

Titre: Exosquelette passif pour réduction de chargement lombaire pour
levée de charge symétrique
Title:

Auteurs: Pierre Lifeng Li
Authors:

Date: 2019

Type: Rapport / Report

Référence: Li, P. L. (2019). Exosquelette passif pour réduction de chargement lombaire pour
levée de charge symétrique. (Rapport d'étude - Cycles supérieurs).
Citation: <https://publications.polymtl.ca/4028/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/4028/>
PolyPublie URL:

Version: Version officielle de l'éditeur / Published version

Conditions d'utilisation: Tous droits réservés / All rights reserved
Terms of Use:

 **Document publié chez l'éditeur officiel**
Document issued by the official publisher

Institution: Polytechnique Montréal

Numéro de rapport:
Report number:

URL officiel:
Official URL:

Mention légale:
Legal notice:



**POLYTECHNIQUE
MONTRÉAL**

LE GÉNIE
EN PREMIÈRE CLASSE

Rapport de projet

Exosquelette passif pour réduction de chargement lombaire pour levée de charge symétrique

par
Pierre Lifeng Li

Travail présenté à
Maxime Raison
Samuel Lecours
Réjean Plamandon

Polytechnique Montréal
18 avril 2019

Table des matières

| | |
|---|----|
| Remerciement..... | 3 |
| 1. Identification du problème | 4 |
| 1.1. Définition du problème..... | 4 |
| 1.2. Anatomie du bas du dos..... | 5 |
| 1.3. Revue de documentation..... | 6 |
| 2. Spécifications fonctionnelles..... | 8 |
| 2.1. Description des besoins | 8 |
| 2.2. Définition des entrées et sorties du système..... | 8 |
| 2.3. Description quantitative des fonctions et des performances requises | 8 |
| 2.4. Restrictions et limites | 9 |
| 3. Design préliminaire | 10 |
| 3.1. Exploration des approches de résolution | 10 |
| 3.1.1. Matériaux | 10 |
| 3.1.2. Structure et architecture générale de l'exosquelette | 10 |
| 3.2. Étude de praticabilité et justification de la solution retenue..... | 11 |
| 3.2.1. Matériaux | 11 |
| 3.2.2. Structure et architecture générale de l'exosquelette | 13 |
| 4. Design détaillé | 14 |
| 4.1. Modélisation du système et validation des matériaux..... | 14 |
| 4.2. Réalisation du prototype..... | 16 |
| 5. Validation..... | 18 |
| 5.1. Procédures de test et résultats | 18 |
| 5.2. Analyse et validation des résultats..... | 20 |
| 5.2.1. Amplitude de mouvement de la vertèbre lombaire L5..... | 20 |
| 5.2.2. Moment de force à la vertèbre lombaire L5 | 21 |
| 5.2.3. Coût de conception..... | 22 |
| 5.2.4. Masse de l'exosquelette | 22 |
| 5.3. Analyse des résultats en fonction des hypothèses initiales..... | 22 |
| 6. Conclusion | 24 |
| 7. Apprentissage continu..... | 25 |
| Bibliographie | 26 |
| ANNEXE I : DIAGRAMME DES FLUX DE DONNÉES | 28 |
| ANNEXE II : CALCUL APPROXIMATIF DU MOMENT DE FORCE À L'ARTICULATION SACRO- LOMBAIRE..... | 29 |

Remerciement

J'aimerais remercier Maxime Raison d'avoir approuvé mon projet intégrateur 3 et pour m'avoir permis d'utiliser son laboratoire tout au long du projet. Je souhaite également remercier Sofiane Achiche de m'avoir introduit au laboratoire CoSIM. J'aimerais également remercier mon codirecteur Samuel Lecours ainsi que les étudiants du laboratoire, Laurent Blanchet et Guillaume Gaudet de m'avoir soutenu, motivé et pour avoir défié le projet dans son ensemble dans le but de le solidifier. J'aimerais finalement remercier Jonathan Lacombe pour ses encouragements et de m'avoir aidé à effectuer des tests essentiels à la génération de résultats pour le projet.

