

École polytechnique de Louvain

Etude et optimisation d'un dispositif d'aide à la manutention (projet Optiman)

Auteurs : **Gil ZEEBROEK**

Promoteur : **Paul FISETTE**

Lecteurs : **Philippe MAHAUDENS, Simon HINNEKENS, Nicolas DOCQUIER**

Année académique 2021–2022

Master [120] : ingénieur civil mécanicien

Merci au Professeur Paul Fisette pour ses conseils, son aide pour la structure de ce projet et pour avoir pu travailler avec lui.

Merci à Simon Hinnekens, Sébastien Timmermans et Emile Moreau pour leur aide et à leurs conseils pour la programmation requise par ce TFE.

Merci au Professeur Christine Detrembleur pour son temps et la visite à Woluwe, pour recueillir les données de l'expérience 3D.

Merci à Carl Mees pour avoir apporté l'exosquelette ainsi que pour la démonstration de ce dernier.

Merci à ma famille pour m'avoir soutenu et cru en moi. Je n'aurais pas pu arriver jusqu'à cette étape de ma vie sans eux et je les aime profondément.

Table des matières

I. Contexte	3
A. Projet OPTIMAN2	3
B. Etat de l'art	3
1. Technologie	3
2. Approche scientifique	5
C. Objectif et structure	6
II. Méthodologie et Outils	9
A. Matériel expérimental	9
B. Le Logiciel Robotran	11
C. Optimisation multicorps	17
III. Expérience N°1	19
A. Mouvement de manutention quotidien	20
1. Concept	20
2. Implémentation des filtres	22
3. Etude Statique inverse	25
4. Pertinence des résultats	25
B. Mise en place d'un dispositif de soulagement d'effort	29
1. Description du dispositif/principe	29
2. Optimisation cinématique/dynamique	31
3. Analyse des résultats	32
IV. Expérience N°2	36
A. Contexte	36
1. Mesures cinématique à Woluwe	36
2. L'exosquelette Hilti	37
B. Application concrète	38
1. Etude comparative des deux expériences (N°1 et N°2)	39
2. Comparaison entre les résultats du modèle de l'optimisation et le dispositif réel	44
V. Conclusion et perspective	56
1. Conclusion	56
2. Perspectives	57
VI. Annexe	59
VII. Bibliographie	62

I. Contexte

A. Projet OPTIMAN2¹

Au niveau industriel, de plus en plus d'activités de manutention requièrent des efforts soit excessifs, soit préjudiciables à moyen terme pour l'humain. A titre d'exemple, la société Scott, concepteur de vélos, possède à Aubange un de ses plus gros centres logistiques en Europe. A la fois la taille, le poids et la fréquence des objets à manipuler (ex. cartons lourds et encombrants contenant des vélos électriques) sont la cause d'absences et de maladies professionnelles liées aux efforts (ex. tendinites), en particulier pour les travailleurs âgés. D'autres sociétés telles que Saint-Gobain, qui a également manifesté son intérêt pour ce projet, rencontrent le même genre de problème pour la manipulation des pare-brises.

Ce contexte permet de situer le cadre de ce projet : développer de nouveaux systèmes d'assistance pour la manutention de pièces de tailles très diverses. Sur la base de l'état de l'art et de l'étude de marché effectuée, il apparaît clairement que les dispositifs existants, plutôt de type exosquelette, sont loin d'être optimaux en termes d'ergonomie. En effet, ils engendrent de nouveaux inconforts liés à des postures contraignantes, à des efforts parasites ou à des pertes d'équilibre.

Dans ce cadre, une étude amont, basée sur les techniques de modélisation par approche multicorps qui incorporent le corps humain en tant que système poly-articulé, permettrait de proposer des solutions techniques optimales vis-à-vis d'ergonomie des travailleurs, en minimisant par exemple les débattements articulaires ou les efforts internes que les articulations doivent supporter dans les trois directions de l'espace. C'est dans ce contexte que s'inscrit le présent TFE

B. Etat de l'art

1. Technologie

Dans le secteur de la construction, les tâches répétitives peuvent engendrer des risques de troubles musculosquelettiques. De nombreuses sociétés développent des outils afin de soulager l'utilisateur de ces tâches. Ces outils, appelés les exosquelettes, sont des appareils mécaniques conçus pour réaliser une ou des articulation(s) artificielle(s) qui s'ajuste(nt) sur le corps humain pour en soulager les mouvements.

¹ Projet OPTIMAN2, Projet soumis à la Région Wallonie par le laboratoire MEED (Uclouvain)

A titre illustratif, l'entreprise française **Ergosanté**² conçoit avec la SNCF l'exosquelette **ShivaExo** (Figure 1). Il est destiné aux utilisateurs se déplaçant régulièrement, subissant une pénibilité de travail de longue durée ou transportant des charges lourdes. ShivaExo est le premier exosquelette français utilisé par Airbus Helicopters.

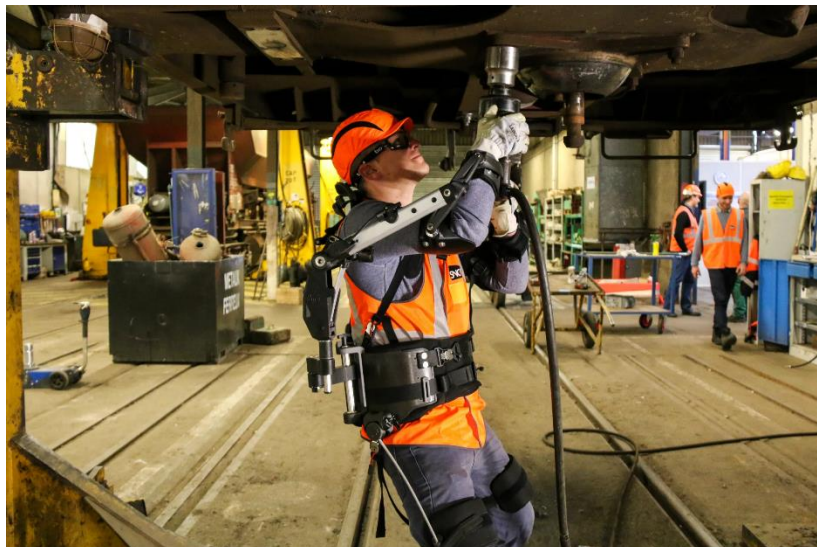


Figure 1 : Exosquelette ShivaExo de Ergosanté [tiré du site ergosante.fr/exosquelette/]

Hilti³ est leader mondial de l'outillage électroportatif et de services destinés aux professionnels de la construction, du bâtiment et de l'industrie. Entre autres, l'entreprise développe une nouvelle catégorie d'outil tel que l'exosquelette **EXO-01** (Figure 2).

EXO-01 a été créé avec la société Ottobock⁴ dans le but de soulager les tensions exercées sur les articulations de l'épaule pour les travaux de manutention en hauteur. Le système d'exosquelette ne nécessite aucune source d'énergie car le système est passif (fonctionnant purement mécaniquement). Le poids des bras est reporté sur les hanches via un dispositif à ressorts et bras de levier, permettant un transfert de charge.

² Phrase provenant du site : <https://ergosante.fr/exosquelette/>

³ Les informations proviennent de leur site : <https://www.hilti.be/fr>

⁴ <https://www.ottobock.com/>



Figure 2 : EXO-01 de Hilti

2. Approche scientifique

Dynamique multicorps. Un système multicorps est le terme générique qui désigne tout système mécanique poly-articulé soumis à des forces internes et externes, dont on souhaite étudier le mouvement. La dynamique multicorps est la science qui traite de ces systèmes et qui vise, via un modèle mathématique, à en simuler et analyser le mouvement sur ordinateur. Les systèmes multicorps concernent une vaste gamme d'applications regroupées en familles ; les véhicules routiers et ferroviaires, les robots manipulateurs et mobiles, les actionneurs, les mécanismes de transmission, les tringleries de suspension, le corps humain, les orthèses et prothèses articulées, etc. sont autant d'exemples de familles de systèmes multicorps.

La discipline scientifique associée (« Multibody Dynamics ») est apparue au niveau international dans les années 70 et a donné lieu à des très nombreux développements en termes de formalismes théoriques et outils informatiques. Ces derniers sont dénommés « programmes multicorps », dont ROBOTRAN (développé au laboratoire MEED de l'Uclouvain) fait partie. La spécificité de ROBOTRAN est la génération des équations sous forme symbolique, lui conférant une efficacité de calcul surpassant largement ses homologues numériques et permettant des couplages robustes et aisés avec d'autres.

Depuis les années 90, bon nombre d'équipes multicorps au niveau international se sont intéressées au corps humain – système multicorps par excellence – et ont développé, en collaboration avec le milieu médical, des formalismes, multicorps dédiés au domaine. On ne compte plus les publications ou les conférences traitant tantôt du système musculosquelettique, des exosquelettes, des orthèses, ou des robots chirurgicaux etc... pour lesquels une des briques de base est le modèle multicorps du « système » visé (dont tout ou partie du corps humain).

Grâce à l'efficacité du calcul symbolique sous-jacent à ROBOTRAN et sa facilité de couplage avec des algorithmes d'optimisation, l'équipe MEED a très rapidement pris le train pour exploiter ces algorithmes de façon concomitante avec le développement des modèles multicorps. Cette approche sera suivie dans ce TFE pour l'optimisation de dispositifs d'aide à la manutention.

A titre illustratif, ils ont développé ces techniques pour :

- Réaliser l'optimisation topologique de mécanismes,
- Éliminer les singularités cinématiques de robots parallèles,
- Réaliser l'optimisation morphologique, et surtout dynamique, d'un tricycle urbain,



*Optimisation dynamique d'un tricycle inclinable à vocation urbaine
Gauche : véhicule complet – Droite : suspension avant en inclinaison max
Thèse de doctorat d'Aubain Verlé, UCLouvain, 2018*

C. Objectif et structure

L'objectif de ce TFE dans l'esprit du projet Optiman2 vise à étudier et à améliorer l'impact des paramètres caractéristiques du dispositifs d'aide à la manutention, via une optimisation mathématique couplée avec un modèle de multicorps du dispositif. En particulier, l'optimisation permettra une réduction des couples articulaires requis par la tâche de manutention.

Pour atteindre cet objectif, deux cas seront étudiés tout au long du TFE :

- Cas « 1 » : expérience académique. Cette expérience est un cas simple mais qui servira comme base de comparaison des résultats.
- Cas « 2 » : Woluwe et Hilti. Cette expérience est un cas concret de l'efficacité de l'optimisation avec l'EXO-01 et des données cinématiques expérimentales de Woluwe.

Les sections du TFE s'enchaîneront comme suit (Figure 3) :

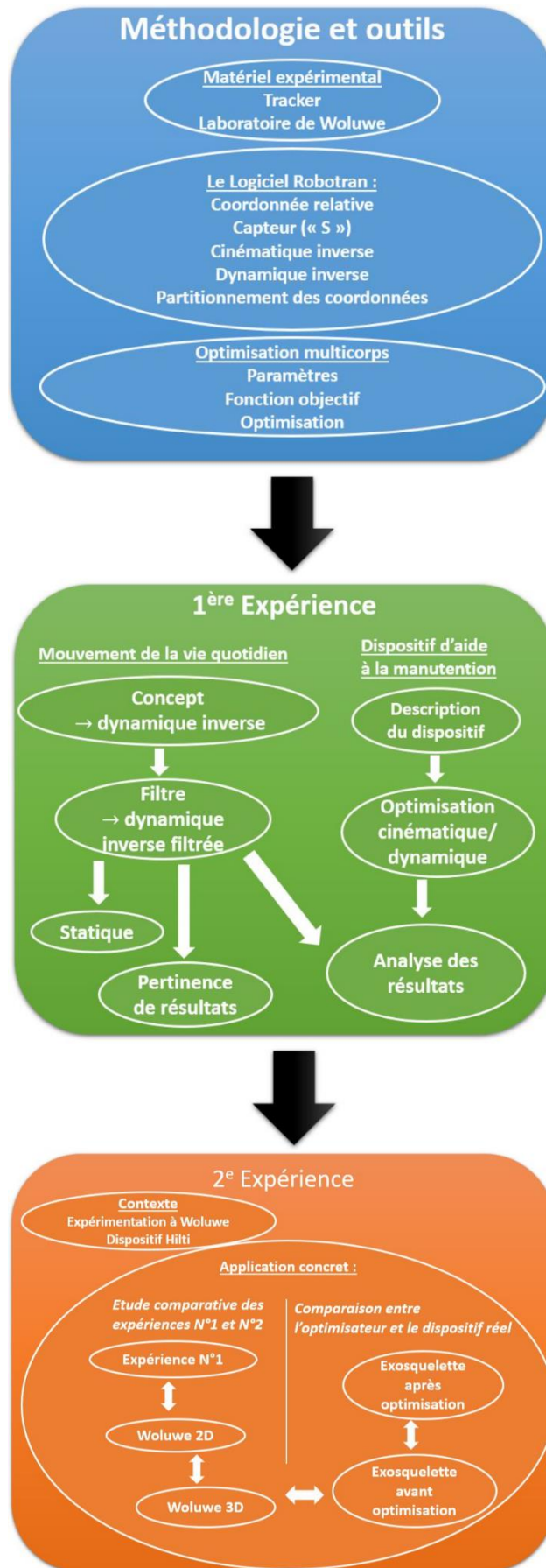


Figure 3 : Vue d'ensemble de la méthodologie

Partie II : Méthodologie et Outils. On y expliquera les choix du matériel expérimental, le modèle multicorps développé (avec Robotran) et le rôle de l'optimisation.

Partie III. Expérience 1. Elle se consacre à la modélisation de l'expérience et au principe de filtrage des résultats. Une comparaison avec un cas statique sera effectuée pour la pertinence ainsi que pour l'interprétation des résultats de l'optimisation.

Partie IV. Expérience 2. Elle sera aussi consacrée à la modélisation de l'expérience avec des comparaisons des résultats entre modèles, et une discussion sur l'impact du choix des paramètres d'optimisation.

Partie V. Conclusion et perspective. Elle synthétise le TFE et les perspectives sur l'utilité du TFE.

Partie VI. Annexe. Extension de l'expérience N°2.

II. Méthodologie et Outils

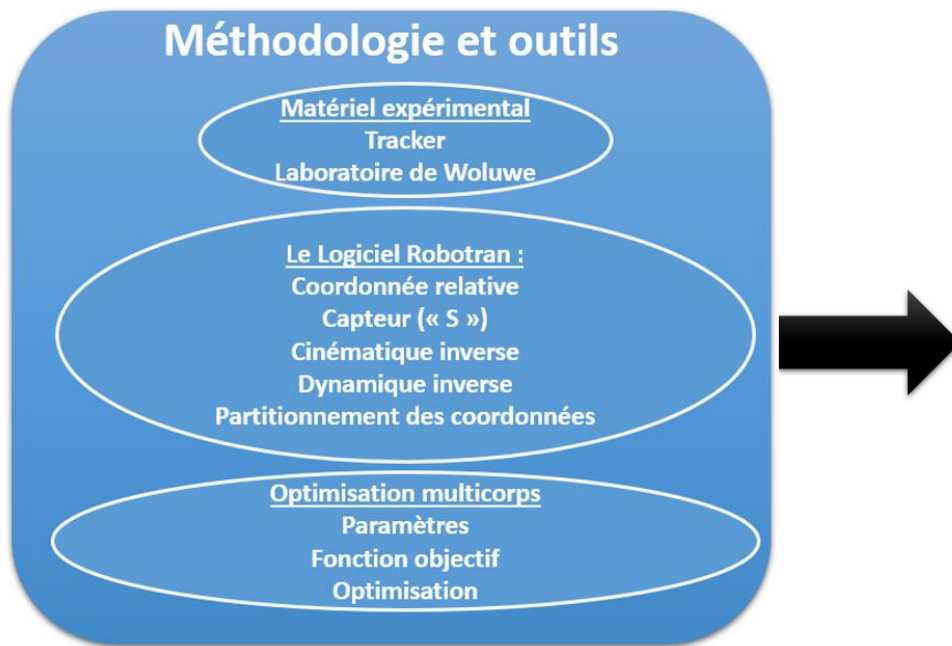


Figure 4 : Vue d'ensemble de la Partie II.

A. Matériel expérimental

Tracker. Tracker est un logiciel d'analyse de capture du mouvement à partir de cibles. Il permet de traiter un fichier vidéo, de calibrer l'échelle, de positionner les axes de coordonnées. Sa force est de pouvoir suivre de façon automatique une particule (ou « cible ») de la vidéo, c'est-à-dire d'une zone de pixel qui évolue tout au long de la vidéo. En revanche, la contrainte de ce logiciel est qu'il est dépendant de la qualité de la vidéo car plus la particule se déplace rapidement, moins la précision de Tracker sera efficace. Heureusement, si ce suivi automatique échoue, il est possible de calibrer une nouvelle particule à suivre ou d'estimer la dernière position de la particule manuellement.

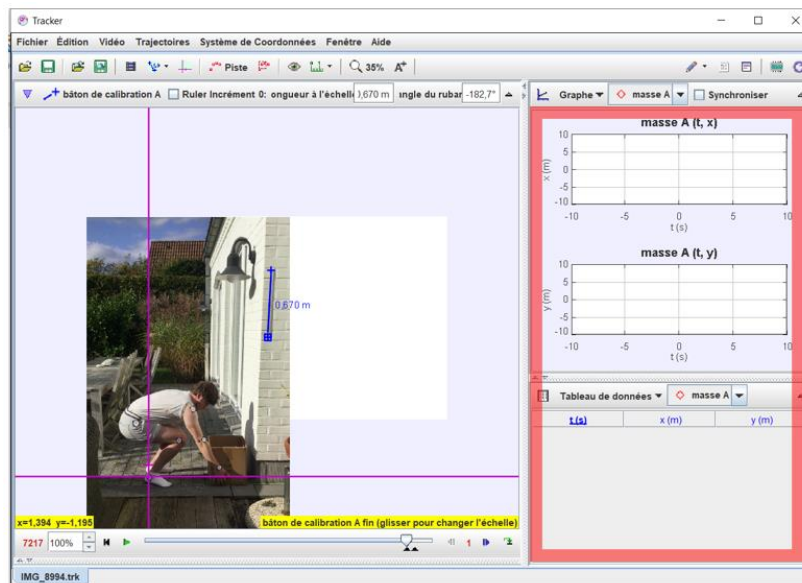


Figure 5 : interface de Tracker

Laboratoire de Woluwe. Sur le site de l'Université catholique de Louvain à Bruxelles Woluwe, le professeur Paul Fisette et moi-même avons pu rencontrer le professeur Christine Detrembleur (Faculté des sciences de la motricité (FSM)). Le laboratoire qu'elle dirige est réservé à l'analyse de la marche, normale ou pathologique, à la fois dans le cadre d'évaluations en routine clinique ou de la recherche. Il est équipé de 8 caméras infra-rouges (de la marque Vicon®) à haute vitesse (100 Hz) et haute résolution, ce qui permet de capturer les mouvements en 3 dimensions. Ces mouvements sont capturés par le logiciel Nexus 1.12 de Vicon qui permet de faire la calibration des caméras, le tracking des points et leur labélisation.



Figure 6 : Laboratoire de Woluwe

B. Le Logiciel Robotran

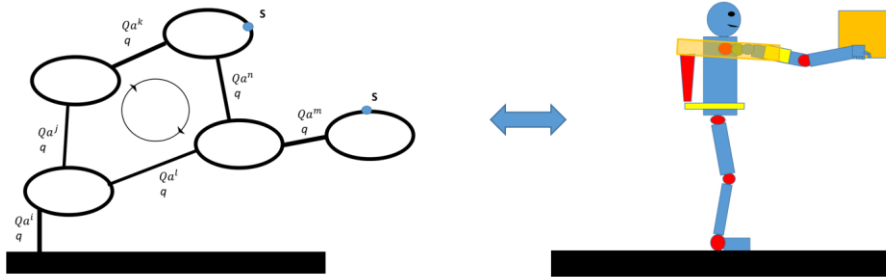


Figure 7 : Un exosquelette est un exemple du système multicorps

Comme expliqué plus haut, un système multicorps⁵ est un système mécanique articulé composé de corps, reliés entre eux par des articulations. Leur structure peut être de type arborescent quand sa topologie peut être représentée par un arbre (Figure 8, gauche), ou bien de type bouclé quand sa topologie contient des cycles de corps (Figure 8, droite).

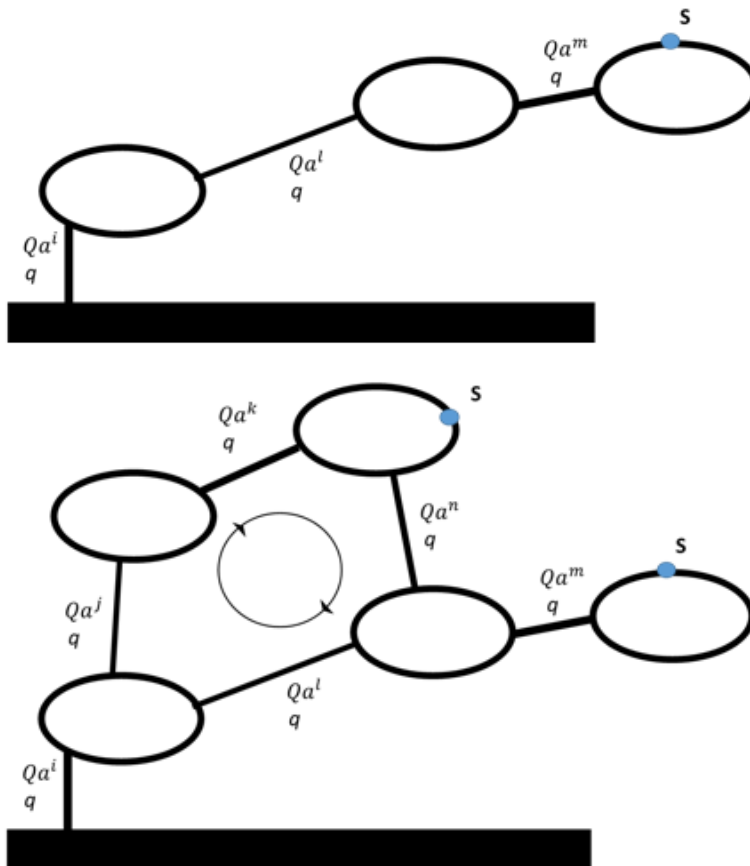


Figure 8 : MBS arborescente (haut) ; MBS avec boucles cinématique (bas)

⁵ En anglais : MultiBody System (MBS)

ROBOTRAN⁶. Parmi les options possibles pour générer les équations multicorps (cinématiques, dynamiques), l'approche symbolique à la base du logiciel ROBOTRAN[1][2], qui est apparue dans les années 80, est un outil puissant pour simplifier drastiquement les expressions mathématiques. Le principe de la génération symbolique est qu'au lieu d'écrire les équations à la main, c'est l'ordinateur qui les écrit automatiquement dans un fichier (en C, Matlab ou Python).

