd. Hoboken, NJ : Wiley, 2009.
5. Delp, S. L. et al. « OpenSim : Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. » *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 11, pp. 1940–1950, 2007.
6. Tijjani, I., Kumar, S., & Boukheddimi, M. « A Survey on Design and Control of Lower Extremity Exoskeletons for Bipedal Walking. » *Applied Sciences*, vol. 12, 2395, 2022.

Ce document est un résumé de 15 pages à destination du public et du site web du laboratoire. Le mémoire complet est disponible au CMP-USTHB (2026).