1. Identification du problème

1.1. Définition du problème

Les troubles musculo-squelettiques relatifs au dos (TMSD) sont parmi les blessures majeures en milieu du travail. En effet, selon la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité au travail (CNESST), au Québec, les entorses, foulures et déchirures au dos représentent plus de 55% des lésions de troubles musculo-squelettiques en milieu de travail de 2012 à 2015. Les cas d'entorse, de foulure ou de déchirures au dos s'élèvent à 13 101, 12 957 et 13 084 de 2012 à 2015 respectivement [1].

Les études épidémiologiques indiquent que le travail physique accompagné de charges lourdes, le mouvement de soulèvement ainsi que des mouvements brusques sont des facteurs de risques évidents en ce qui a trait aux TMSD. Les études démontrent que la cause des TMSD n'est pas associée

aux sources anatomiques, mais plutôt aux différentes stimulations physiques.

Cependant, la douleur ressentie pourrait

être le résultat d'une stimulation directe des épines lombaires (figure 1), de la pression provoquée sur le disque annulaire ou de la pression sur les ligaments longitudinaux. La biomécanique serait en mesure d'expliquer les blessures par la relation entre la tolérance et la charge ressentie dans la colonne vertébrale. En effet, lors de l'exécution d'une tâche, si la charge imposée est en deca de la limite du dommage tissulaire, une blessure ne devrait pas survenir (figure 2a). Cependant, pour des tâches répétitives, la tolérance peut diminuer (figure 2c) ou la charge peut varier (figure 2b) augmentant ainsi la possibilité de subir un TMSD. Une cause principale de TMSD serait la dégénérescence des disques. Ainsi, un chargement excessif de la colonne, généré par des forces internes (soi-même)

ou externes (ex : masse d'un objet), causerait des microfractures dans les plaques

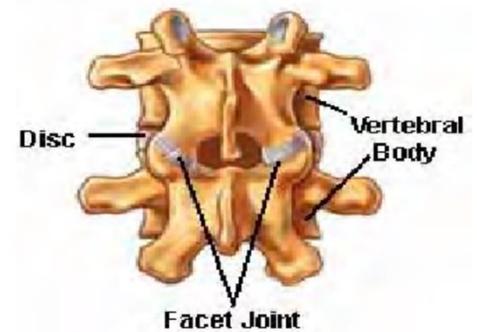


Figure 1. Épines lombaires (facet joint) [15]

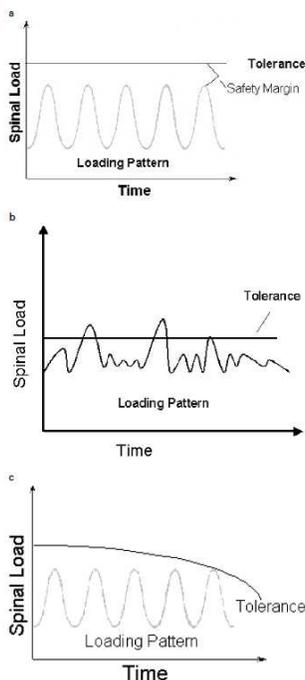


Figure 2. Charge et tolérance en fonction du

vertébrales; plaques permettant le transport de nutriments aux fibres des disques. Suite à la cicatrisation, les tissus cicatriciels interfèrent avec le transport des nutriments affaiblissant ainsi les fibres et donc la structure des disques. Ces événements représentent le début d'un trauma cumulatif de la colonne et peuvent induire des protrusions discales, des hernies discales ainsi que causer des instabilités dans la colonne, induisant une compensation de la stabilité par les muscles [2]. Afin de contrôler le risque de TMSD, il serait alors pertinent de diminuer la charge ressentie ou d'augmenter la tolérance de la colonne vertébrale.