L'environnement ROBOTRAN est schématisé à la Figure 9. A partir d'une description graphique du MBS (avec l'éditeur graphique MBsysPAD), les équations peuvent être générées en quelques millisecondes par le générateur symbolique MBsysTran en syntaxe MATLAB, PYTHON ou C. Ces équations symboliques sont ensuite automatiquement interfacées avec le simulateur numérique. (MBsysLab et MbsysC).

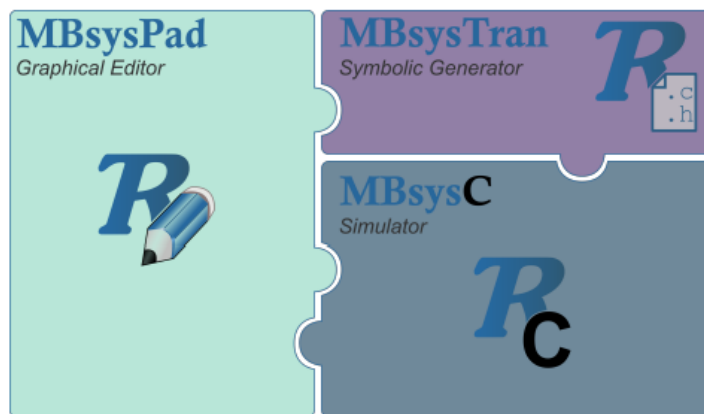


Figure 9 : Le programme ROBOTRAN (e.g., implémentation code C)

Dans le process de modélisation, il faut écrire des équations qui correspondent au comportement physique avec des variables qui décrivent la configuration du système. Ce sont les coordonnées généralisées. Dans les choix de coordonnées, il existe les coordonnées absolues et relatives.

Coordonnées relatives. ROBOTRAN génère des équations avec des coordonnées relatives ou coordonnées articulaires, notées q (Figure 10). Ces coordonnées exploitent efficacement la topologie du système avec un jeu de coordonnées et d'équations minimales par rapport aux autres types de coordonnées.

⁶ https://robotran-doc.git-page.immc.ucl.ac.be/RobotranBasic/Robotran_basics.pdf

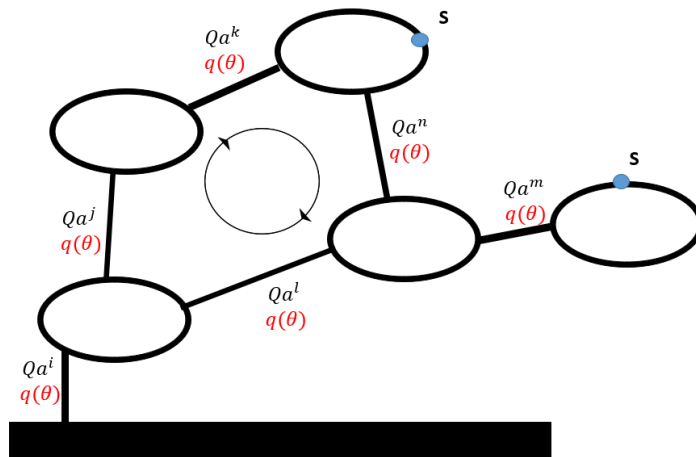


Figure 10 : coordonnées relatives généralisées dans un MBS

Dans une topologie arborescente, le jeu de coordonnées relative q est minimal et le nombre de coordonnées correspond ainsi au nombre de degrés de liberté du système. Ces coordonnées relatives n'étant sujettes à aucune contrainte de mouvement, contrairement aux coordonnées absolues, elles sont indépendantes les unes des autres d'un point de vue cinématique.

Capteur (« S »). Les coordonnées absolues expriment les positions et orientations des corps en fonction d'un repère de référence. Ce sont les 3 rotations et les 3 translation de l'espace qui décrivent la configuration de chaque corps du système par rapport au repère inertiel. Dans un modèle de ROBOTRAN, les capteurs (Figure 11) permettent le calcul de la cinématique absolue du capteur (S sur la Figure11) en fonction des coordonnées relatives q .

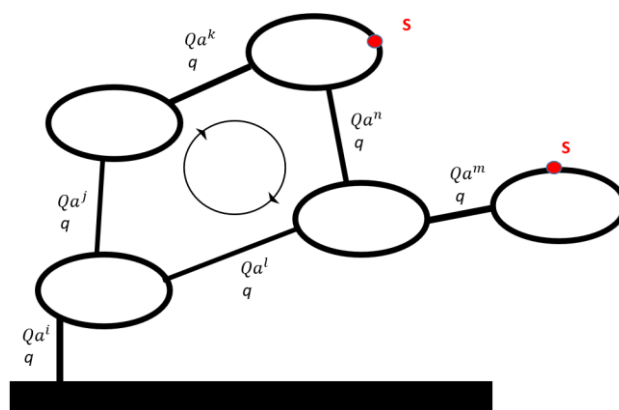


Figure 11 : Capteur dans un MBS (points « S »)

Cinématique inverse. Comme les équations de ROBOTRAN dépendent des coordonnées relatives, les coordonnées absolues des

capteurs, telles que fournies par Tracker par exemple, ne conviennent pas. Pour rendre ces coordonnées compatibles avec les coordonnées relatives, la cinématique inverse sera appliquée car elle permet d'exprimer les coordonnées absolues en coordonnées relatives.

$$q = f(x) \quad (1)$$

Dynamique inverse. Le but de la dynamique inverse d'un système multicorps est le calcul des forces (couples) articulaires généralisées Q appliquées dans les articulations pour une configuration donnée $(q, \dot{q}, \ddot{q})$ (position, vitesse et accélération) ou une trajectoire désirée $(q(t), \dot{q}(t), \ddot{q}(t))$ du MBS. La formulation implicite (aussi appelé le modèle dynamique inverse) est utile par exemple pour commander des robots manipulateurs en prédisant les couples à l'avance, ou pour calculer les couples nets des articulations dans un modèle musculo-squelettique du corps humain.

Dans le cas d'une topologie arborescente où les coordonnées ne sont pas contraintes, la formulation de la dynamique inverse de l'équation prend la forme suivante :

$$Q(q, \dot{q}) = \phi(q, \dot{q}, \ddot{q}, \delta, frc, trq, g) \quad (2)$$

Où :

- $q, \dot{q}, \ddot{q}$ sont les coordonnées relatives généralisées en position [rad], vitesse [rad/s] et accélération [rad/s²] pour un MBS composé d'articulation en rotation (rotule, pivot, ...).
- δ regroupe les paramètres dynamiques du système (masses des corps, centre de masse et matrice d'inertie par rapport au centre de masse).
- frc est le vecteur des forces extérieures appliquées sur les corps.
- trq est le vecteur des couple extérieurs appliquées sur les corps.
- g est la gravité
- $Q(q, \dot{q})$ est la force (couple) articulaire généralisée (= les inconnues du problème de la dynamique inverse)
- $\phi(q, \dot{q}, \ddot{q}, \delta, frc, trq, g)$ est l'expression – complexe – de toute la dynamique du MBS, fonction de sa configuration, des forces appliquées et de ses paramètres.

Dans un cas où la topologie est bouclée (Figure 12), le système est plus complexe car il contient des boucles cinématiques qui génèrent des équations de contraintes algébriques supplémentaires sur les coordonnées généralisées q pour satisfaire les conditions de fermeture de boucle.

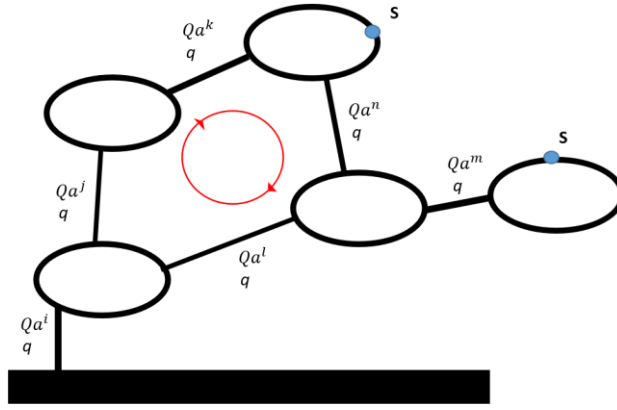


Figure 12 : topologie d'un MBS avec boucles cinématiques

La notation de ces contraintes est la suivante :

$$h(q) = 0 \quad (3)$$

Elles correspondent aux contraintes de boucle qui doivent être satisfaites à chaque instant.

La formulation (1) peut être réécrite pour un MBS avec contraintes. Dans ce cas, les équations du mouvement deviennent un système différentiel algébrique (noté DAE) :

$$\phi(q, \dot{q}, \ddot{q}) = Q(q, \dot{q}) + J^T \lambda \quad (4)$$

$$h(q) = 0 \quad (5)$$

$$\dot{h}(q, \dot{q}) = J(q) \dot{q} = 0 \quad (6)$$

$$\ddot{h}(q, \dot{q}, \ddot{q}) = J(q) \ddot{q} + \dot{J} \dot{q}(q, \dot{q}) \quad (7)$$

Où :

- $J = \frac{\partial h}{\partial q^t}$ est la matrice Jacobienne des contraintes
- $\dot{J} \dot{q}(q, \dot{q})$ est le terme quadratique des contraintes au niveau accélération.
- λ représente les multiplicateurs de Lagrangien associés aux contraintes.

Partitionnement des coordonnées. Pour résoudre ce système DAE, l'une des méthodes consiste à partitionner les coordonnées : en une partition indépendante (« u ») et en une partition dépendante (« v »). Après avoir réordonné le vecteur des coordonnées généralisées q (et les colonnes de la matrice contrainte Jacobienne J) sur la base de ces partitions, on peut écrire :

$$q = \begin{pmatrix} q_u \\ q_v \end{pmatrix} ; J = (J_u \quad J_v) \quad (8)$$

Où q_u désigne le sous-ensemble de coordonnées indépendantes et q_v désigne le sous-ensemble de coordonnées dépendantes.

En appliquant (8) aux équations (4 – 7), on obtient

$$\begin{pmatrix} \phi_u \\ \phi_v \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} Q_u \\ Q_v \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} J_u^t \\ J_v^t \end{pmatrix} \lambda \quad (9)$$

A partir de la deuxième ligne de l'équation ci-dessus, nous pouvons calculer les multiplicateurs de Lagrange, la matrice J_v étant supposée régulière, et les substituer dans la première ligne. Nous obtenons un ensemble réduit d'équations qui peuvent être utilisées pour exprimer les forces articulaires dans les articulations indépendantes, Q_u , en fonction de la dynamique MBS (ϕ) et des forces articulaires dépendantes Q_v . En définissant $B_{vu} \triangleq J_v^t * J_u$, on obtient :

$$\begin{aligned} Q_u + B_{vu}^t Q_v &= \phi_u + B_{vu}^t \phi_v \\ \Leftrightarrow Q_u &= \phi_u + B_{vu}^t (\phi_v - Q_v) \end{aligned} \quad (10)$$

Comme nous rechercherons dans notre étude à minimiser des couples articulaires, notés Qa , ces derniers seront tout simplement égaux au vecteur Q_u de (10) et nous écrivons donc, pour la suite du TFE (Figure 13).

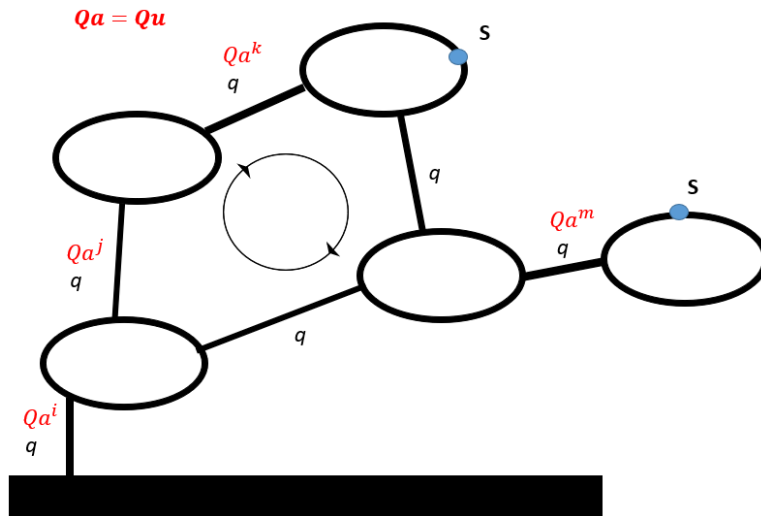


Figure 13 : Couples articulaires nets Qa , d'un MBS avec boucles cinématiques

C. Optimisation multicorps

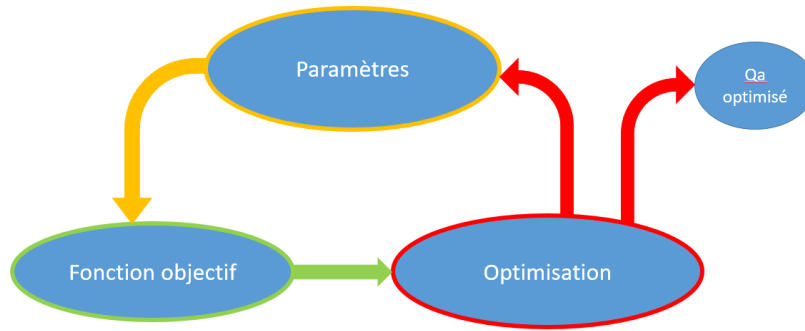


Figure 14 : cycle d'un algorithme d'optimisateur (de Qa)

L'optimisateur a pour mission de trouver les valeurs de paramètres du MBS qui permettent qu'une fonction objectif soit minimisée par un algorithme numérique de type itératif (simplexe, etc.) (Figure 14).

Les paramètres proviennent du modèle multicorps et correspondent aux caractéristiques du dispositif représenté par le modèle. Ces caractéristiques peuvent par exemple correspondre à la longueur initiale d'un ressort, sa constante de raideur, un coefficient d'amortissement ... Ces paramètres interviendront dans le calcul d'une force externe ou interne au système, qui feront partie du calcul de la **fonction objectif**.

Dans notre cas, celle-ci est composée de 3 étapes :

- 1) La dynamique inverse du modèle. Comme expliqué à la section III.B., la dynamique inverse permet d'obtenir, à partir de $q(t)$, $\dot{q}(t)$, $\ddot{q}(t)$ (i.e. la trajectoire) de chaque articulation, les couples articulaires ($Qa_i(t)$) et les forces de réactions articulaires.
- 2) Calcul de la moyenne instantanée des couples articulaires (t fixé) :

$$QaU(t) = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{i=1}^N (Qa_i(t))^2} \quad (11)$$

où N correspond au nombre total d'articulations (indépendantes), i étant la $i^{\text{ème}}$ articulation.

- 3) Calcul de la moyenne sur le temps :

$$QaU = \frac{1}{Nt} \sqrt{\sum_{i=1}^{Nt} (QaU(t))^2} \quad (12)$$

où Nt est le temps total de l'expérience.

Autrement dit, QaU est la valeur « moyenne de la moyenne » du couple articulaire de l'expérience. Elle correspond à une quantité moyenne de couple (en Nm) que subissent les articulations du modèle - et donc du corps humain dans notre cas - tout au long de la durée de l'expérience.

L'optimisation utilise l'algorithme du simplexe [3] descente qui consiste à minimiser QaU sur un ensemble défini par des inégalités.

L'optimisateur aura terminé son processus lorsque les conditions de tolérances sont respectées. Ces conditions de tolérances sont :

- Si la différence entre les valeurs des paramètres de la nouvelle itération et de la précédente est plus petite que la valeur de la tolérance, fixée par l'utilisateur.
- Si la différence entre la valeur de QaU de la nouvelle itération et de l'ancienne itération est plus petite que la valeur de la tolérance, fixée par l'utilisateur.
- Après un certain nombre d'itérations imposée par l'utilisateur.

Il sortira finalement les paramètres ainsi que les couples articulaires et les forces articulaires, tous optimisés.

III. Expérience N°1

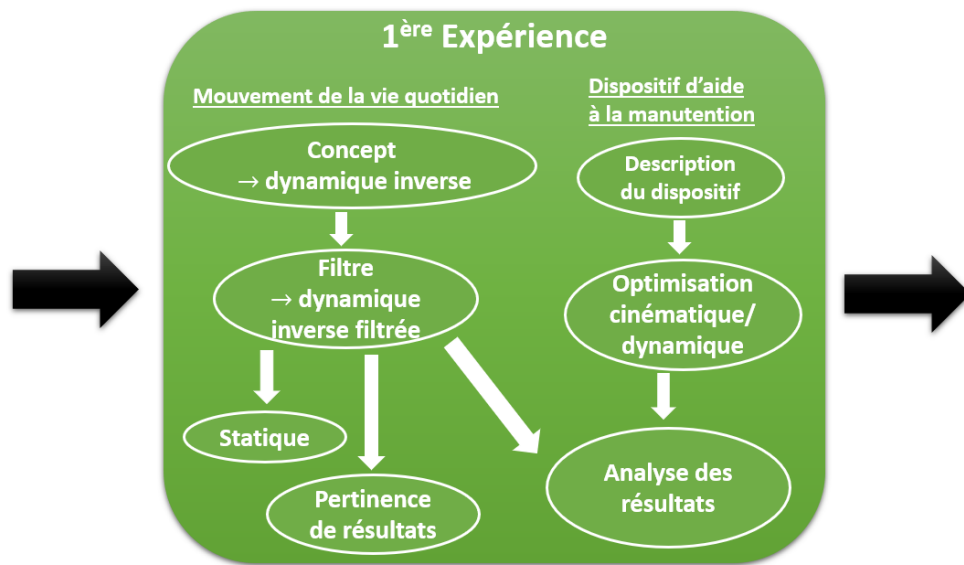


Figure 15 : Vue d'ensemble de la Partie III

Dans cette Partie, le TFE étudiera un cas simple de mouvement de manutention qui est réalisé quotidiennement (Figure 16).



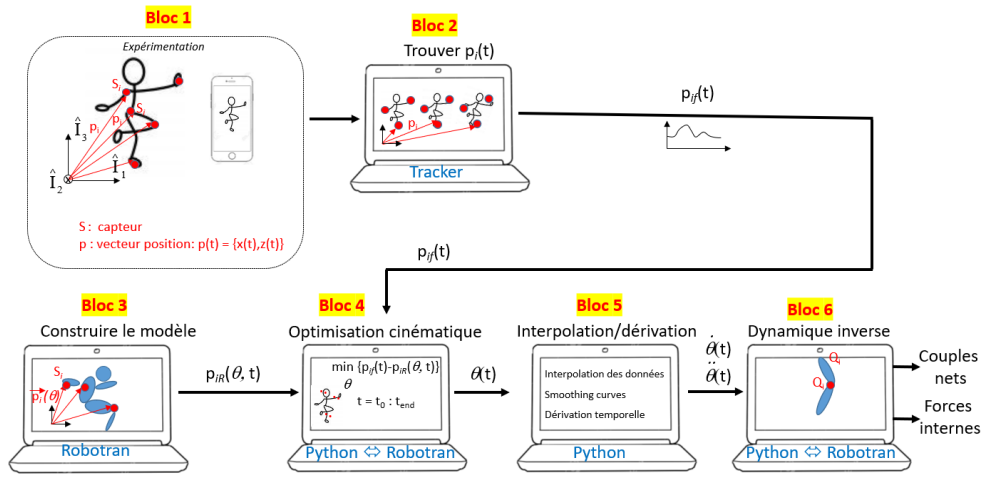
Figure 16 : Expérience de manutention d'une charge

Ce mouvement va servir comme base de comparaison pour les Parties III et IV.

A. Mouvement de manutention quotidien

1. Concept

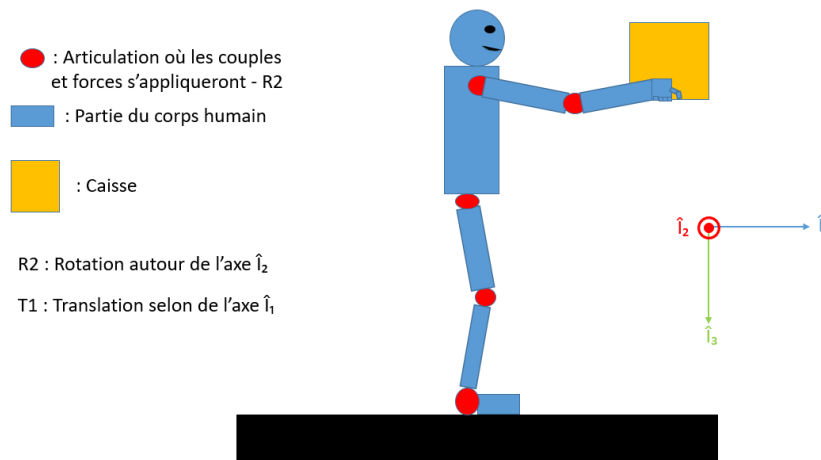
Cette section va expliquer comment on obtiendra nos couples articulaires de ce mouvement (Figure 17) :



(Bloc 1 de la Figure 17). D'abord, l'expérience est filmée par une caméra (i.e. téléphone, iPad, etc.).