1.2. Anatomie du bas du dos

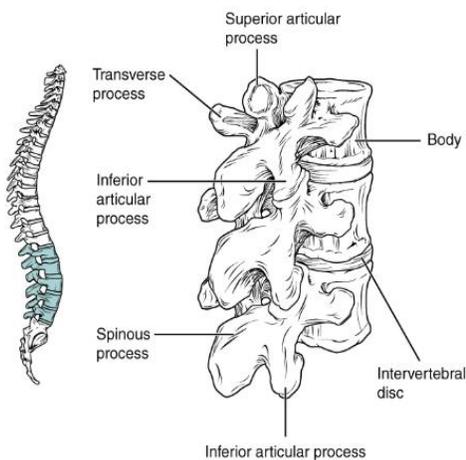


Figure 3. Vertèbres lombaires [9]

La région lombaire est composée de cinq vertèbres (L1 à L5) représentant le bas du dos (figure 3). Étant donné que la région lombaire supporte la plus grande quantité de la masse du corps, les vertèbres sont très larges et épaisses. Cette région contient des structures passives telles que les os, les ligaments ainsi que les disques intervertébraux et des structures actives (muscles). Les ligaments sont primordiaux dans la stabilisation de la colonne. Cependant, les ligaments ne jouent qu'un rôle mineur, lorsqu'impliqué dans la force générée par la colonne. Ce sont les muscles qui généreront cette force. Les muscles du bas du dos incluent les muscles spinaux tels que l'illocastalis, le longissimus et le spinalis (figure 4); groupe de muscle qui traverse la longueur de la colonne et orienté dans le sens longitudinal. Le fascia thoracolombaire est composé de couches superficielles et joue un rôle important dans la rotation du tronc vertébral et dans la stabilisation du dorsal inférieur [3].

La région lombaire est composée de cinq vertèbres (L1 à L5) représentant le bas du dos (figure 3). Étant donné que la région lombaire supporte la plus grande quantité de la masse du corps, les vertèbres sont très larges et épaisses. Cette région contient des structures passives telles que les os, les ligaments ainsi que les disques intervertébraux et des structures actives (muscles). Les ligaments sont primordiaux dans la stabilisation de la colonne.

Cependant, les ligaments ne

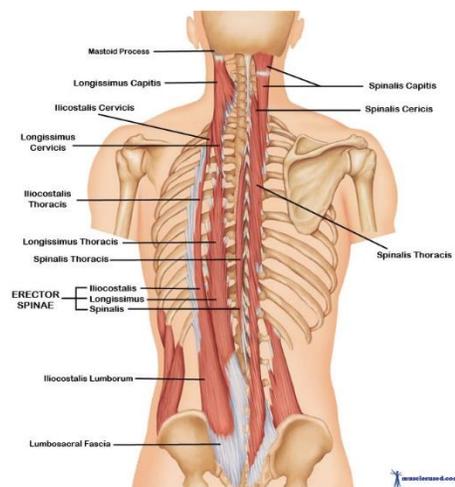


Figure 4. Muscles spinaux (erector spinae) [16]

1.3. Revue de documentation

Six exosquelettes d'assistance passive pour la tâche industrielle de levée de poids ont été repérés [4]. Tous sont portés sur le membre supérieur c'est-à-dire le tronc ou les hanches. Les voici présentés dans ci-dessous :

Tableau 1. Exosquelettes passifs du dos répertorié dans la littérature de recherche