(Bloc 2 de la Figure 17). Avec la vidéo, Tracker fournit les données en coordonnées cartésiennes en (x, z) ($\vec{p}_{Exp}$) sur les articulations du mouvement. Ces données sont en 2D, ce qui permettra de faire une étude simple car le mouvement est plan.

(Bloc 3 de la Figure 17). Ensuite, la Figure 18 représente la modélisation de l'expérience sur ROBOTRAN :



Dans ce modèle, les informations comme la taille, la masse de chaque partie du corps, la masse de la caisse, la position angulaire initiale de chaque articulation, seront ajoutées. La différence entre l'expérience N°1 (celle-ci) et celle de N°2 est que la masse de la caisse va changer mais dans les 2 expériences, la masse et les dimensions du corps humain resteront les mêmes. L'expérience N°2 sera abordée dans la Partie IV. **La caisse pèse ici 9 kg.**

Les capteurs y sont ajoutés sur chaque articulation pour qu'ils calculent la cinématique absolue des points concernés ($\vec{p}_{ROBOTRAN}$). Ces capteurs doivent avoir les mêmes localisations que ceux de l'expérience.

(**Bloc 4** de la Figure 17). Ensuite, il faudra effectuer la cinématique inverse entre $\vec{p}_{Exp}$ et $\vec{p}_{ROBOTRAN}$ suivant cette formulation d'optimisation :

$$\min_q \underbrace{\|\vec{p}_{Exp} - \vec{p}_{ROBOTRAN}\|^2}_{\text{fonction objectif}} \quad (13)$$

L'équation (13) permettra de trouver les positions angulaires q du système grâce à la minimisation de la norme de la cinématique expérimentale vs la cinématique modélisée. Cette fonction objectif est donc la différence entre les positions absolues de l'expérience et les positions absolues des capteurs du modèle multicorps.

(**Bloc 5** de la Figure 17). Une fois que la cinématique inverse a été résolue via (12), les variables de notre problème seront les positions relatives généralisées q (ou positions angulaires). Elles seront dérivées pour pouvoir obtenir la vitesse angulaire $\dot{q}$ et l'accélération angulaire $\ddot{q}$ de chaque articulation (genou, épaule, coude, etc....).

(**Bloc 6** de la Figure 17). Enfin, nous appliquons la dynamique inverse comme expliqué dans la Partie II.B. MBS-ROBOTRAN. La cinématique inverse (**Bloc 4**), une fois résolues via (12), permet de visualiser le mouvement du modèle (Figure 19). Cela montre que l'optimisation (12) a correctement convergé.

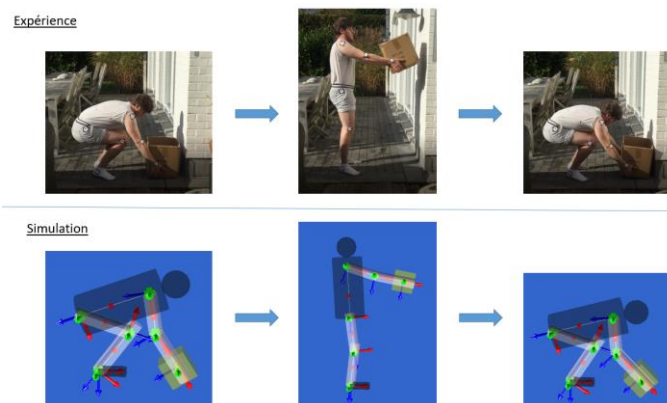


Figure 19 : comparaison entre l'expérience et la simulation avec ROBOTRAN

La dynamique inverse (**Bloc 6** de la Figure 17) permet ensuite de calculer les couples articulaires, notés Qa , que subit chaque articulation du corps humain (Figure 20) :

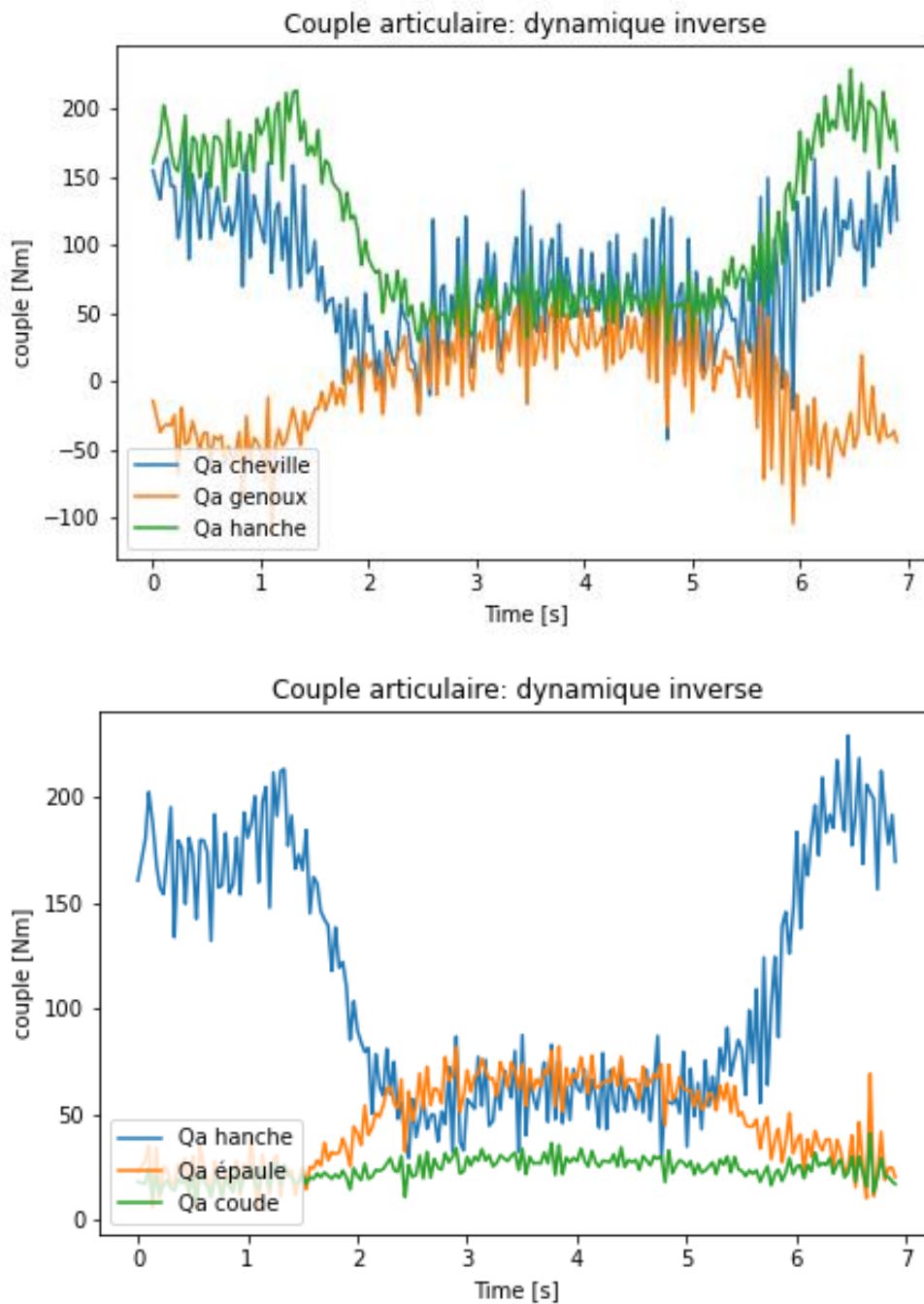


Figure 20 : Couples articulaires issus de la dynamique inverse (non filtrée)

2. Implémentation des filtres

Les graphes précédents (Figure 20) fournissent les couples articulaires calculés par la dynamique inverse. Ils tiennent compte des vitesses angulaires $\dot{q}$ et des accélérations angulaires $\ddot{q}$ et c'est pour cela que

ces couples sont très bruyés, en raison des imprécisions expérimentales et des dérivées numériques (**Bloc 5** de la Figure 17).

L'utilisation d'un filtre, avec une fréquence de coupure adaptée au domaine (cfr infra), permettra de lisser ces résultats afin de mieux visualiser les couples et forces tout en conservant l'impact de la vitesse et l'accélération (Figure 21). Le filtre utilisé est celui de Butterworth d'ordre 1. Il faut appliquer le filtre deux fois (par une méthode « forward-backward »), ce qui permet de rester à l'ordre 1 et d'éviter un décalage temporel.

Les autres paramètres du filtre sont la fréquence d'échantillonnage qui est de 30 Hz (correspondant au nombre d'images par seconde de la vidéo) et la fréquence de coupure qui est 8 Hz, valeur recommandée en biomécanique (marche, etc.). La fréquence de coupure ne doit pas être plus haute que 12 Hz (= 2x la fréquence la plus élevée du mouvement étudié) car la fréquence du mouvement du pied lors de la marche est de 6 Hz.

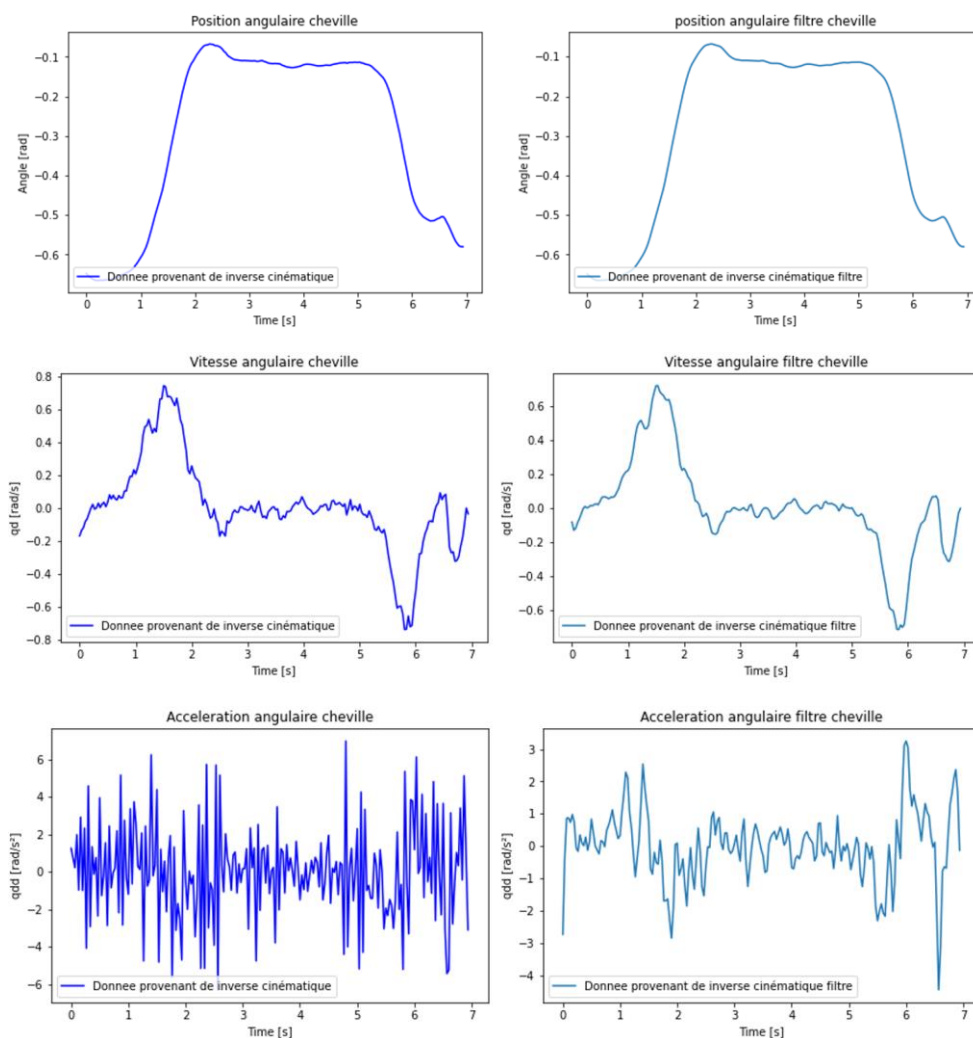


Figure 21 : Comparaison $q, \dot{q}, \ddot{q}$ entre les résultats filtrés et non filtrés

Grâce à ce filtre, les graphes de la Figure 20 sont nettoyés des fréquences parasites et plus faciles à visualiser (Figure 22) :

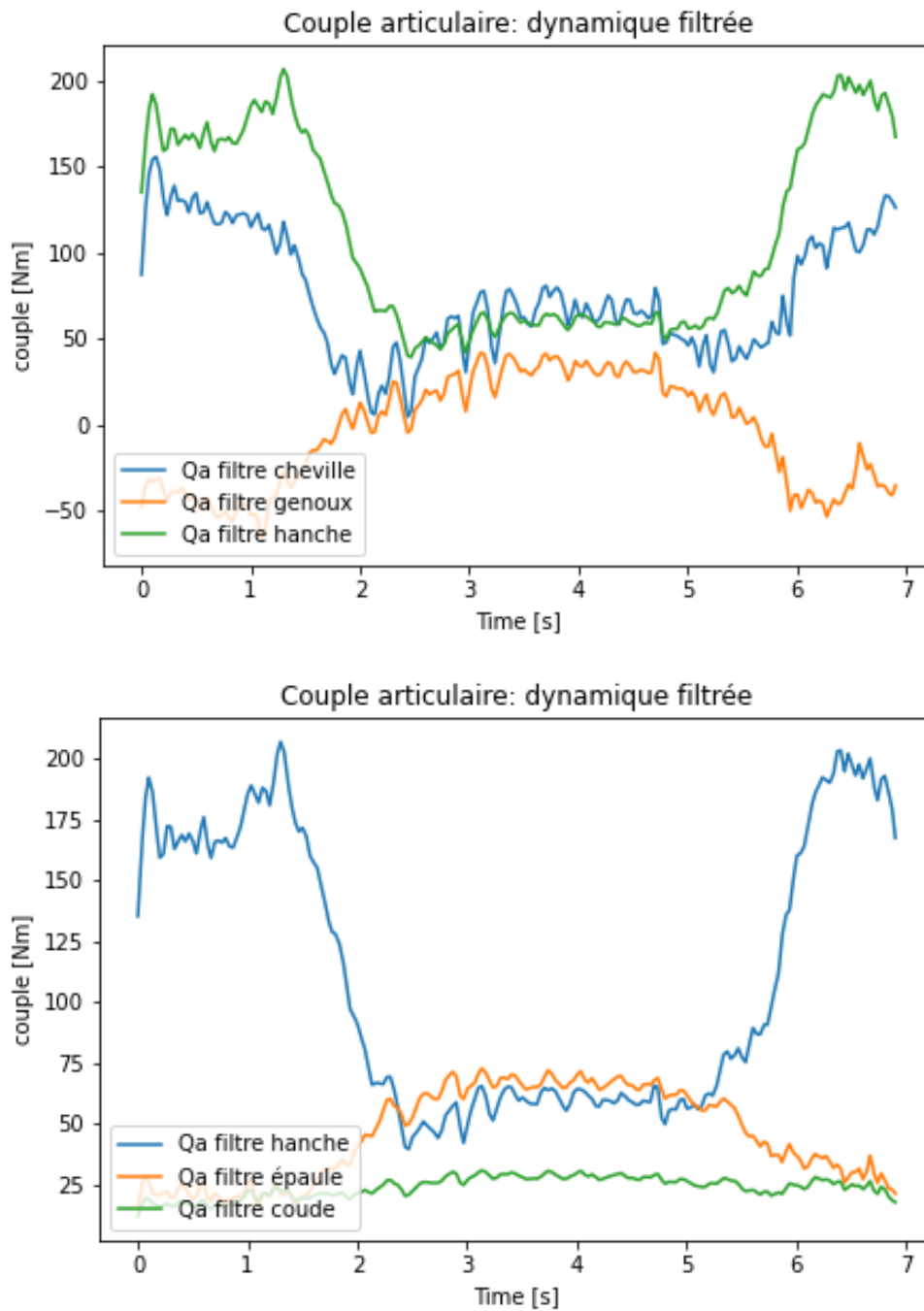


Figure 22 : Couples articulaires filtrés

3. Etude Statique inverse

La statique nous servira à voir si les couples articulaires correspondent – ou pas - avec ceux de la dynamique inverse, sans tenir compte des vitesses angulaires et accélérations angulaires. La statique est aussi utile pour permettre de se rendre compte que le modèle est cohérent d'un point de vue physique (Figure 23).

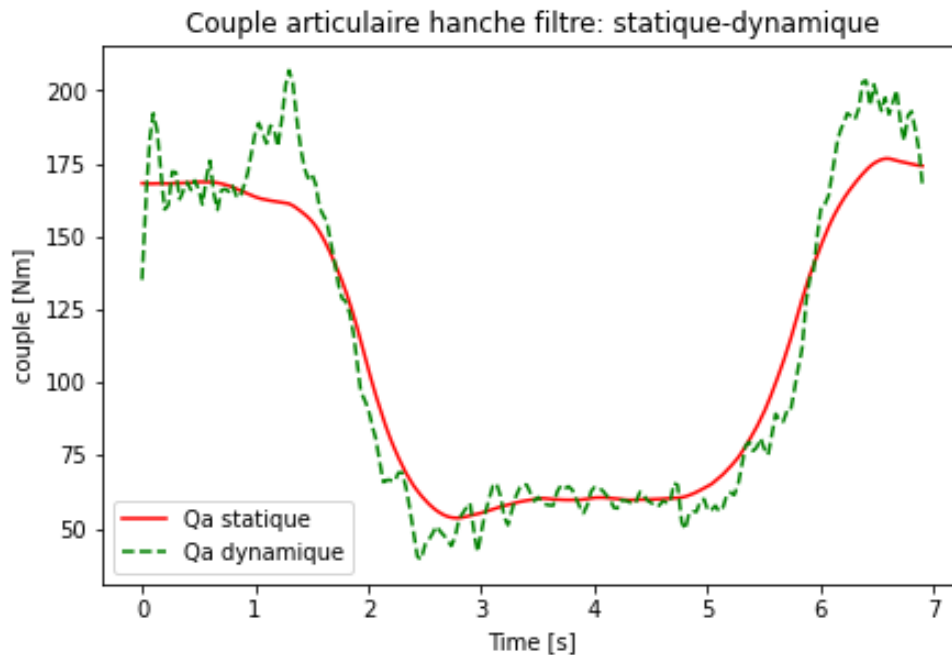


Figure 23 : Couple articulaire de la hanche : comparaison entre la statique et la dynamique

La Figure 23 nous indique que les effets dynamiques sont plus importants aux endroits situés entre 1 et 2 secondes et entre 6 et 7 secondes. Ces effets correspondent au moment où le mouvement effectué par l'utilisateur est rapide.

4. Pertinence des résultats

Cette section vise à illustrer que les équations symboliques générées par notre modèle multicorps sont réalistes. La section est utile pour ceux qui ne sont pas familiarisés avec le multicorps. Le but est de comparer les résultats du modèle multicorps filtrée avec une structure statique simple.

D'abord, le graphe de la Figure 22 peut être séparé en 3 zones (Figure 24) :

- A) zone « relever » : c'est la période qui correspond à élever la charge jusqu'à la position debout.

- B) zone « L inversé » : c'est la période où il faut maintenir la charge bras tendus le plus droit possible.
- C) zone « poser » : période où la charge est amenée à être posée au sol.

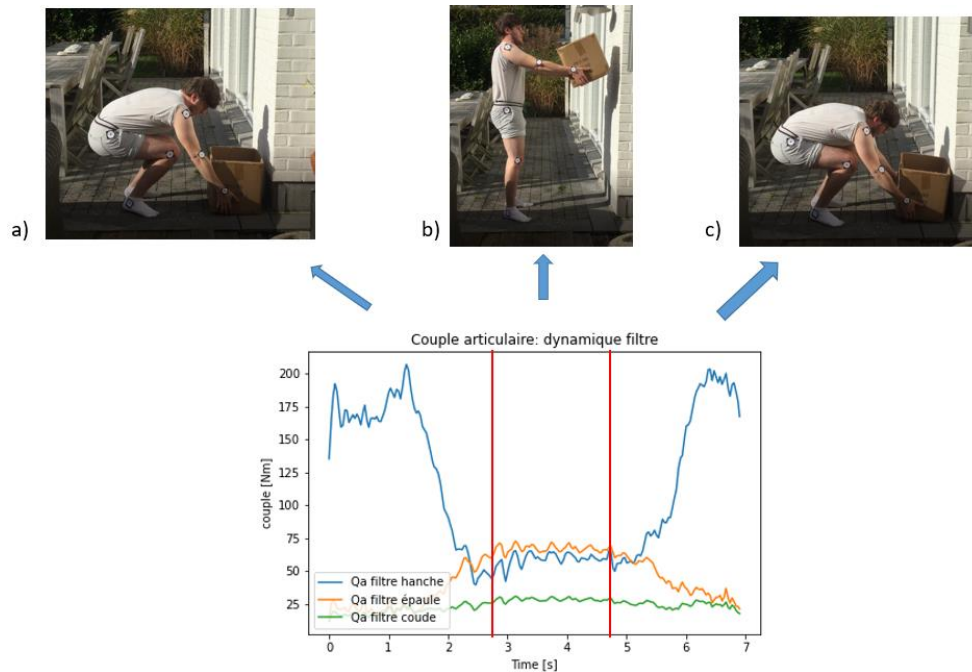


Figure 24 : les 3 zones de l'expérience

La zone B peut être comparée avec une structure statique en « L » inversé telle que représentée à la Figure 25.

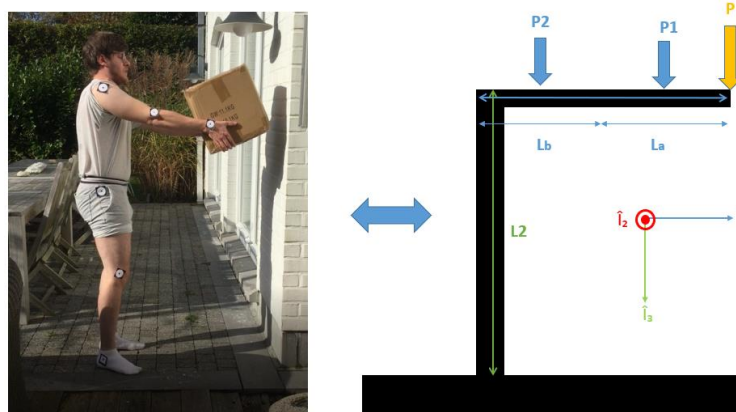


Figure 25 : assimilation à une structure statique en « L »

Les données sont reprises dans le Tableau 1 ci-dessous :

Paramètres	Valeurs
P [N]	88.29
P1 [N]	25.43
P2 [N]	42.54
L1 [m]	0.58
La [m]	0.29
Lb [m]	0.29

Tableau 1 : Valeurs des masses et des longueurs de la structure en « L »

« P » est la masse de la caisse (=9 kg), « P1 » la masse de l'avant-bras (+ la main), « P2 » la masse du bras, « L1 » la longueur du bras, « La » celle de l'avant-bras et « Lb » celle du bras. P se situe à l'extrémité de la poutre horizontale, P1 se situerait à la moitié de La et P2 se situerait à la moitié de Lb. Cette structure va servir à trouver (**de façon théorique**) le couple articulaire et la force articulaire subis au niveau **de l'épaule** en supposant que lors de l'expérience, les bras ont formé **un angle droit** par rapport au corps.

Par équilibre des forces et de couples, les équations de la Figure 26 peuvent être obtenues :

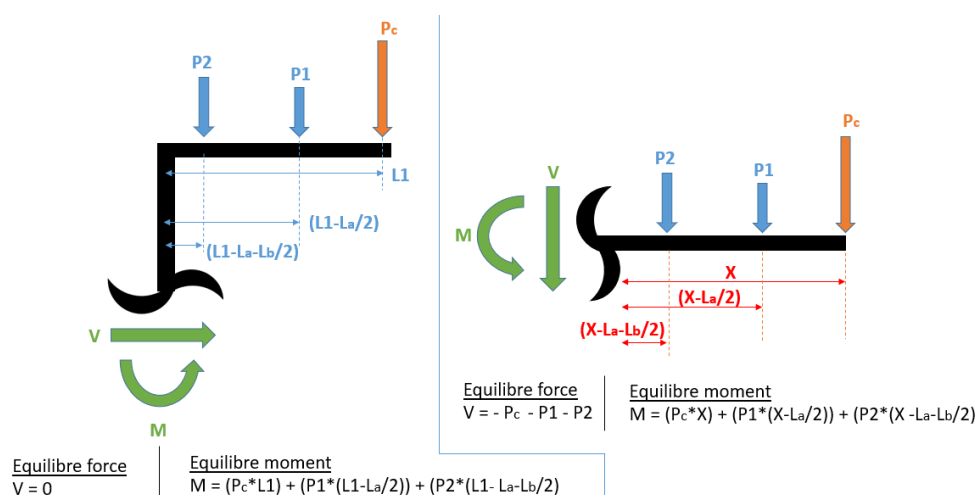


Figure 26 : Calcul statique des efforts internes d'une structure en « L »

où X est la position sur la poutre horizontale entre $[L1, L1 - \frac{Lb}{2}]$. En considérant que $X = L1$, on peut obtenir le couple et la force à l'épaule. V correspond à l'effort tranchant et M le moment fléchissant interne.

Sur la partie droite de la Figure 26, $V = -156.25 \text{ N}$. En prenant $X = L1$, l'équation du moment fléchissant M (Figure 26) est la même sur les 2 parties et vaut $M = 68.44 \text{ Nm}$.

Le diagramme des efforts internes donnerait ce résultat (Figure 27) :

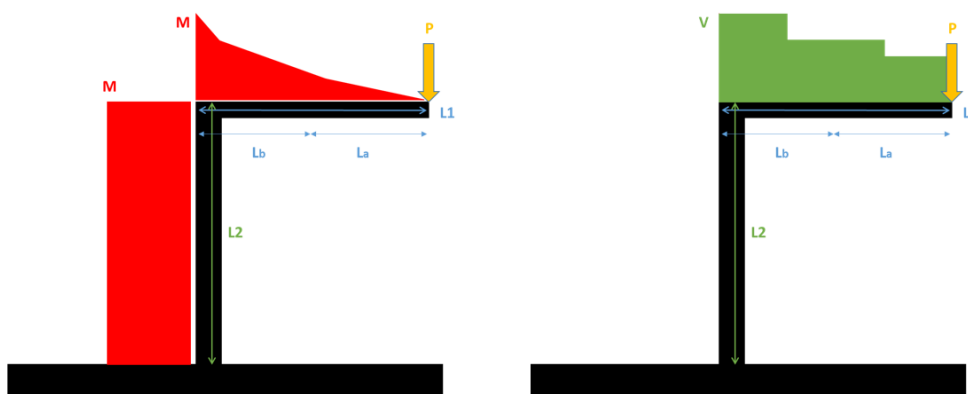


Figure 27 : Diagramme des efforts internes

Ce diagramme nous apprend qu'au niveau des couples articulaires Qa , le couple de l'épaule serait le même pour la hanche, genoux et la cheville pour cette configuration en « L » inversé. Mais en observant la Figure 22, le couple du genou n'est pas au même niveau que les autres. L'explication est que le genou ne se situe pas dans le même alignement que les autres articulations (voir photo de la Figure 25, marqueur du genou non aligné avec la hanche et les chevilles).

Malgré cela, **cette comparaison à vocation plutôt pédagogique est pertinente** car les ordres de grandeur entre les résultats provenant de la théorie et les résultats provenant du modèle multicorps sont **très proches** l'un de l'autre. Cette pertinence illustrée dans la zone B permet d'affirmer que les résultats des deux autres zones sont aussi pertinents car les couples articulaires et les forces sont obtenues avec le même modèle (Figure 28).

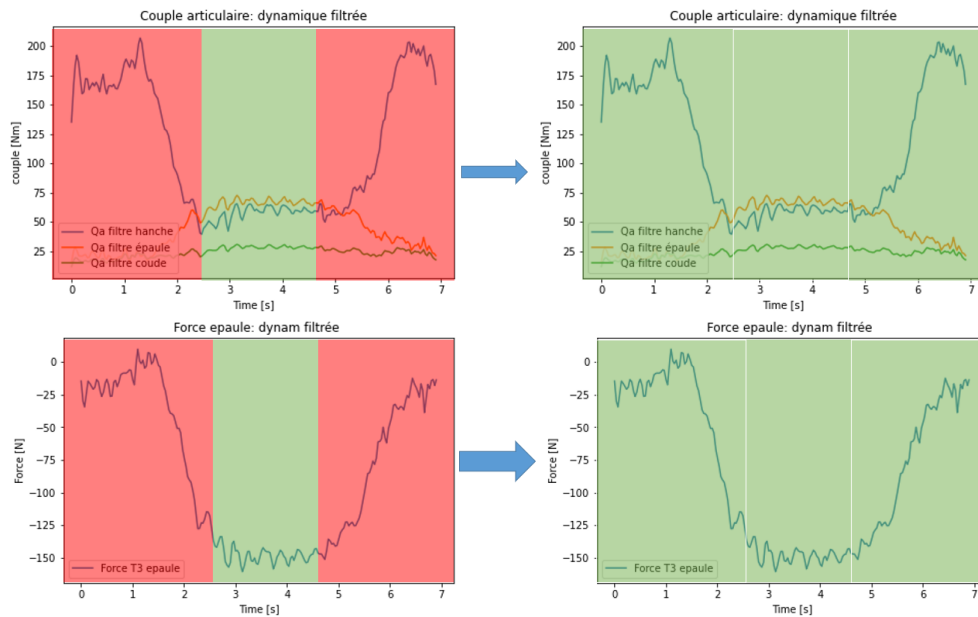


Figure 28 : Pertinence des résultats : comparaison avec un modèle statique simple

B. Mise en place d'un dispositif de soulagement d'effort

Cette section est consacrée à montrer que l'optimisateur remplit bien son rôle avec n'importe quel dispositif additionnel, visant à soulager les efforts internes, mis dans le modèle et à montrer son impact sur les résultats de la dynamique inverse.

1. Description du dispositif/principe

Le dispositif choisi est un dispositif composé de ressorts et d'amortisseurs imaginés pour les besoins de cette section, qui serait attaché au plafond et qui est relié au corps humain (via des coques ou des harnais par exemple) au niveau de l'épaule et des poignets (Figure 29).

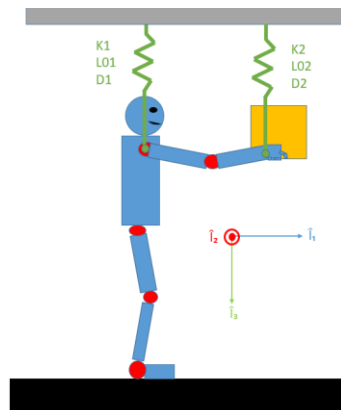


Figure 29 : dispositif attaché au plafond et relié à l'épaule et au poignet

Les informations sur le dispositif sont les suivantes : la hauteur du plafond H est de 3 m, 2 ressorts-amortisseurs en parallèle avec comme paramètres la constante de raideur du ressort K [N/m], la longueur initiale du ressort L0 [m] et le coefficient d'amortissement D [Ns/m]. Chaque ensemble ressort-amortisseur engendre une force dont l'équation constitutive est :

$$F_z = (-K * (H - L_0 - Z)) - (D * VZ) \quad (15)$$

où F_z est la force du ressort-amortisseur selon l'axe $\hat{I}_3$, Z est l'élongation du ressort et VZ la vitesse de l'amortisseur selon l'axe $\hat{I}_3$.

Les valeurs initiales (i.e. avant optimisations) de ces paramètres sont les suivantes :

- K1 = K2 = 100 N/m
- L01 = L02 = 2 m
- D1 = D2 = 10 kg/s

En appliquant le cheminement complet, identique à la Partie III. A. 1. et III. A. 2., la dynamique inverse donne ce résultat avant optimisation (Figure 30) :

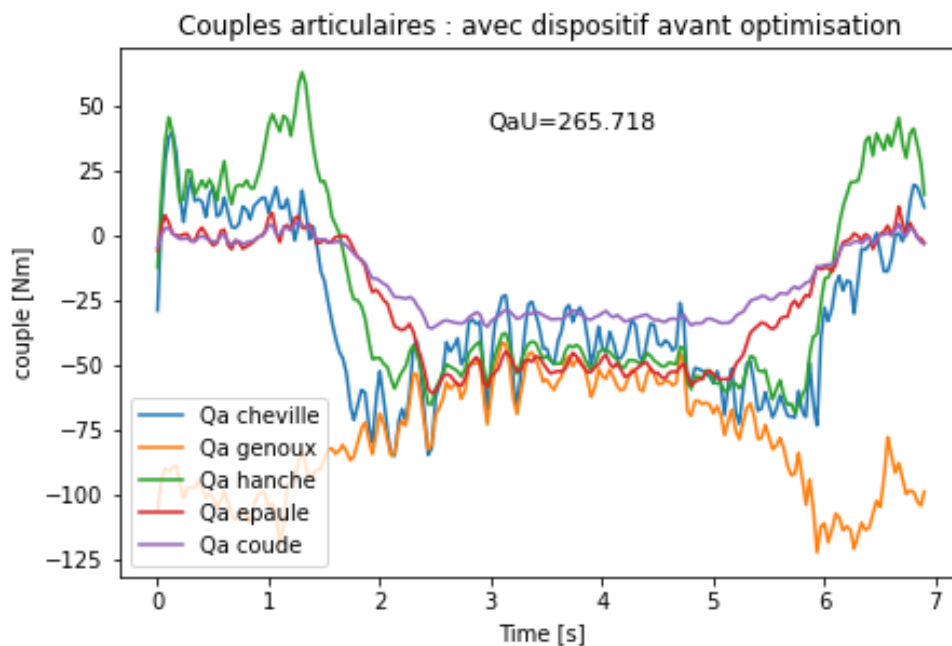


Figure 30 : Couples articulaires avec le dispositif (avant optimisation)

2. Optimisation cinématique/dynamique

L'optimisation suivra le schéma représenté à la Figure 31 (adapté de la Figure 17) :

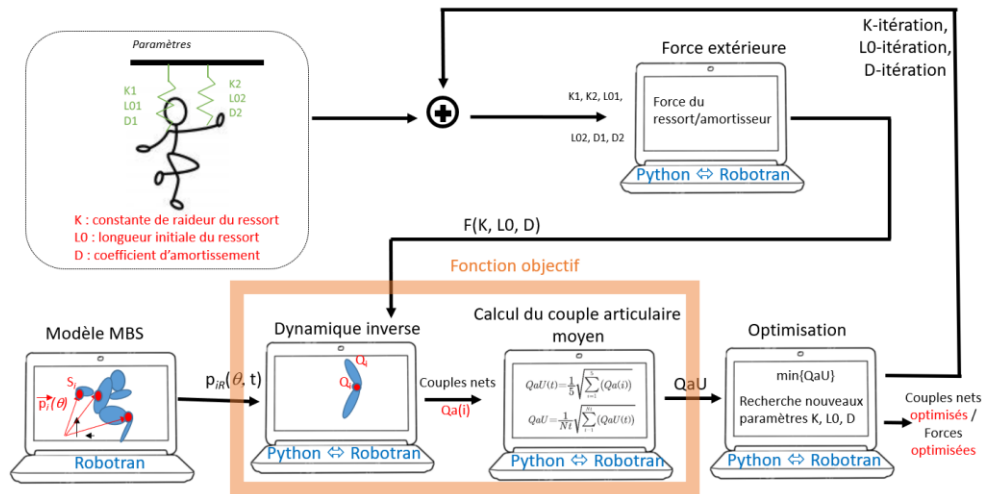


Figure 31 : Déroulement de l'optimisation du dispositif de l'expérience N°1

Comme expliqué dans la Partie II. C. Optimisation, les paramètres qui seront optimisés sont les 2 K , les 2 $L0$ et les 2 D . Ces paramètres vont permettre le calcul des forces ressorts-amortisseurs via l'équation (15). Avec ces forces et le modèle, une première dynamique inverse sera créée (Figure 30). Par la suite, le calcul des couples nets QaU sera effectué. Le rôle de l'optimisation sera de minimiser QaU le plus possible par itérations successives sur les paramètres. **Les valeurs des tolérances sont 0.01 et le nombre d'itération est 150.**

La Figure 32 est le résultat de l'optimisation sur le dispositif :

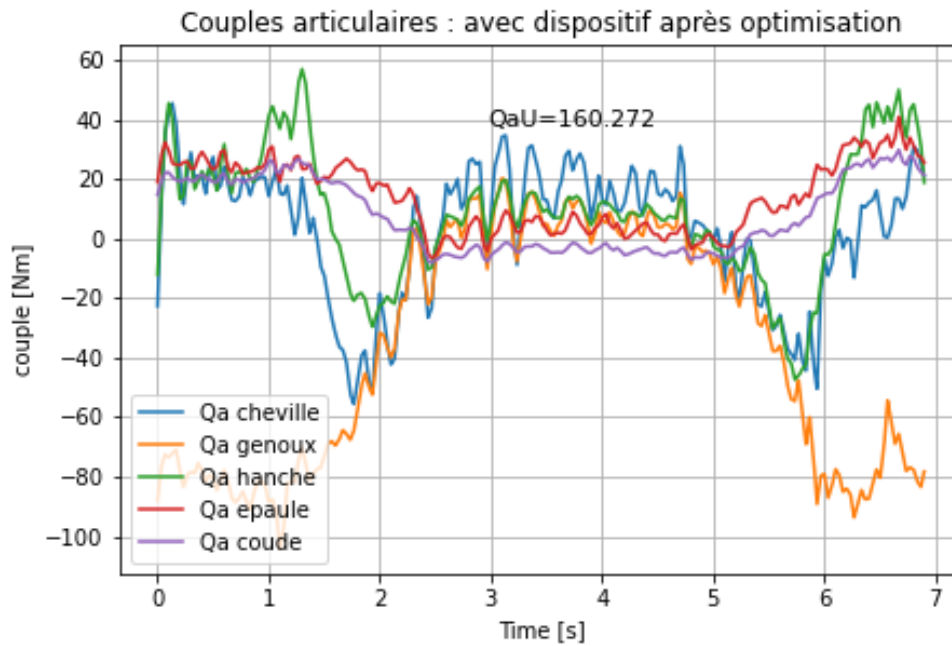


Figure 32 : Tous les couples articulaires du dispositif (optimisé)

3. Analyse des résultats

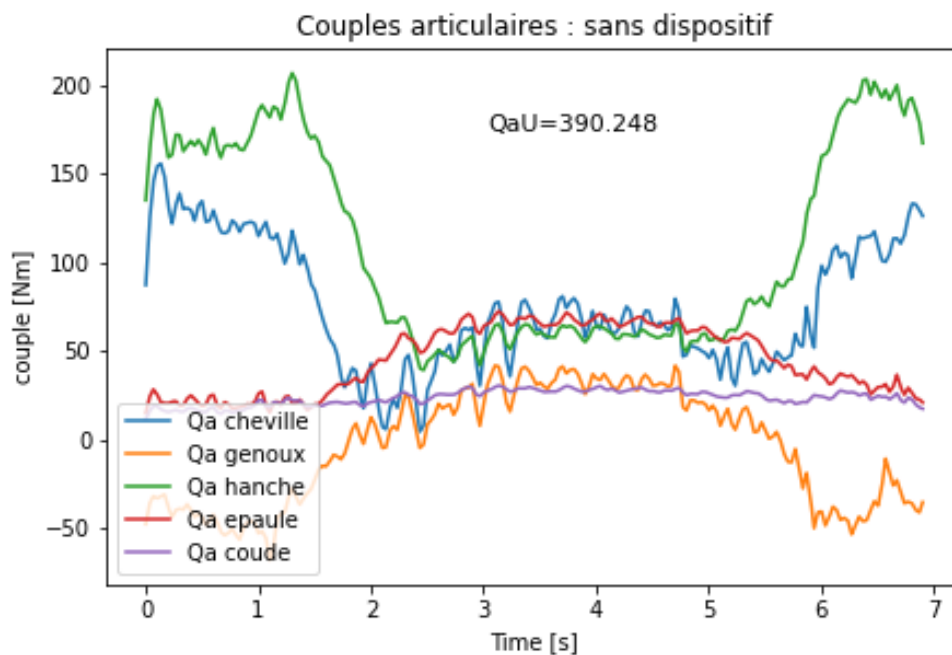


Figure 33 : Tous les couples articulaires sans le dispositif

Comparaison sans dispositif et avec dispositif avant optimisation.

En comparant les résultats de la dynamique sans le dispositif (Figure 33), on constate bien que le QaU a diminué avec la présence du dispositif

(même sans optimisation) (Figure 30 et Figure 34.A gauche). Cette constatation fournit comme renseignement que le dispositif soulage les efforts sur l'ensemble des articulations pour soulever la charge.

Cependant, la Figure 34.A (gauche) nous renseigne aussi que les couples articulaires Qa sont globalement négatif, ce qui signifie pour le modèle, que le dispositif applique une traction du corps humain vers le plafond.

Comparaison dispositif avant optimisation et après optimisation.

Après l'optimisation (Figure 34.A (droite)), les paramètres ont été ajustés pour obtenir un plus faible QaU tout en restant dans des valeurs physiquement acceptables (voir le Tableau 2 ci-dessous).

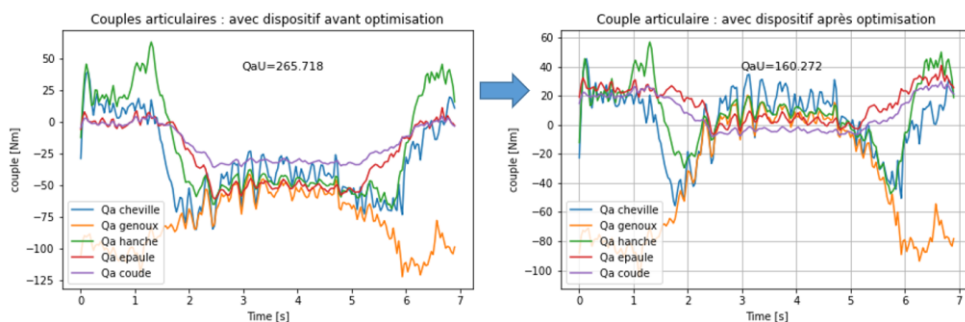


Figure 34.A : Comparaison des couples avec dispositif avant optimisation (gauche) et avec optimisation (droite)

Paramètres	Initial	Optimisé
K1 [N/m]	100	122.76
L01 [m]	2	0.88
D1 [kg/s]	10	6
K2 [N/m]	100	124.67
L02 [m]	2	3.20
D2 [kg/s]	10	12.42

Tableau 2 : Paramètres initiaux et optimisés

Comparaison sans le dispositif et avec dispositif avec optimisation.

Les discussions suivantes porteront sur la comparaison de la Figure 34.B avec les résultats précédents.