| Exosquelette | Système passif | Type d'étude | Nombre de sujets | Effet sur l'activation musculaire | Effet sur les paramètres biomécaniques |
|---|-----------------------------|--|------------------|--|--|
| Personal augmentive lifting device (PLAD) | Bandes élastiques | Levée symétrique de 5,15, 25kg avec trois styles de levée | 9 | N/E | ↓ (significatif) du moment L4/L5 de 22-26% |
| Wearable moment restoring device | Ressorts | Levée répétitive de 4,5 et 13,5 kg | 5 | 4,5kg : ↓ (non-significatif) de l'erector spinae de 44% 13,5kg : ↓ (non-significatif) de l'erector spinae de 54% | 4,5kg : ↓ (non-significatif) de la compression L5/S1 de 60% 13,5kg : ↓ (non-significatif) de la compression L5/S1 de 36% |
| Bending non-demand return (BNDR) | Ressorts | 1) Flexion statique du tronc de 0-100% de l'amplitude du tronc 2) Flexion et extension statique du tronc pour 0, 4 et 9kg | 18 | 1) ↓ (significatif) de l'amplitude du signal EMG de l'erector spinae de 13,7% 2) Flexion N/E Extension ↓ (significatif) de l'amplitude du signal EMG de l'erector spinae de 15,2% ↓ (significatif) de l'activité de l'erector spinae de 31% | 1) ↓ (significatif) du moment de l'active extensor de 15% 2) Flexion ↓ (significatif) de l'amplitude de mouvement du torse de 16,7% Extension ↓ (significatif) de l'amplitude de mouvement du torse de 17,1% |
| Happyback | Corde de saut à l'élastique | Flexion et tenue statique du tronc pour 0, 4 et 9kg | 9 | ↓ (significatif) de l'activité de l'erector spinae de 23% | N/E |
| Bendezy | Ressorts | Flexion et tenue statique du tronc pour 0, 4 et 9kg | 9 | ↓ (significatif) de l'activité de l'erector spinae de 21% | N/E |

5 exosquelettes sont analysés afin d'évaluer l'efficacité des prototypes en termes de réduction de charge lors de flexion, extension dynamique ou statique du tronc. Le PLAD est composé d'éléments élastiques parallèles à aux muscles spinaux, permettant une distribution de charge entre la colonne, les épaules, le pelvis et les membres inférieurs. Les bandes élastiques permettent d'emmagasiner l'énergie lorsque la flexion du tronc est exécutée. Ainsi, lors de l'extension, l'énergie précédemment emmagasinée est libérée. Les résultats montrent que pour des levées de charges symétriques de 5, 15 et 25kg, une diminution du moment de 22 à 26% est observée dans les vertèbres lombaires L4/L5. Le BNDR montre une diminution de l'activité des muscles spinaux dans le mouvement d'extension dynamique du tronc. Cependant, cette diminution d'activité est attribuée à la restriction d'amplitude de mouvement de la flexion du tronc plutôt que de la répartition de charge. Le BNDR et le Bendezy utilisent des ressorts tandis que le Happyback est composé de cordes de saut à l'élastique. Ceux-ci présentent des réductions de 21 à 31% de l'activité musculaire spinale. Cependant, une augmentation de l'activité musculaire des membres supérieurs a été observée et pourrait être expliquée par la réaction des membres aux forces externes générées par l'équipement pour diminuer la charge dans le dos. En ce qui concerne le PLAD, l'utilisation de l'équipement n'entraînait pas d'augmentation dans la consommation énergétique des individus [4].

2. Spécifications fonctionnelles

2.1. Description des besoins

Afin de débiter la conception, il sera nécessaire de créer un exosquelette à partir d'éléments passifs. Cet exosquelette d'assistance devra être capable de réduire la charge ressentie dans la section lombaire de la colonne vertébrale (évaluée par le moment de force dans la vertèbre lombaire L5 ; dernière vertèbre de la section lombaire) lors d'un mouvement symétrique de levée de poids à partir d'un abaissement du dos (stoop) ou d'une flexion des jambes (squat). Cet équipement sera utilisé en industrie et devra donc être léger et restreindre minimalement l'amplitude de mouvement de l'utilisateur. De plus, pour ne pas entraver les collègues, l'exosquelette devra être conçu proche du corps de l'utilisateur et avoir un profil minimaliste. L'exosquelette ne jouera qu'un rôle d'assistance et ne servira pas à offrir d'avantage de force à l'utilisateur.