Première constatation : même constatation qu'avant optimisation, le QaU est, en toute logique, plus faible que celui du QaU sans dispositif,

Deuxième constatation : En reprenant l'idée des trois zones de la Partie III. A. 4., la zone B du couple articulaire **sans dispositif** montre que les couples articulaires Qa tendent à se rapprocher de **50 Nm**

approximativement. Pour rappel, la zone B est la zone dans laquelle la charge est maintenue avec bras tendu et en formant un angle droit avec le corps en position debout. **Avec le dispositif optimisé**, les Qa tendent cette fois vers **10 Nm**. Ce résultat montre que l'optimisation fait en sorte qu'en zone B, position la plus contraignante de la manutention d'une charge, le dispositif soulage le plus que possible la manipulation pendant cette période.

Grâce au fait que le dispositif soit connecté au plafond, une partie de l'effort de la charge est transmis à celui-ci, ce qui a pour conséquence que les couples articulaires sont tous impactés par le dispositif.

Le Tableau 3 est un récapitulatif des QaU , noté Q_a^{moyen} , des résultats précédents :

Sans dispositif	Avec dispositif sans optimisation	Avec dispositif avec optimisation
$Q_a^{moyen} = 390,25 \text{ [Nm]}$	$Q_a^{moyen} = 265,72 \text{ [Nm]}$	$Q_a^{moyen} = 160,27 \text{ [Nm]}$

Tableau 3 : Synthèse des QaU des 3 résultats précédents

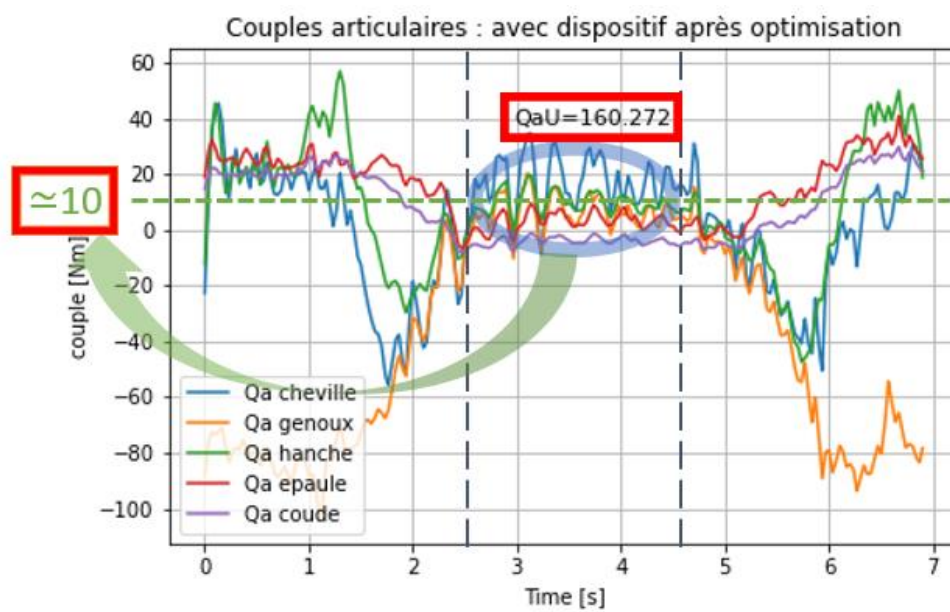
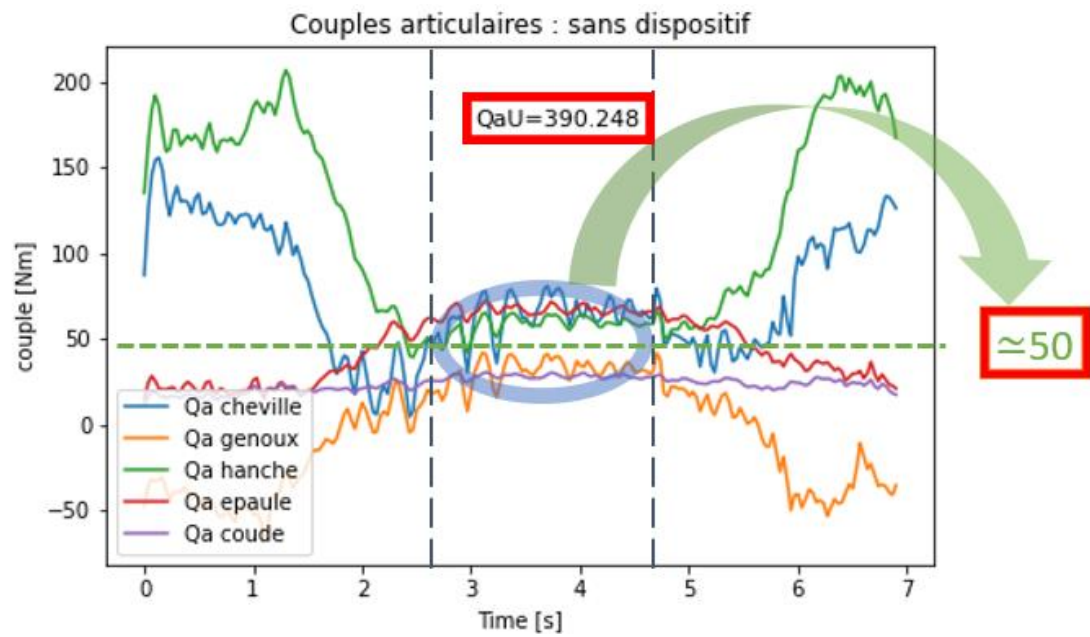


Figure 34.B : Comparaison des couples sans dispositif et avec dispositif optimisé

IV. Expérience N°2

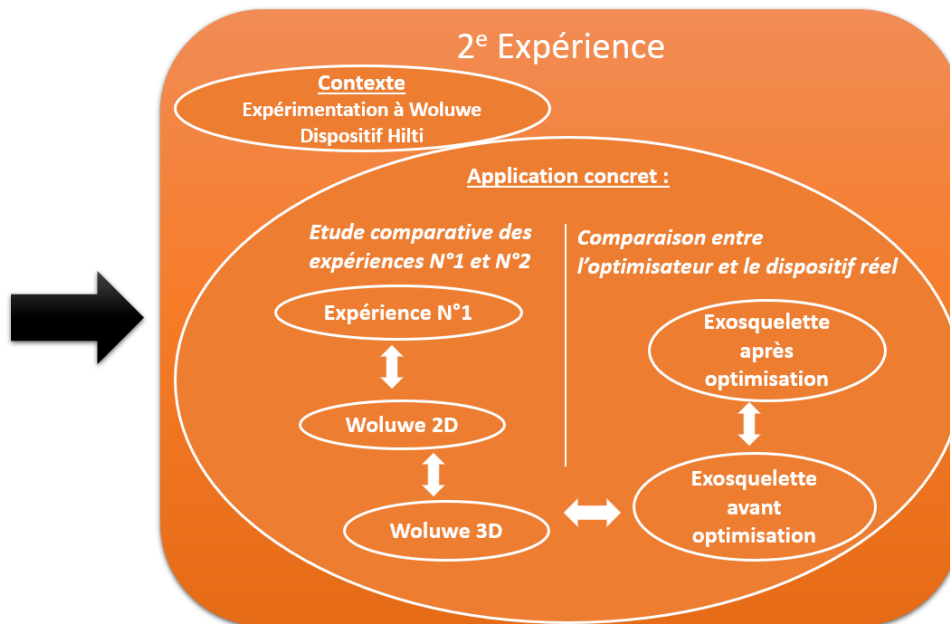


Figure 35 : Vue d'ensemble de l'expérience N°2

L'expérience N°1 était utile pour servir de comparaison pour les résultats de l'expérience N°2 dans laquelle on étudiera un véritable exosquelette de la société Hilti.

A. Contexte

L'expérience N°2 se basera sur les informations cinématiques du laboratoire de marche de Woluwe et des données morphologiques de l'exosquelette Hilti.

1. Mesures cinématique à Woluwe

Comme décrit dans la Partie II. A., Woluwe possède le matériel, 8 caméras de la marque Vicon, qui permet de recueillir **les coordonnées spatiales du mouvement en 3D**. Tracker ne pouvait prendre que des informations en 2D et la précision des données dépendait fortement de la résolution de la vidéo. Grâce aux mesures cinématiques réalisées à Woluwe, la qualité et la précision des données sont nettement meilleures pour obtenir des résultats plus précis de la dynamique inverse.

Nous avons analysé plusieurs cas de mouvements :

- Mouvement rapide-milieu
- Mouvement rapide-haut
- Mouvement lent-milieu
- Mouvement lent-haut
- Mouvement oblique

Le mouvement milieu correspond à un mouvement où la charge est prise au niveau du sol, puis amenée au niveau de la hanche (Figure 36.A, gauche). Le mouvement haut correspond à un mouvement où la charge est amenée au niveau de la tête (Figure 36.A, milieu gauche). Le mouvement oblique est un mouvement où la charge est prise sur le côté droit, puis amenée au niveau de la hanche sur le côté gauche (Figure 36.A, milieu droite et droite).

Le mouvement rapide correspond à un mouvement effectué en temps rapide (5 secondes environ) tandis que celui lent est effectué en temps lent (8 sec environ).

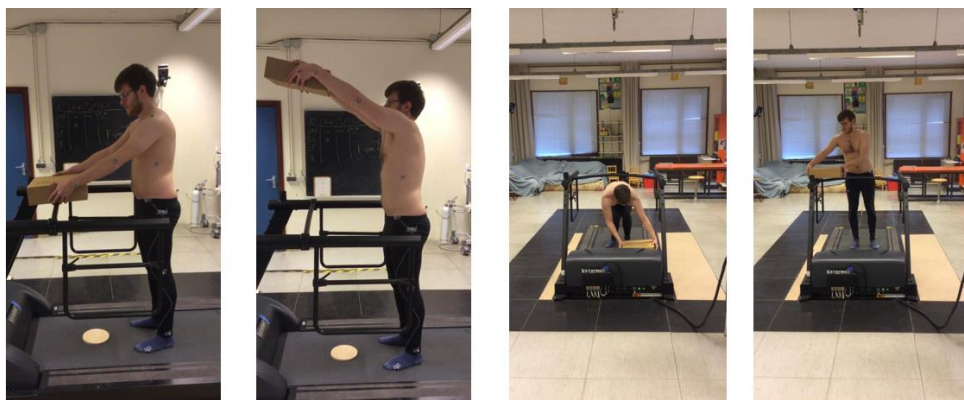


Figure 36.A : (gauche) mouvement milieu ; (milieu gauche) mouvement haut ; (milieu droite) début mouvement oblique ; (droite) fin du mouvement oblique

La suite du TFE se portera sur le cas du mouvement rapide-milieu.

2. L'exosquelette Hilti

Que peut apporter l'exosquelette de Hilti ? Pour les besoins du TFE, un représentant de l'entreprise Hilti est venu présenter l'exosquelette pour permettre d'en faire la démonstration (Figure 36.B).



Figure 36.B : Exosquelette EXO-01 de Hilti

Grâce à la démonstration, nous avons pu prendre les mesures, les masses et observer le fonctionnement de l'exosquelette. Ces informations furent bien utiles pour réaliser le modèle multicorps.

L'un des objectifs du TFE est de réaliser une étude de l'exosquelette pour observer son efficacité et chercher s'il y a une possibilité de l'optimiser pour améliorer son efficacité. **Hilti affirme que l'exosquelette soulage principalement l'épaule pendant un travail avec les bras en hauteur.**

B. Application concrète

Le mouvement rapide-milieu a été choisi car il correspond au mouvement le plus courant de la vie quotidienne (Figure 37).



Figure 37 : Mouvement du sol vers la hauteur des hanches

1. Etude comparative des deux expériences (N°1 et N°2)

Avant de commencer la comparaison, il faut tenir compte que l'expérience a été réalisée avec des données 2D et le modèle multicorp associé. Le modèle associé à l'expérience de Woluwe en 3D sera évidemment différent mais une question subsiste : **comment peut-on se fier à la pertinence des résultats du Woluwe 3D ?**

Pour répondre à cette question, il faudra passer par un modèle intermédiaire entre les modèles des expériences N°1 (2D) et N°2 (3D). Ce modèle intermédiaire est simplement basé sur les données de Woluwe mais simplifié **en 2D**. C'est réalisable pour la simple raison que les données 3D (x , y , z) peuvent être sélectionnées de manière individuelles (par exemple, en ne prenant que les valeurs en x).

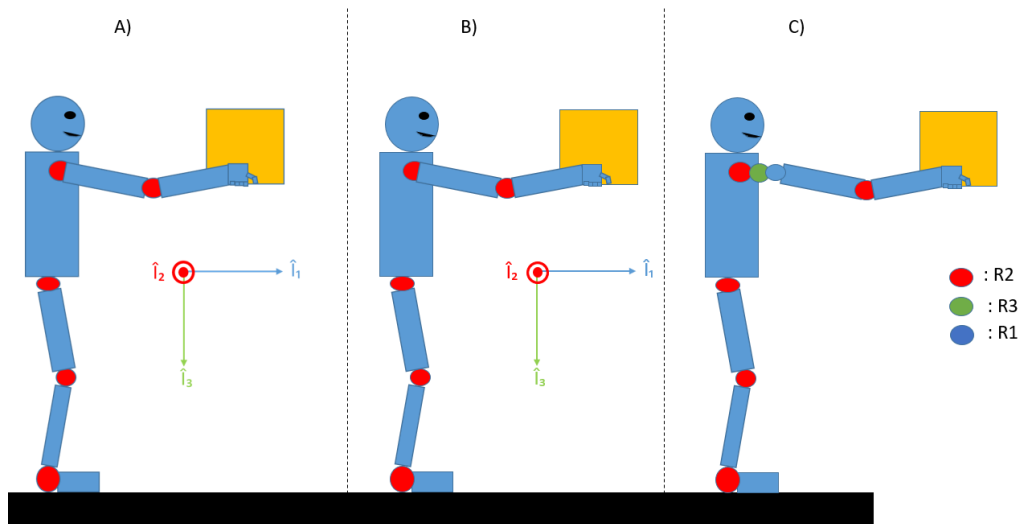


Figure 38 : A) modèle de l'expérience N°1, B) modèle de Woluwe 2D, C) modèle de Woluwe 3D

Commençons par la **comparaison entre les résultats du modèle A et du modèle B** de la Figure 38.

En appliquant le même procédé que la Partie III. A. 1. et III. A. 2., les résultats de la dynamique inverse du modèle A sont les mêmes que de l'expérience N°1 (Figure 22). Les résultats de la dynamique inverse du modèle B sont représentés aux Figures 39 (bas) et 40 (bas).

Que nous apporte cette comparaison ?

D'abord, l'expérience N°1 a une durée plus longue que l'expérience N°2. Cependant, les mouvements des deux expériences se ressemblent fortement. Cette ressemblance permet qu'une partie du résultat de la dynamique inverse de l'expérience N°1 peut être ignorée (Figure 39 haut et

Figure 40 haut) et qu'on se focalise sur la partie centrale des graphes et pas sur la partie de droite (d'où la croix rouge).

Les couples articulaires moyens, QaU , sont différents mais n'apportent pas d'informations utiles dans cette comparaison car elle résulte du changement de masse de la charge (dans l'expérience N°2, la poutre ne pèse que 3 kg tandis que pour l'expérience N°1, la caisse pesait 9 kg).

Enfin, le point qui permet de rendre cette comparaison pertinente est l'allure globale des couples articulaires Qa des Figures 39 et 40. Les allures devaient se ressembler car les mouvements des expériences sont très semblables. Par exemple, le couple articulaire de la hanche Qa_{hanche} dans la Figure 39 bas est le plus élevé entre 0 et 1 seconde tout comme celui dans la Figure 39 haut.

Grâce à ce point, les mesures cinématiques de Woluwe 2D peuvent être considérées comme pertinentes et permettent de faire la prochaine comparaison entre les modèles 2D et 3D de l'expérience de Woluwe.

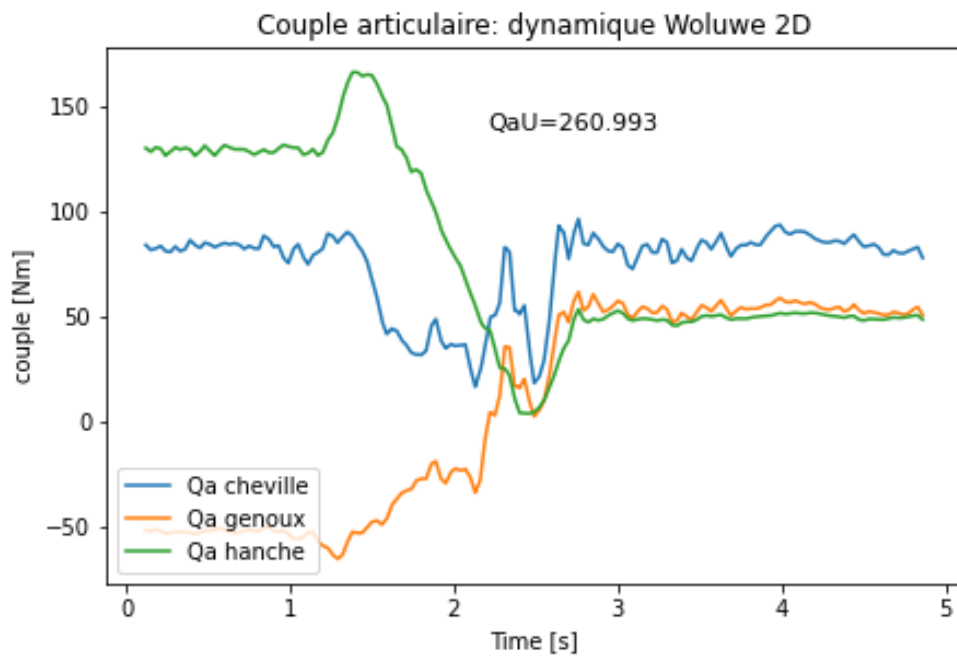
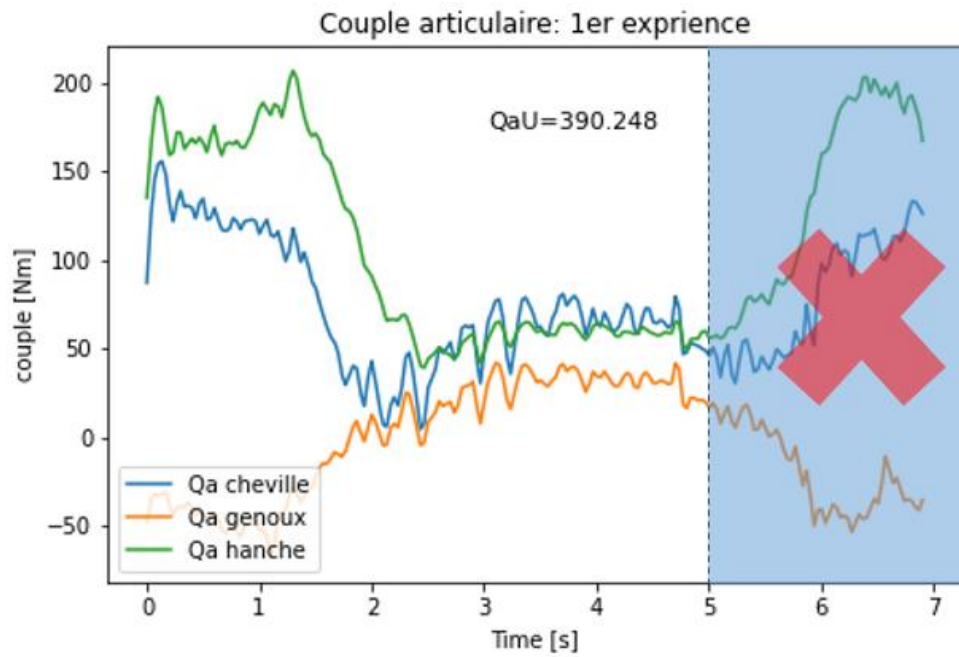


Figure 39 : Comparaison des couples articulaires des jambes entre l'expérience N°1 (haut) et de Woluwe 2D (bas)

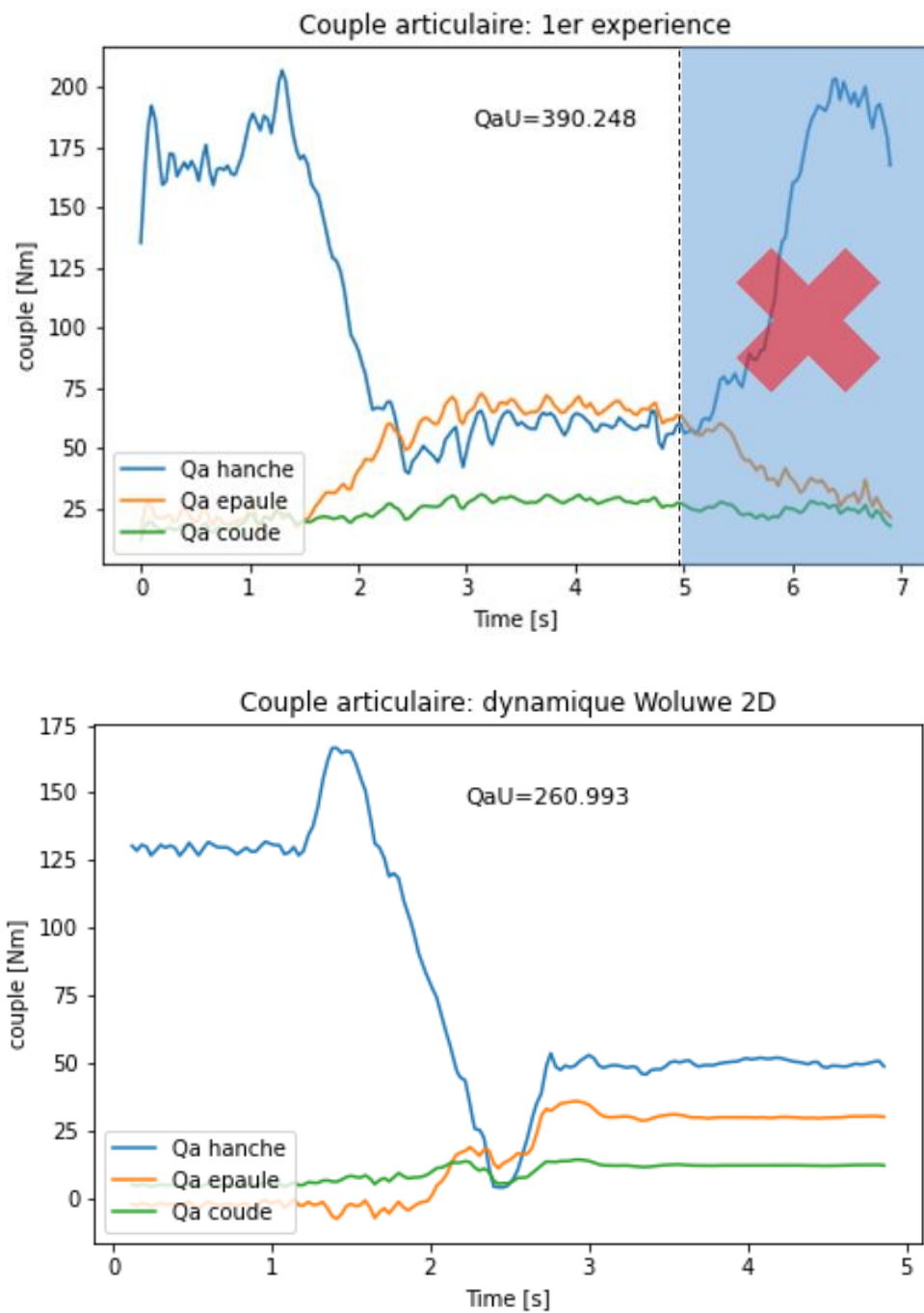


Figure 40 : Comparaison des couples articulaires du corps et des bras entre l'expérience N°1 (haut) et de Woluwe 2D (bas)

La structure du modèle A et du modèle B sont identiques. Il n'y avait aucun impact à ce niveau sur les résultats. Mais concernant le modèle C, la structure est différente. Au niveau de l'épaule, le modèle considère que l'épaule est une rotule et peut réaliser un mouvement 3D grâce aux trois rotations de l'espace. Le reste de la structure du modèle C est identique au modèle B (de même que les informations comme la masse de la poutre qui reste inchangée entre le modèle B et C).

Les résultats vont-ils être impactés par ce changement de structure ?

Les résultats de la dynamique inverse de l'expérience en 2D sont représentés sur les graphes de gauche de la Figure 43 tandis que ceux de l'expérience en 3D sont remis sur ceux de droite.

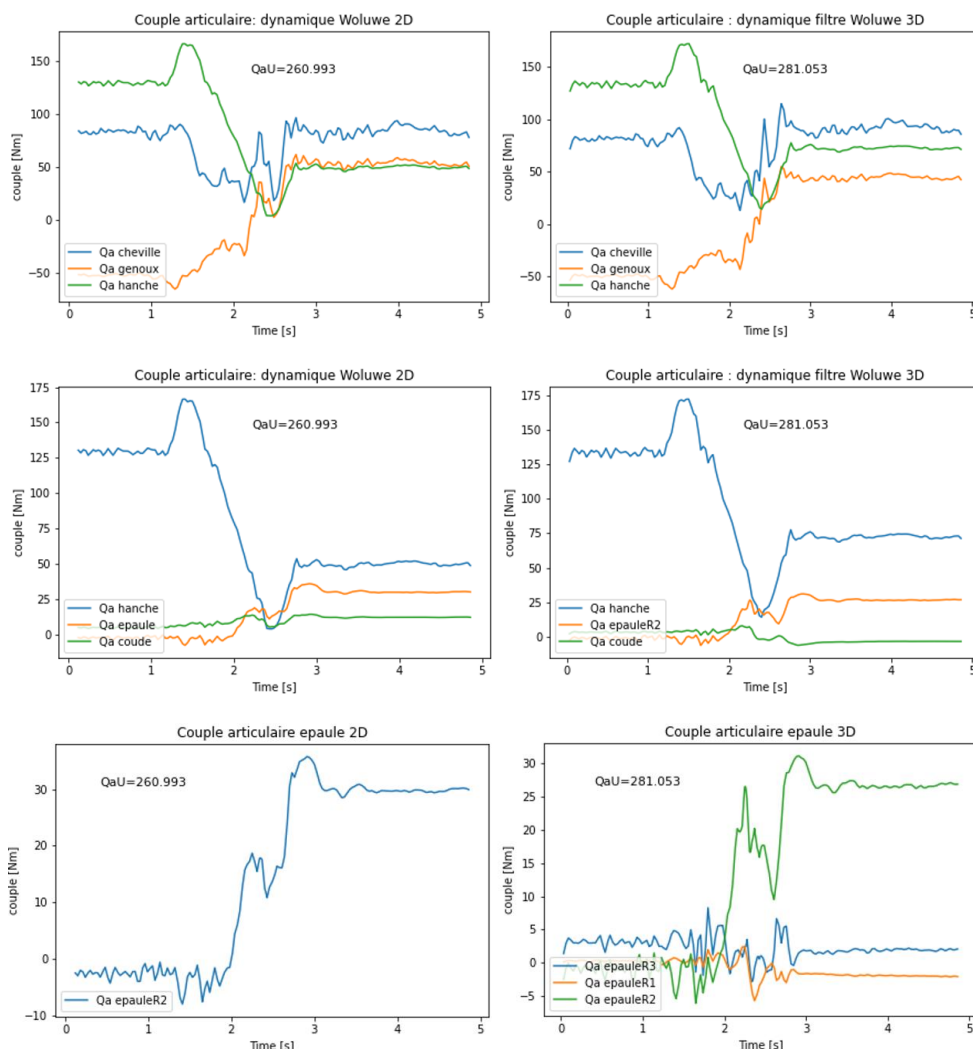


Figure 43 : Comparaison des couples articulaire entre Woluwe 2D et 3D

La première constatation est que le couple articulaire moyen QaU du 3D a augmenté par rapport au 2D. Cela est dû à l'ajout des couples articulaires Qa provenant des deux nouvelles rotations de l'épaule.

La deuxième constatation est que, malgré le changement de structure du modèle, l'allure des couples articulaires se ressemble entre le 2D et 3D. Grâce à cette constatation, les résultats sont impactés par le changement de structure mais restent toujours cohérents et pertinents.

La dernière constatation est que parmi les couples articulaires de l'épaule, c'est le **couple en rotation selon $\hat{I}_2$** qui contrecarre le plus la masse de la charge, plus que ceux des autres rotations. Pour la suite de l'expérience, l'étude ne se concentrera que sur ce couple au niveau de l'épaule.

2. Comparaison entre les résultats du modèle de l'optimisation et le dispositif réel

Cette section va être séparée en 2 sous-sections : avant optimisation et après optimisation.

a) Avant Optimisation

Comme dans l'expérience N°1, le modèle de l'exosquelette doit être réalisé sur la base des informations de l'exosquelette de Hilti (Figure 44). Ce modèle est le modèle 3D avec l'exosquelette.

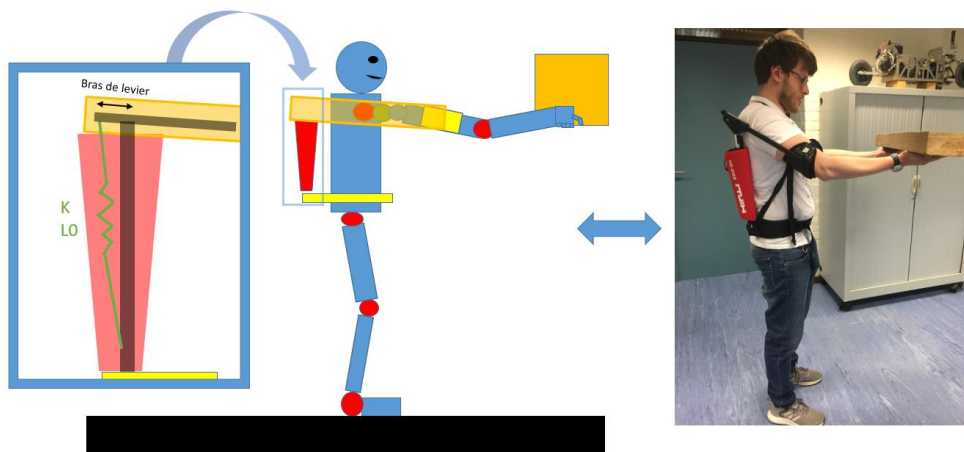


Figure 44 : Modèle de l'exosquelette Hilti

Le mécanisme de l'exosquelette fonctionne avec un tendeur élastique. Dans le modèle multicorps, ce tendeur sera représenté par un ressort avec comme caractéristique **K** , la constante de raideur, et **$L0$** sa longueur initiale (Figure 44). La force élastique associée s'écrit donc :

$$|F| = |K * (Z - L0)| \quad (16)$$

De plus, un paramètre va aussi intervenir sur l'efficacité du ressort : le **bras de levier** (Figure 44). Ce paramètre est ajustable par l'utilisateur : plus sa valeur est grande, plus l'effet de levier est grand.

En revanche, les valeurs de ces paramètres sont inconnues. Il faut partir sur **les hypothèses** qui **doivent** avoir un sens physique et une faisabilité technique pour l'exosquelette.

La Figure 45 montre le sens des valeurs que peuvent prendre $L0$ (gauche) et le bras de levier (droite). L'unité de ces deux paramètres sont le mètre, mais le bras de levier aura des valeurs négatives, à cause de la configuration du modèle (voir Figure 45 droit).

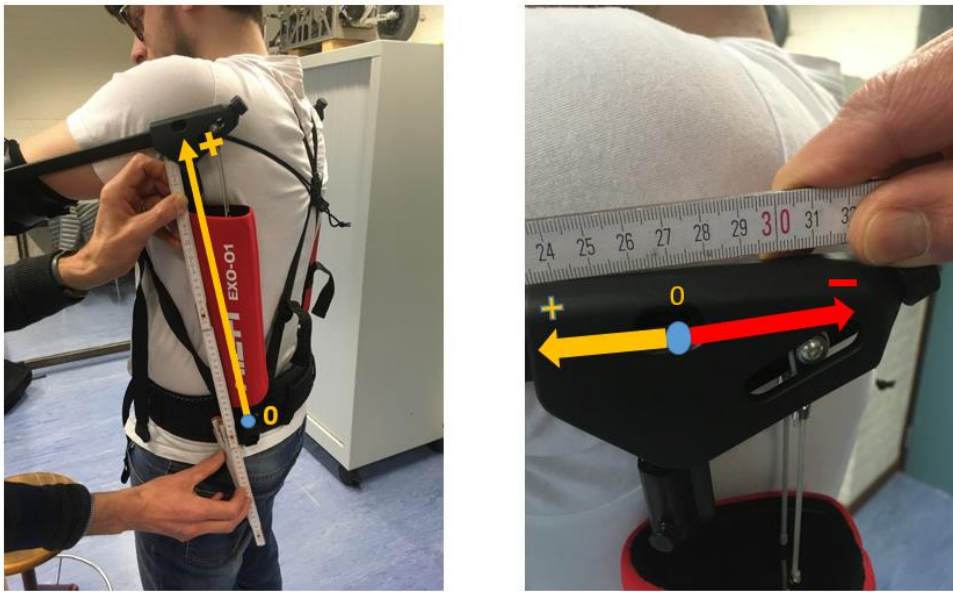


Figure 45 : sens des valeurs de $L0$ (gauche) et du bras de levier (droite)

Le choix des valeurs de référence/ ou initiales de l'exosquelette peut être arbitraire tant qu'elles respectent les hypothèses citées précédemment. Le choix pour ce TFE sont les suivantes :

- $K = 1500 \left[\frac{N}{m} \right]$
- $L0 = 0.35 [m] = 35 [cm]$
- $bras\ de\ levier = -0.06 [m] = -6 [cm]$

La valeur de K correspond un déplacement de 1 cm du ressort pour une masse de 1,5 kg.

Une fois le modèle prêt, la dynamique inverse peut être appliquée. Pour rappel, ce modèle n'est plus un modèle arborescent mais un modèle bouclé (voir Partie II. B.). La dynamique inverse sera impactée par des contraintes de boucle, mais elle sera simplifiée grâce à la technique des coordonnées partitionnées.

Sur les Figure 46 (gauche) et 47 (gauche), les couples articulaires Qa de Woluwe 3D seront considérés comme résultats de la dynamique inverse sans exosquelette. Tandis que sur la Figure 46 (droite) et 47 (droite), ces

couples seront ceux de la dynamique inverse avec exosquelette **avant optimisation**. Plusieurs constatations peuvent être effectuées :

- Première constatation : Le QaU a augmenté avec la présence de l'exosquelette. Cette augmentation est dû à la présence de l'exosquelette lui-même avec sa masse de 2 kg.
- Deuxième constatation : Hilti a conçu cet exosquelette pour soulager l'utilisateur d'un travail avec les bras levés. Pendant cette expérience, le moment où les bras sont levés se situe aux alentours **de 3 sec**. Cette information permet d'observer qu'il n'y a pas d'énormément de variations sur tous les couples à partir de ce moment.

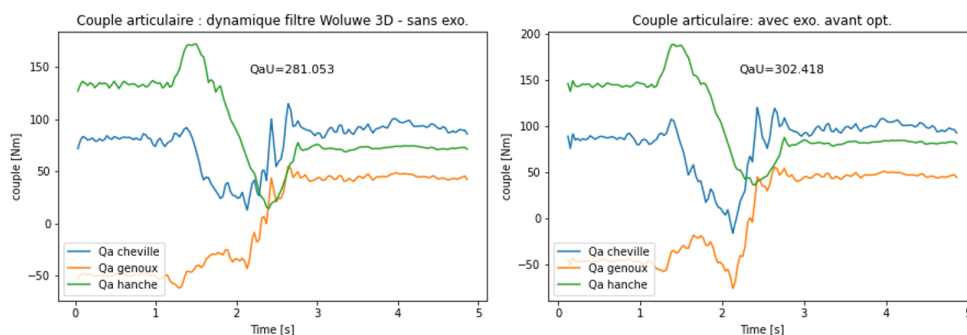


Figure 46 : couples articulaires de l'expérience 3D (gauche) et avec exosquelette (droite), de la cheville, du genou et de la hanche

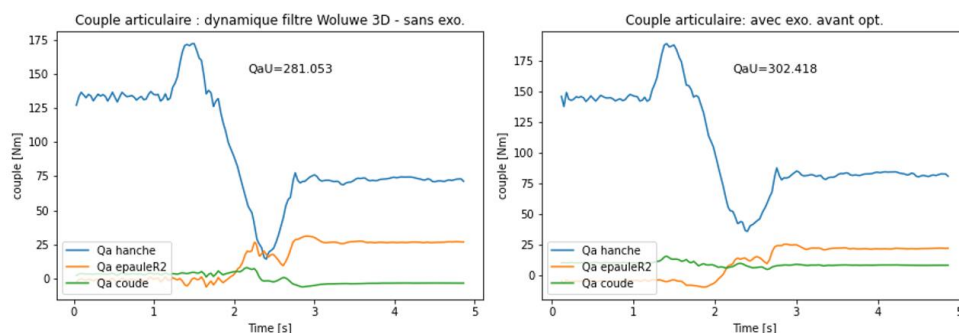


Figure 47 : couples articulaires de l'expérience 3D (gauche) et avec exosquelette (droite) de la hanche, de l'épaule et du coude

Pour vérifier que l'exosquelette de Hilti remplit bien sa mission (voir Partie IV. A. 2.), il faut observer les résultats des couples articulaires et des forces, mais uniquement pour l'épaule (Figure 48).

Ce résultat au niveau des couples montre qu'avec la présence de l'exosquelette, **l'épaule est bien soulagée comme l'affirme Hilti**. La différence du couple de la Figure 48 s'élève à 43% avec les paramètres

initiaux choisis. Concernant les forces, en considérant qu'il faut observer à partir de 3 sec, elles ne changent pas ou très peu. L'étude sur les forces sera plus impactant après optimisation (cfr infra).

La conclusion de cette sous-section est que les paramètres sont un bon choix pour caractériser l'efficacité de l'exosquelette. La prochaine sous-section sera consacrée aux résultats obtenus par l'optimisation à partir des valeurs de référence des paramètres.

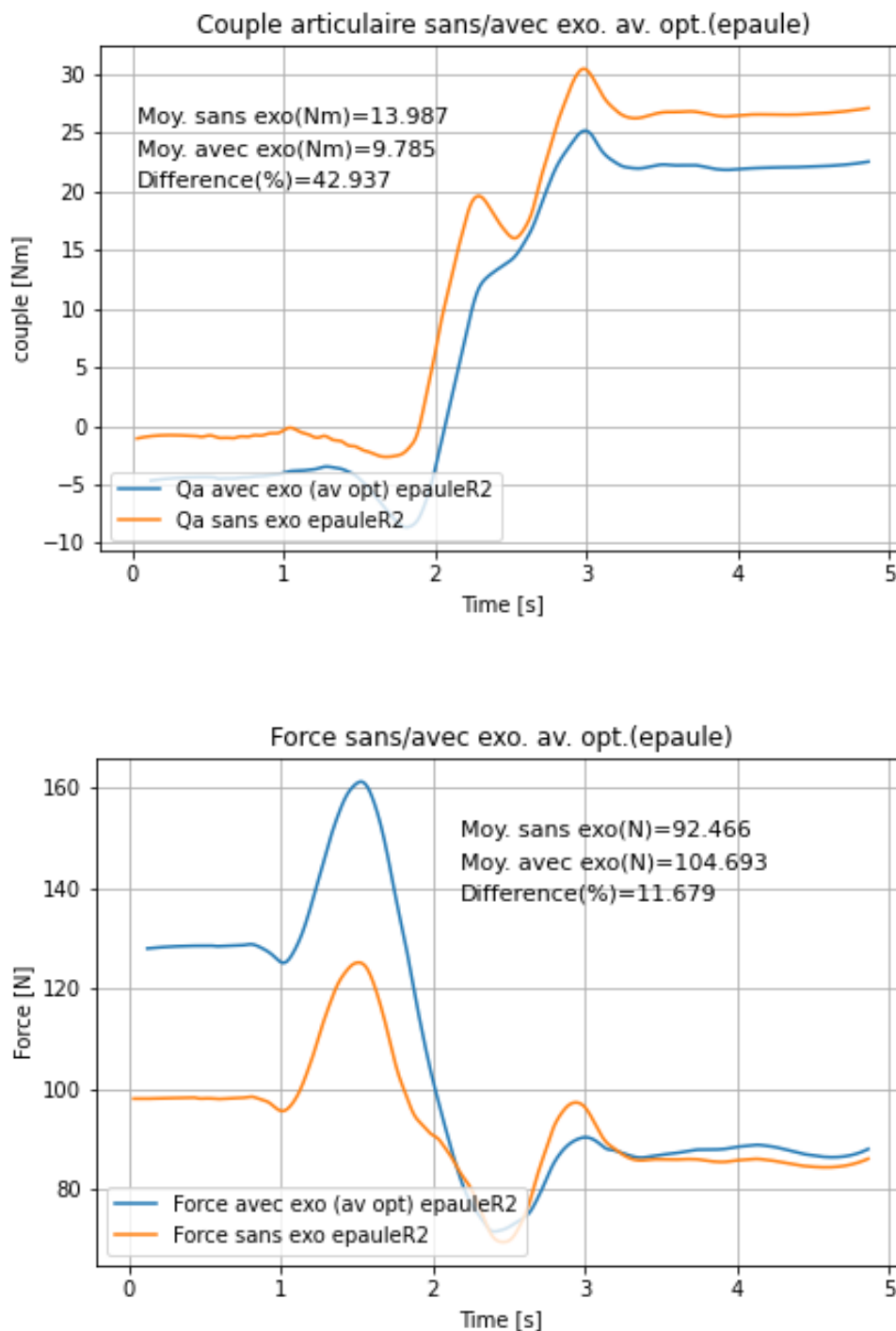


Figure 48 : Différences du couple (haut) et de la force (bas) au niveau de l'épaule sans l'exosquelette et avec exosquelette (avant optimisation)

b) Après Optimisation

Avant l'optimisation, les paramètres choisis étaient déjà de bons candidats qui correspondent à la caractérisation de l'exosquelette. Cependant, il existe d'autres combinaisons de valeurs de ces paramètres qui peuvent aussi convenir. L'optimisateur va permettre de réaliser une étude sur les meilleurs candidats.

Dans un premier temps, l'optimisateur a été appliqué sur les trois paramètres de façon globale. Ensuite, le paramètre $L0$ sera fixé et les deux autres paramètres seront optimisés. Cette dernière partie sera détaillée plus tard. L'optimisation utilise comme niveau de tolérance à 0.01 et le nombre d'itération à 25.

Après l'optimisation des trois paramètres comme expliqué dans la Partie II. C., les paramètres optimisés sont repris dans le Tableau 4 :

Paramètres	Initial	Optimisé	Couple articulaire moyen [Nm]
K [N/m]	1500	2031.3	301.73
L0 [m]	0.35	0.276	
Bras de levier [m]	-0.06	-0.056	

Tableau 4 : Paramètres initiaux et optimisés de l'exosquelette Hilti

En observant les résultats de la dynamique inverse optimisée à la Figure 49 (bas), on peut faire les constatations sont les suivantes :

- Le seul couple articulaire qui a été affecté par l'optimisation est le couple articulaire de l'épaule. Ce résultat, logique, montre d'une part que l'exosquelette est ciblé pour soulager cette articulation. D'autre part, l'optimisateur tend à ce que ce couple se rapproche de celle du coude (en regardant à partir de 3 sec) pour la raison que le coude est le moins affecté par la charge.
- Le QaU après optimisation a diminué légèrement par rapport à la version avant optimisation. Cela signifie simplement que l'impact de la réduction du couple de l'épaule est faible sur la moyenne de tous les couples.