2.2. Définition des entrées et sorties du système

L'entrée principale du système est le mouvement de l'utilisateur. Les entrées secondaires sont la masse, l'inertie, la longueur des membres du patient ainsi que les propriétés mécaniques des vertèbres de la colonne. À partir de l'entrée principale, il est possible d'enregistrer la position des articulations, puis d'en retrouver les mouvements temporels des articulations des différentes articulations du corps. Ces données sont enregistrées pour ensuite être utilisées dans la dynamique inverse. Cette dynamique inverse permet d'utiliser le mouvement temporel des articulations ainsi que les entrées secondaires afin d'extraire les forces et les moments de forces à différents emplacements sur le corps (ex : force appliquée par un exosquelette à la cuisse, moment de force dans des vertèbres de la colonne). La sortie est donc ces forces et moments permettant de comprendre l'interaction entre l'exosquelette et l'utilisateur. Un diagramme de flux de données présentant l'ensemble du système est disponible dans l'annexe I.

2.3. Description quantitative des fonctions et des performances requises

1. Réduction d'au moins 30% de la charge ressentie à la vertèbre lombaire L5.
2. Réduction d'au plus 20% de l'amplitude de mouvement de la vertèbre lombaire L5.
3. Masse de l'exosquelette n'excédant pas plus que 3kg.

4. Capacité des matériaux à résister au poids de l'utilisateur (70kg).
5. Coût de conception en deçà de 200\$.

Selon la NIOSH, une masse de 23kg constant est le poids que 75% de femmes et 90% d'hommes peuvent soulever sans se blesser [5]. Afin de déterminer un ordre de grandeur pour la suite des choses, un calcul approximatif a été effectué afin de déterminer la différence de couple à l'articulation sacro-lombaire (Annexe II). Pour un humain de 70kg dans une position penchée statique à 30 degré par rapport à l'axe horizontal, le moment créé par les différentes masses et les muscles extenseurs ramené à l'articulation sacro-lombaire serait de 102Nm sans masse dans les mains. Cependant, avec une masse critique de 23kg, le moment serait alors de 157Nm¹. La différence entre ses deux valeurs indique donc une différence de 35%; valeur permettant d'approximer notre première fonction. Toutes les autres fonctions (excluant la quatrième) ont été choisies arbitrairement.

2.4. Restrictions et limites

Étant donné la complexité du projet, des restrictions et limites ont été imposées. Tout d'abord, l'utilisateur ne pourra qu'effectuer un mouvement symétrique de flexion des jambes ou d'abaissement du dos. Ensuite, le poids maximal à soulever sera de 23kg, soit le poids maximal recommandé par la NIOSH. Les amplitudes de mouvement et moments de force ne seront qu'analysées pour l'articulation sacro-lombaire (ou la vertèbre L5). Finalement, l'intervalle de convivialité de l'équipement ne sera défini que pour le concepteur du prototype. Ainsi, la masse que devra soutenir l'exosquelette est de 70kg et la taille de l'utilisateur sera de 170cm. Bien sûr, le prototype est bâti pour des individus dont les capacités physiques leur permettent d'effectuer des tâches telles que la levée de poids.

¹ Les moments de force ne représentent qu'un ordre de grandeur. En effet, pour un sujet sain de 70kg (sans masse dans les mains) exécutant le mouvement de la marche, le moment ressenti aux vertèbres L3-L4 serait de $(70\text{kg} \times 90\text{mN} \cdot \text{m}/\text{kg} = 6,3\text{Nm})$ [19], ce qui représente 16 fois moins de couple que le calcul approximé.

3. Design préliminaire

3.1. Exploration des approches de résolution

3.1.1. Matériaux

Trois options ont été retenues en ce qui concerne la structure générale de l'exosquelette, soit les bandes élastiques, les ressorts ainsi que les tiges rigides.

En ce qui concerne les pièces de connexion pour la structure générale de l'exosquelette, deux options se présentaient : des impressions 3D en fibre de carbone et des impressions 3D en PLA.

Finalement, en ce qui concerne les pièces d'interface entre le corps et l'exosquelette, il était possible les concevoir à partir de matières premières (tissus) ou de les commander à partir de composants existantes sur le marché. Les pièces à concevoir comprennent le harnais pour le dos, une ceinture dorsale et les supports aux cuisses.

3.1.2. Structure et architecture générale de l'exosquelette

L'exosquelette transférant des charges élevées sur le corps, les points d'appui doivent être des structures capables de résister à des forces mécaniques élevées. Ainsi, le pelvis a été la structure choisie pour transférer la charge produite par le haut du corps vers les membres inférieurs. En effet, le pelvis est une composition de structures osseuses très stable et immobile [9]. La ceinture pectorale a été choisie comme point d'appui pour les membres supérieurs. En effet, la clavicule, composante de la ceinture pectorale sert à transférer les forces ressenties vers le squelette axial [9]. Finalement, les derniers points d'appui sont aux cuisses. En effet, les charges transférées des membres supérieurs seront réparties sur le pelvis, mais également sur le fémur, l'os le plus résistant du corps. Avec ces informations, il est possible de diviser l'exosquelette en 4 sous-systèmes. Les voici présentés sous une structure hiérarchique :

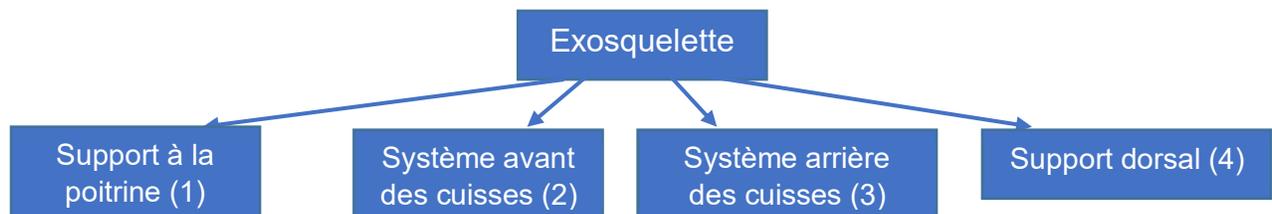


Figure 5. Structure hiérarchique de l'exosquelette

3.2. Étude de praticabilité et justification de la solution retenue

Afin de déterminer les meilleures solutions dans chacune des sections, une approche standardisée a été utilisée. Les critères retenus ont été le temps (de conception ou de commande), la faisabilité, l'impact de la pièce ou du sous-système et le prix de conception. Dans tous les cas, la pondération était sur 3 points. Les critères avaient également un pointage selon leur importance (entre crochets). Voici les critères retenus ainsi que la pondération décrivant les critères :

Tableau 2. Pondération des critères

| | 1 | 2 | 3 |
|------------------------|---------------------|------------------------|-------------|
| Temps [2] | 3 semaines ou plus | 1 à 3 semaines | 1 à 6 jours |
| Faisabilité [4] | Aucunement faisable | Difficilement faisable | Faisable |
| Impact [3] | Aucun impact | Peu important | Important |
| Prix [1] | Dispendieux | Peu dispendieux | Gratuit |

Les totaux pondérés dans les prochaines sections correspondent à la multiplication des pointages d'importance et des pondérations, tout ceci sommé.