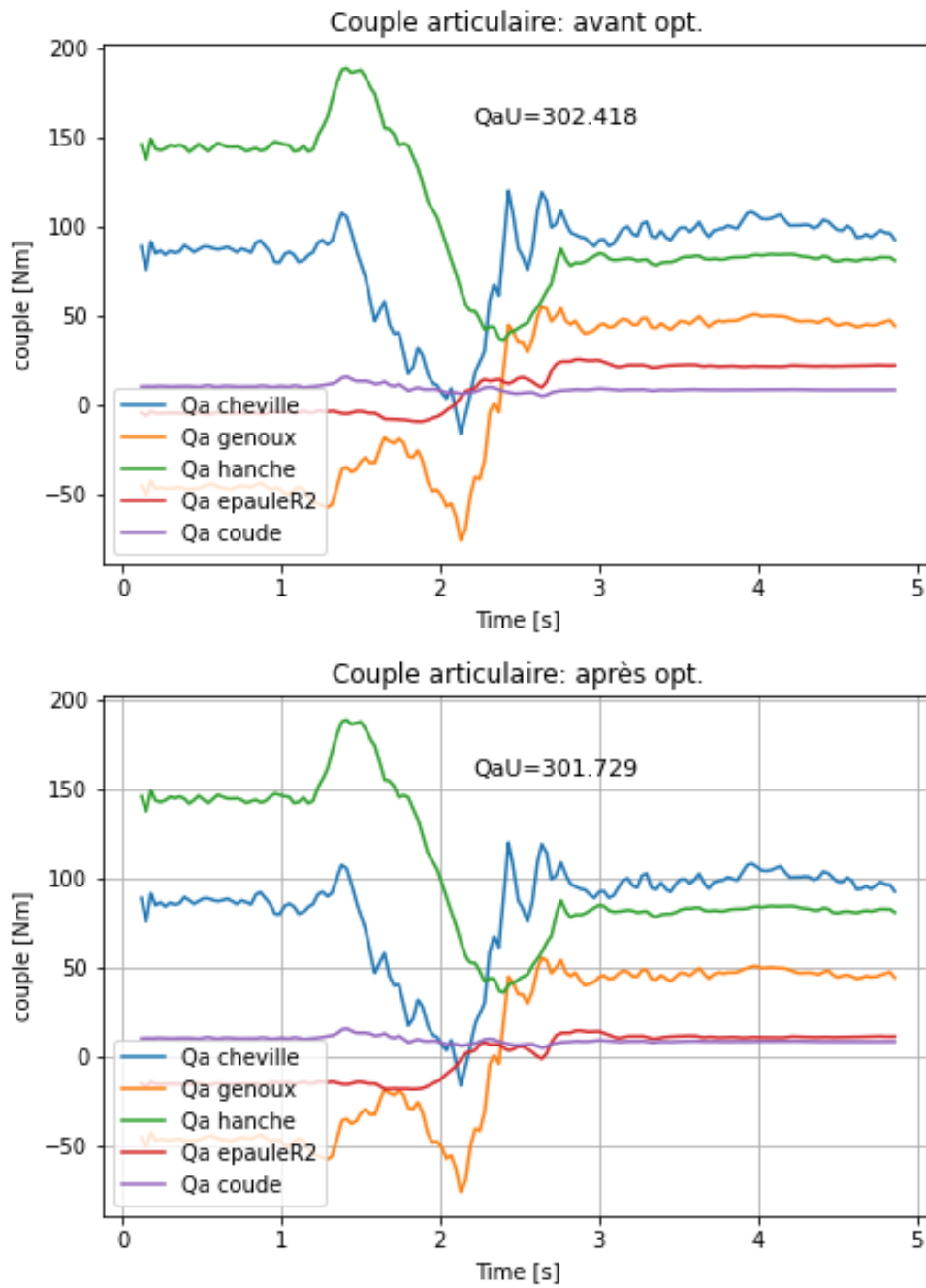


Figure 49 : Tous les couples articulaires Qa avant optimisation (haut) et après optimisation (bas)

Pour observer la différence d'avant et après optimisation, il faut inspecter ce qui se passe au niveau de l'épaule (Figure 50).

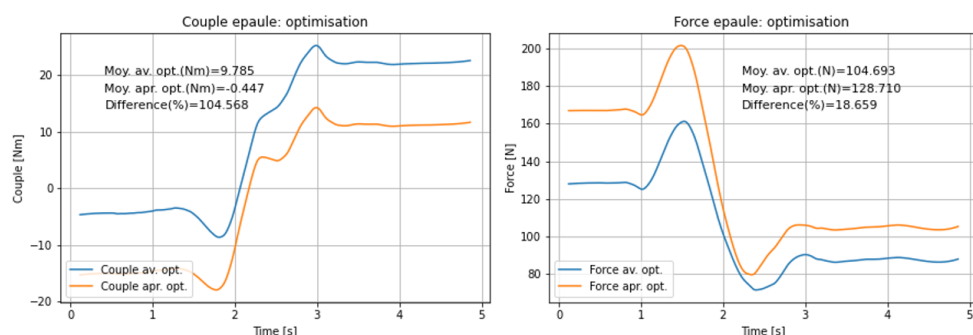


Figure 50 : Différence d'avant et après optimisation au niveau de l'épaule du couple articulaire (gauche) et de la force (droite)

Au niveau du couple, les paramètres optimisés du Tableau 4 permettent que le couple moyen de l'épaule soit le plus proche de 0. Par conséquent, la différence d'optimisation entre avant et après est de **105 %**. Ces paramètres sont donc optimisés pour améliorer l'efficacité de l'exosquelette vis-à-vis du couple actif de l'épaule, tout en respectant les hypothèses de la faisabilité technique de l'exosquelette ($K = 2031.3 \left[\frac{N}{m} \right]$ et $L0 = 0.276 [m]$).

En revanche, le prix à payer de cette optimisation est que la force au sein de l'épaule est augmentée de **20%** par rapport à la version avant optimisation. L'exosquelette va faire subir à l'épaule et au harnais une force verticale plus importante. La Figure 51 permet d'observer l'impact de l'optimisation des paramètres sur la force entre le buste de la personne et le harnais de l'exosquelette.

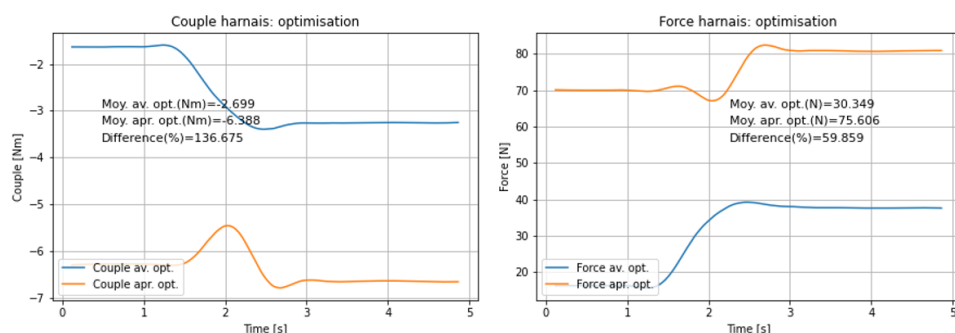


Figure 51 : Différence d'optimisation au niveau du harnais du couple articulaire (gauche) et de la force (droite)

Après l'optimisation, le harnais exerce une force verticale de **75 N** vers le haut et un couple transversal (selon $\hat{I}_2$) de **6 Nm** (équivalent à une charge de 30 g mis à 5 cm du harnais mais dont le poids est dirigé vers le haut) comme illustré sur la Figure 52.

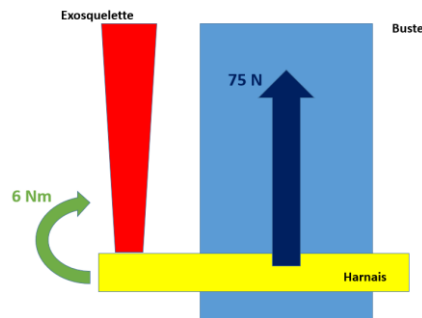


Figure 52 : Visualisation de l'effet de l'optimisation sur le harnais

Comme évoqué dans la Partie II. C., l'optimisation est limitée par les tolérances et par le nombre d'itérations. Dans cette optimisation, elle a été impactée par le nombre maximal d'itérations effectués : **25**.

Comment évolueraient les paramètres et le couple articulaire moyen QaU en fonction du nombre d'itérations ?

Cette question trouve sa réponse dans les Figures 53 et 54.

Plus le nombre d'itérations est grand, plus le temps de calcul et de recherche de l'optimum sera long. S'il n'y avait pas d'imposition du nombre maximal d'itération, l'optimisateur aurait cherché ces paramètres optimisés jusqu'au respect de la tolérance voulue.

En revanche, comme le montre la Figure 54 (bas), le QaU (qui est la fonction objectif que l'optimisateur tenter de minimiser) ne diminue que faiblement après 40 itérations. Le choix du nombre d'itérations a été pris en tenant compte de cette observation, pour les paramètres qui ont un impact direct sur la faisabilité technique.

En Annexe, les résultats de l'optimisation sont ceux obtenus lorsque l'optimisateur a atteint une valeur pour QaU qui ne diminue plus.

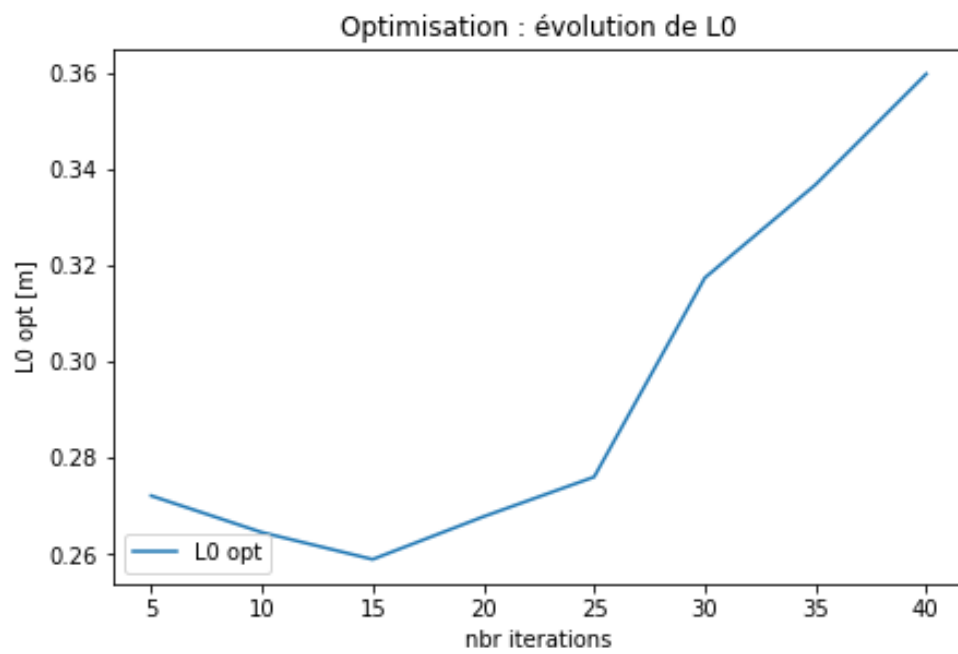
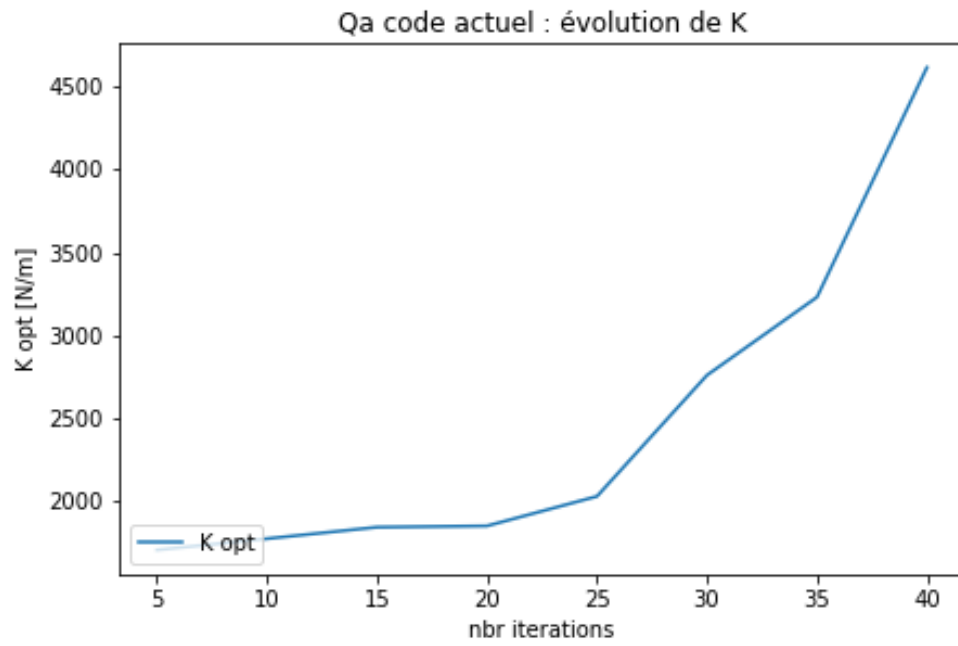
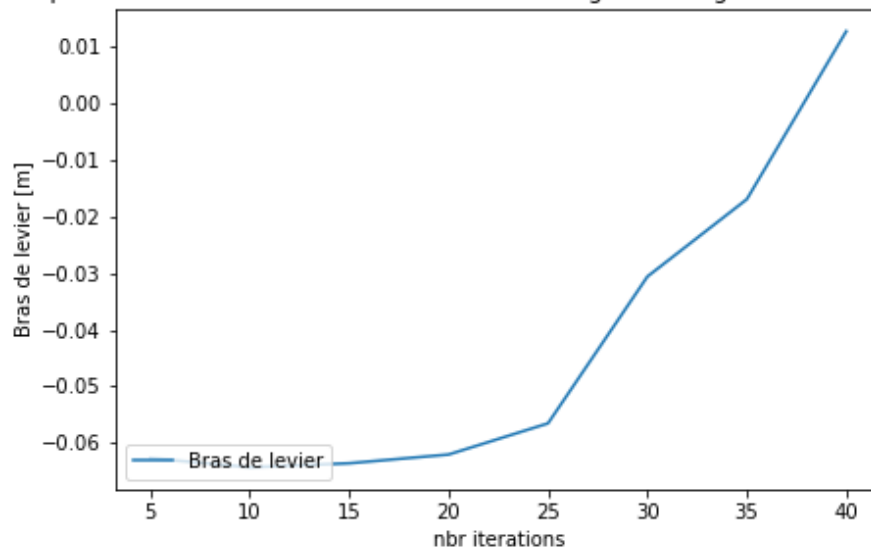


Figure 53 : Evolution de la raideur K (haut) et de la longueur neutre $L0$ (bas) en fonction du nombre d'itérations

Optimisation : évolution du Bras de levier (le signe est négatif dans le modèle)



Optimisation : évolution du QaU

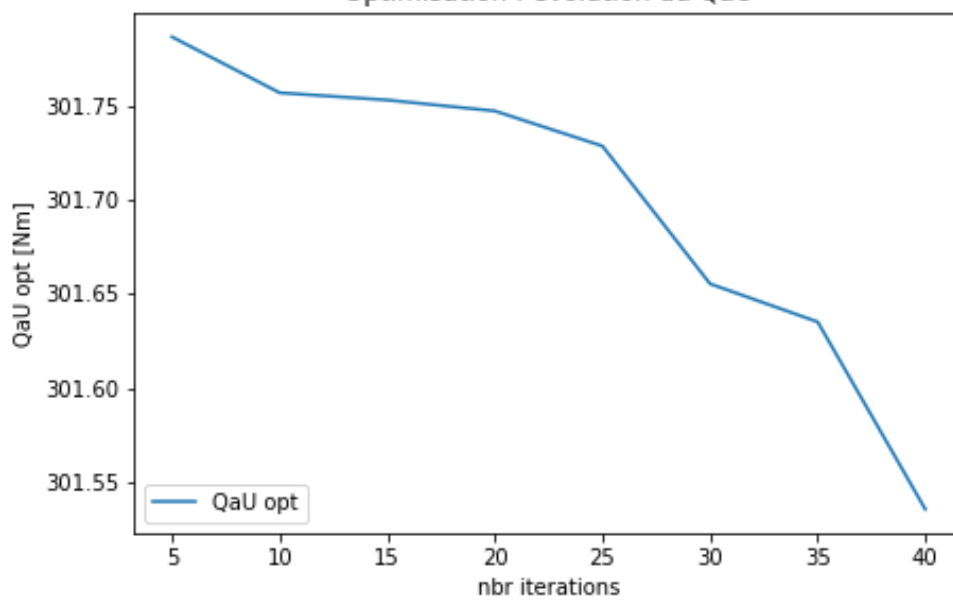


Figure 54 : Evolution du bras de levier (haut) et du couple articulaire moyen QaU (bas) en fonction du nombre d'itérations

Au début de la sous-section Après Optimisation, l'étude portait sur l'optimisation de 3 paramètres simultanément. C'est la meilleure façon d'exploiter la méthode. Mais il arrive que les constructeurs ou clients préfèrent avoir la main sur un des paramètres et en fixer sa valeur.

En considérant que ce paramètre est L_0 , l'optimisateur sortira des résultats en modifiant seulement K et le bras de levier (Figure 55).

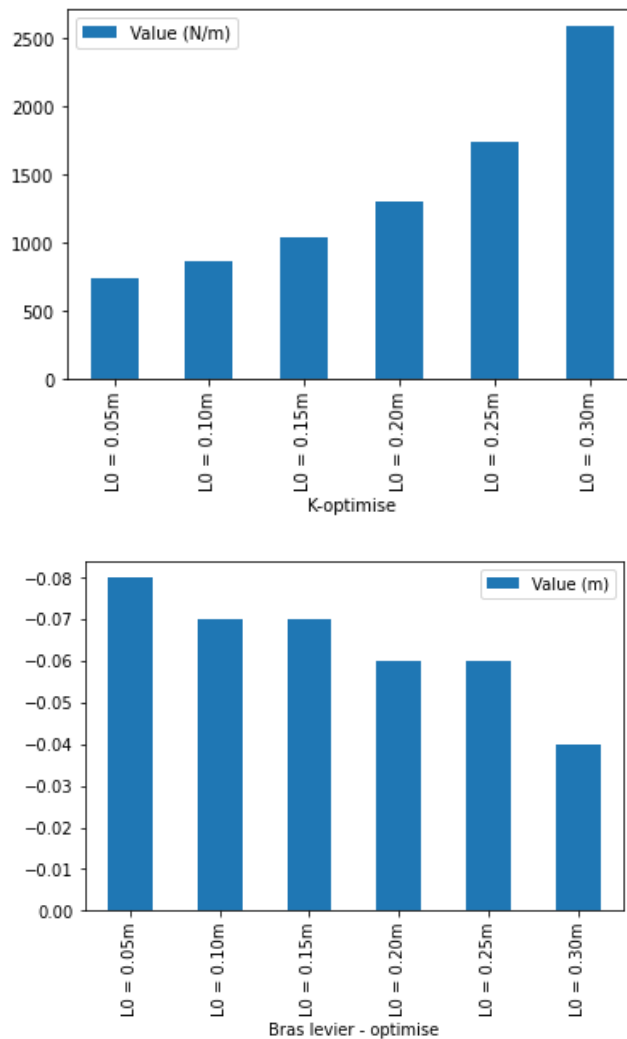


Figure 55 : Evolution de K optimisé (haut) et du bras de levier optimisé (bas) en fonction d'un L_0 fixe

L'évolution de K et du bras de levier optimisés respecte l'hypothèse de faisabilité technique. Les résultats des différences d'optimisation se retrouvent sur les Figures 56 et 57.

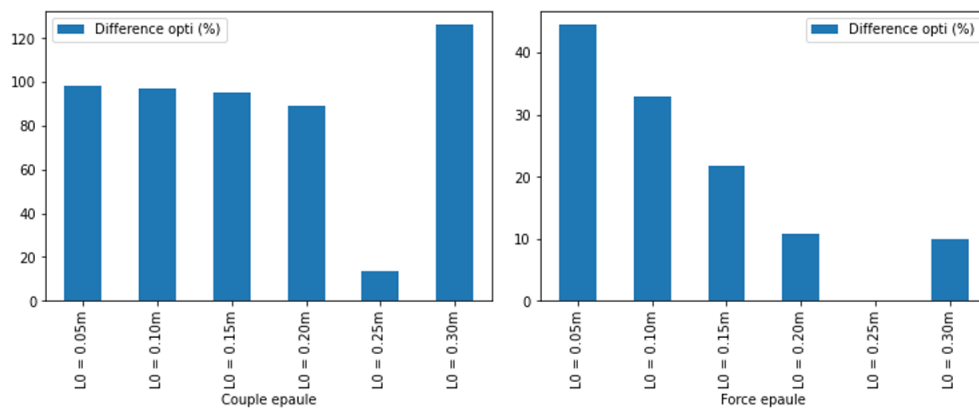


Figure 56 : Différence d'optimisation, au niveau de l'épaule, du couple (gauche) et de la force (droite) en fonction de L_0 fixé.

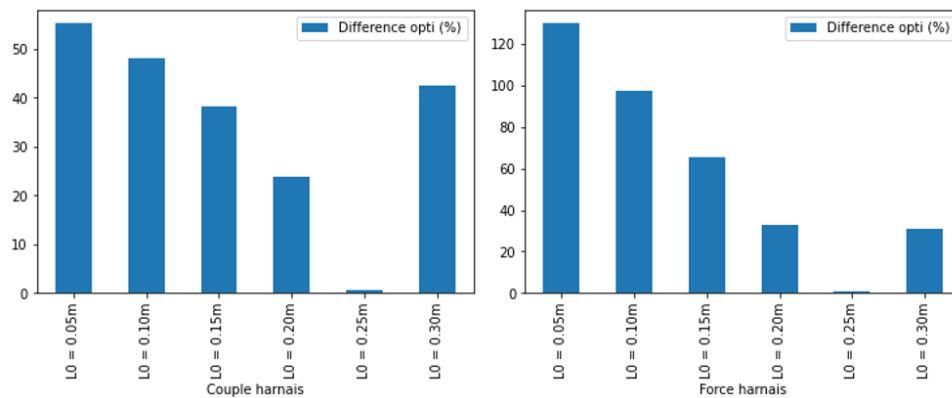


Figure 57 : Différence optimisation, au niveau du harnais, du couple (gauche) et de la force (droite) en fonction de L_0 fixé.

Ces résultats montrent les différences d'optimisation dans le cas de 2 paramètres optimisés. Mais ils révèlent que, lorsque le paramètre L_0 est proche de celui du paramètre L_0 optimisé avec la méthode globale, l'optimisateur ne trouve que des différences très faibles voire nulles.

Cette constatation confirme que les paramètres déterminés par l'optimisateur provenant du Tableau 4 sont le meilleur choix pour l'efficacité de l'exosquelette.

V. Conclusion et perspective

1. Conclusion

En guise de synthèse, ce TFE est une validation méthodologique du projet de recherche OPTIMAN2 avec une application concrète d'un dispositif d'aide à la manutention. Les outils mis à disposition sont le logiciel de capture Tracker et le laboratoire de Woluwe qui nous ont permis de recueillir les données spatiales de mouvement. La méthodologie s'est basée sur la modélisation multicorps et sur l'optimisation dont l'algorithme numérique a été exploité pour déterminer les meilleurs paramètres du modèle.

L'expérience N°1 a eu pour objectif d'exploiter, pour un cas simple, un mouvement en 2D. Grâce au modèle multicorps, nous avons obtenu les résultats filtrés de la dynamique inverse (voir Figure 58). Par la suite, nous avons appliqué l'optimisation sur un dispositif virtuel d'aide à la manutention afin de tester son fonctionnement via le modèle (voir Figure 59 pour résultats).

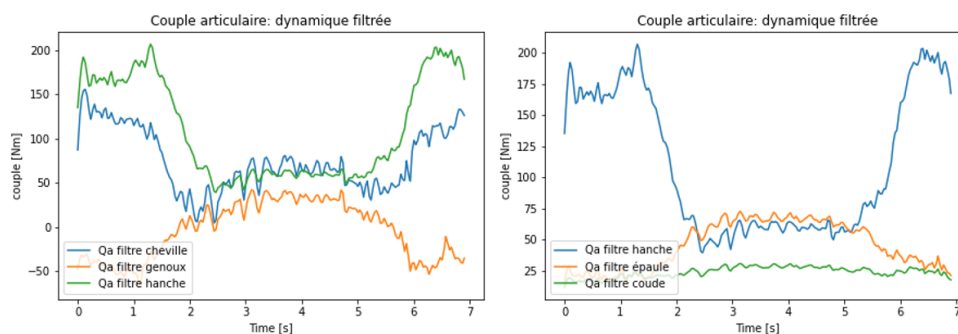


Figure 58 : Dynamique inverse filtrée de l'expérience N°1

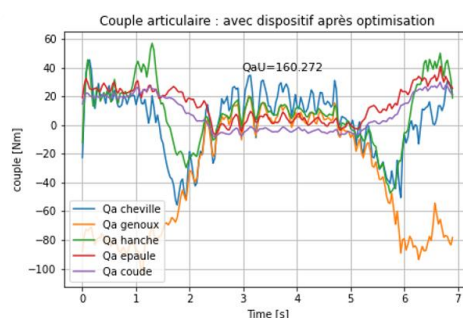


Figure 59 : Résultats de la dynamique inverse du dispositif virtuel d'aide à la manutention

L'expérience N°2 est basée sur un dispositif réel et l'utilisation de données cinématique en 3D. Le dispositif est un exosquelette de la société Hilti qui soulage le couple actif de l'épaule. Plusieurs comparaisons ont été effectuées (entre les deux expériences, entre les modèles 2D et 3D, entre avant et après optimisation) dans le but de montrer que chaque résultat a

une pertinence raisonnable. L'optimisation a, par ailleurs, permis de trouver des meilleurs paramètres qui, de plus, respectent la faisabilité technique de l'exosquelette. Sur le graphe de la Figure 60, on constate bien que la présence de l'exosquelette soulage le couple actif de l'épaule. La Figure 61 et 62 a permis de constater que l'optimisation améliore l'efficacité de l'exosquelette.

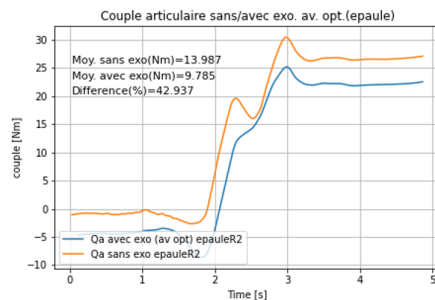


Figure 60 : Comparaison du couple articulaire de l'épaule avec et sans la présence de l'exosquelette

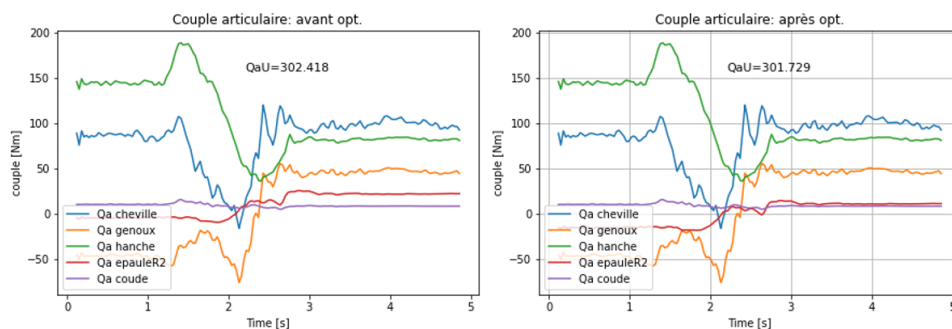


Figure 61 : Comparaison de tous les couples articulaires avant et après optimisation de l'exosquelette

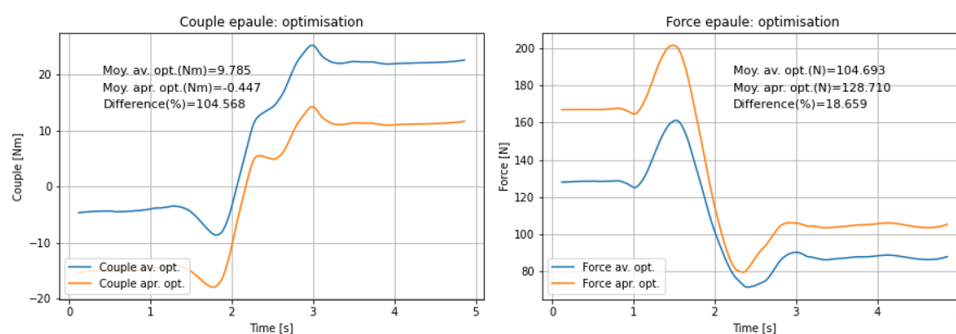


Figure 62 : Comparaison du couple articulaire de l'épaule avant et après optimisation de l'exosquelette

2. Perspectives

L'utilité du TFE est de montrer que le modèle multicorps est capable de fournir des résultats en termes de couples articulaires qui ont un impact positif sur le corps humain et que l'optimisation peut minimiser ces couples pour une tâche de manutention donnée.

La méthodologie développée est capable de traiter d'autres modèles où la charge à manipuler, les mensurations et les masses de l'utilisateur sont différentes.

Dans ce travail, l'expérience N°2 ne traitait que du cas avec un mouvement précis (dénommé « rapide-milieu »). Mais les autres mouvements sont aussi prêts à être simulés. Par exemple, on pourrait observer l'impact sur les couples articulaires si on déposait la charge à une hauteur différente ou observer quels couples de l'épaule seraient accrus si le mouvement était oblique. Pour finir, on pourrait aussi observer que le mouvement effectué en quasi-statique a des effets dynamiques moins impactants que ceux résultant des mouvements rapides avec des fortes accélérations/décélérations.

Ce TFE a permis de valider la méthodologie proposée pour un projet tel que Optiman2, et surtout de montrer tout le potentiel de la modélisation multicorps pour optimiser des dispositifs de type exosquelette.

VI. Annexe

Cette Partie est une extension de l'étude de l'optimisation dans le cas où l'optimisation peut chercher le QaU le plus petit que possible sans contrainte du nombre d'itérations. Les résultats de cette extension se retrouvent sur les Figures 58 et 59.

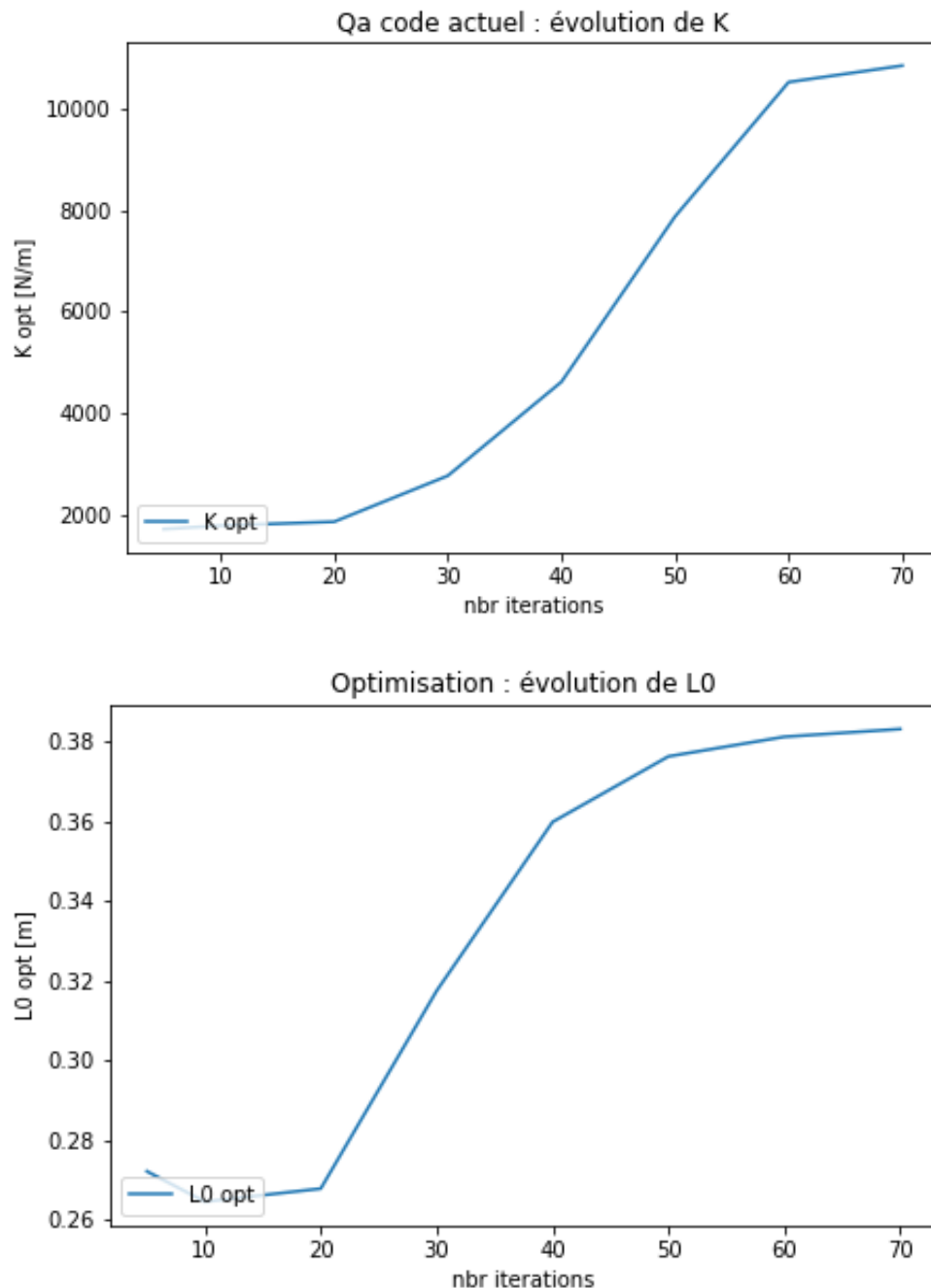


Figure 58 : Evolution de l'optimisation du K (haut) et du L0 (bas) en fonction du nombre d'itérations

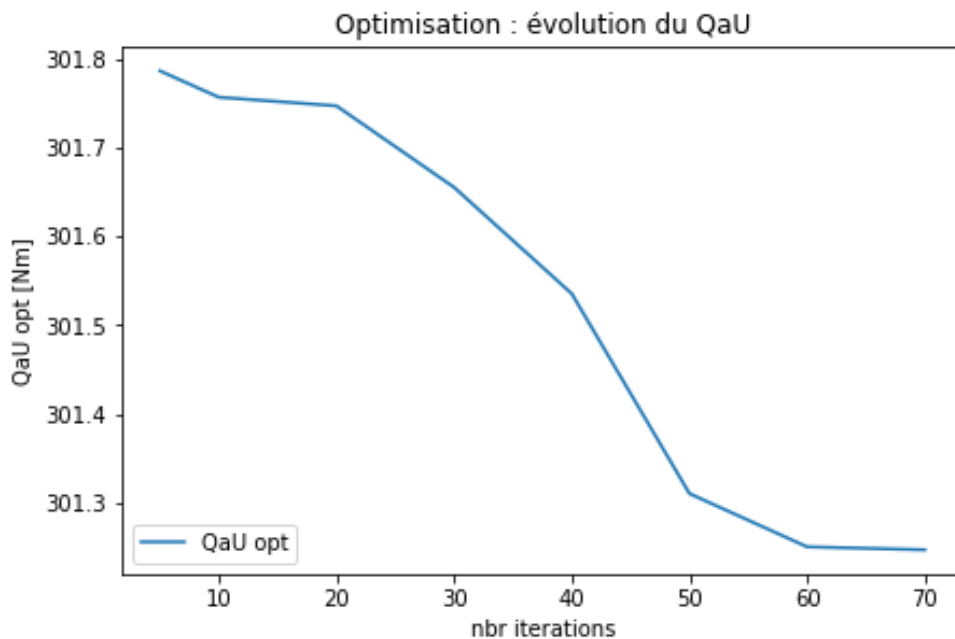
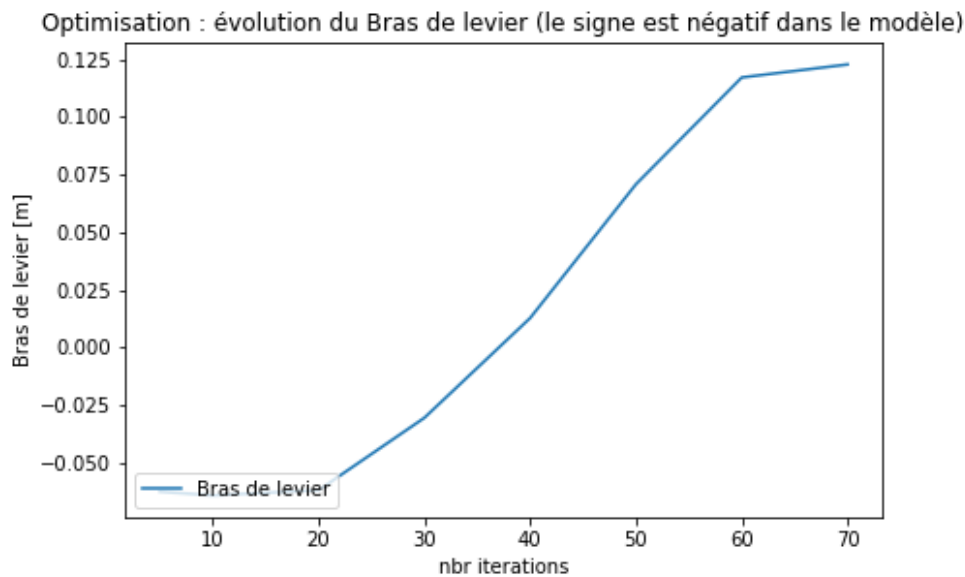


Figure 59 : Evolution du bras de levier (haut) et du QaU (bas) en fonction du nombre d'itérations

En observant la Figure 59 (bas), après 60 itérations, le *QaU* forme un plateau. Cela signifie qu'après ce nombre d'itérations, le *QaU* ne diminue plus. Cependant, après 60 itérations, l'optimisateur donne des paramètres optimisés qui ne respectent plus l'hypothèse de faisabilité technique de l'exosquelette. La Figure 59 (haut) en est un bel exemple car le bras de levier est passé de l'autre côté du point d'attache de l'exosquelette (voir la convention du repère du bras de levier Figure 45).

Les résultats d'Annexe sont-ils différents de la Partie IV. B. 2. b. ?

Les résultats suivants (Figure 60, 61 et 62) sont obtenus de la même manière que la Partie IV. B. 2. b. à la différence que le nombre d'itérations est de 60. La valeur des différences d'optimisation est proche de celle des résultats avec 25 itérations. Les valeurs du couple et de la force optimisées de l'épaule et du harnais sont proches de celles obtenu avec 25 itérations.

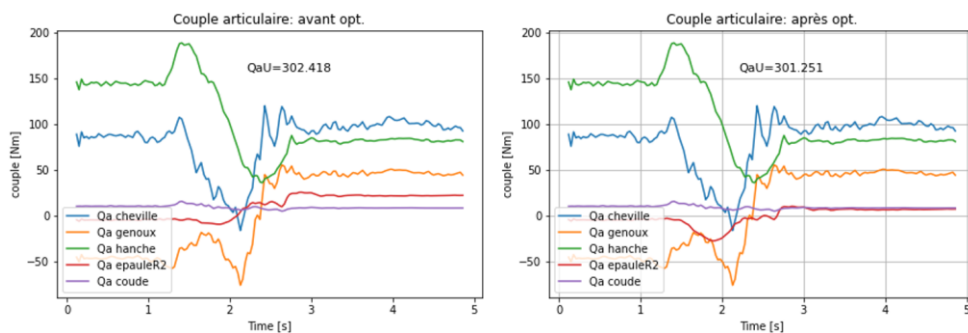


Figure 60 : Comparaisons de tous les couples articulaires entre avant optimisation (gauche) et après optimisation (droite) avec 60 itérations

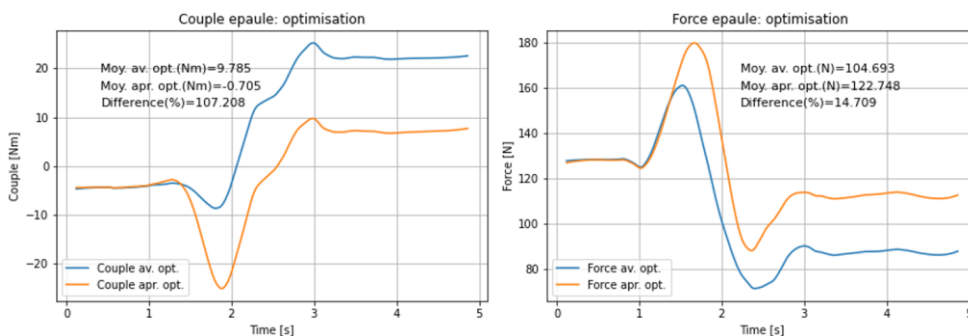


Figure 61 : Différence d'optimisation au niveau de l'épaule du couple articulaire (gauche) et de la force (droite) avec 60 itérations

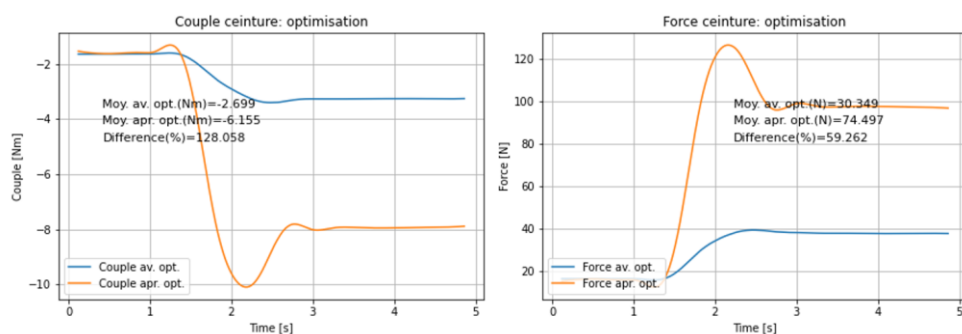


Figure 62 : Différence d'optimisation au niveau du harnais du couple articulaire (gauche) et de la force (droite) avec 60 itérations

VII. Bibliographie

- [1] https://robotran-doc.git-page.immc.ucl.ac.be/RobotranBasic/Robotran_basics.pdf
- [2] Génération et Parallélisation des Équations du Mouvement de Systèmes Multicorps par l'Approche Symbolique. Septembre 2004, T. Postiau
- [3] https://fr.wikipedia.org/wiki/Algorithme_du_simplexe
- [4] <https://essenotizie.it/2019/12/riabilitazione-robotica-presso-il-san-raffaele-di-ceglie.html>

UNIVERSITÉ CATHOLIQUE DE LOUVAIN
École polytechnique de Louvain

Rue Archimède, 1 bte L6.11.01, 1348 Louvain-la-Neuve, Belgique | www.uclouvain.be/epl