3.2.1. Matériaux

Tableau 3. Évaluation des solutions de matériaux

| | Temps [2] | Faisabilité [4] | Impact [3] | Prix [1] | Total pondéré |
|-----------------------------------|-----------|-----------------|------------|----------|---------------|
| STRUCTURE GÉNÉRALE | | | | | |
| Bandes élastiques | 3 | 1 | 2 | 2 | 18 |
| Ressorts | 3 | 1 | 3 | 1 | 20 |
| <u>Tiges en fibre de carbone</u> | 3 | 3 | 3 | 1 | 28 |
| PIÈCES DE CONNEXION | | | | | |
| Impression 3D en fibre de carbone | 1 | 1 | 3 | 3 | 18 |
| <u>Impression 3D en PLA</u> | 2 | 3 | 3 | 2 | 27 |

| INTERFACE CORPS-EXOSQUELETTE | | | | | |
|---|---|---|---|---|----|
| Conception à partir de matières premières | 1 | 2 | 2 | 2 | 18 |
| <u>Commande</u> | 3 | 3 | 2 | 2 | 26 |

À partir du tableau 3, il a été déterminé que les tiges en fibre de carbone seront les matériaux utilisés pour la structure générale de l'exosquelette. Le défaut majeur des bandes élastiques est que lorsqu'étirées rapidement, celles-ci ne respectent pas la loi de Hooke [6]. Ainsi, lors de la phase de validation du matériau, l'implémentation des caractéristiques du matériau s'avèrerait difficile. En ce qui concerne les ressorts, l'idée était d'avoir des ressorts de torsions et de tensions. Cependant, suite aux recherches, avoir des ressorts des dimensions et avec les constantes appropriées était impossible. Une autre piste de solution aurait été de commander des ressorts plus petits et de les assembler ensemble afin d'arriver à l'équivalent d'un ressort de torsion plus long. Cependant, le prix de cette structure aurait augmenté drastiquement. Les tiges en fibre de carbone sont quant à eux dispendieuses. Cependant, il est très facile de les couper à la longueur désirée et les propriétés de ce matériau (module de Young longitudinal de 230 GPa et module de Young transverse de 27,6 GPa [7]) semblaient très convenables pour maintenir et interagir avec le corps humain (validations menées à la section 4).

Par la suite, les pièces de connexion seront imprimées en PLA. Même si les propriétés du PLA (module de Young de 3,75GPa [8]) sont beaucoup moins bonnes que celles des fibres de carbones, le remplissage et la taille de la structure des pièces imprimées permettra de compenser la faiblesse des propriétés mécaniques. De plus, l'imprimante des pièces en fibre de carbone est difficilement accessible et le prix élevé des impressions est en défaveur de cette technique.

Finalement, il a été décidé de commander les pièces. En effet, concevoir les interfaces à partir de matières premières nécessiterait énormément de temps (apprentissage de la couture, attente de l'arrivée des matériaux) et les interfaces ne sont pas nécessairement les éléments les plus importants dans le projet. La conception des systèmes est beaucoup plus essentielle pour un projet d'ingénierie. Un harnais de dos et une ceinture

dorsale ont été commandés sur Amazon. Les supports de cuisses seront partiellement conçus en impression 3D et pour ajouter au confort de l'utilisateur, des attaches en mousse seront utilisées (recyclées).

3.2.2. Structure et architecture générale de l'exosquelette

Tableau 4. Évaluation des solutions de structure d'exosquelette

| | Temps [2] | Faisabilité [4] | Impact [3] | Prix [1] | Total pondéré |
|-------------------------------|-----------|-----------------|------------|----------|---------------|
| Support dorsal | 2 | 2 | 2 | 2 | 20 |
| Support de profil arrière | 2 | 3 | 3 | 2 | 27 |
| Tous les sous-systèmes inclus | 1 | 3 | 3 | 1 | 24 |

La conception du support dorsal uniquement n'a pas été choisie. En effet, lorsque l'utilisateur s'abaisse, le support dorsal créerait un moment sur la ceinture dorsale qui devrait être compensé par une pièce autre; pièce n'existant pas. Le support de profil arrière inclut le support dorsal, mais également le sous-système arrière des cuisses. C'est ce dernier sous-système qui aiderait à compenser le moment induit par le support dorsal. Finalement le support de profil arrière a été choisi en comparaison au système complet (profil arrière et avant) étant donné son temps de conception plus rapide et son prix moins dispendieux.

4. Design détaillé

4.1. Modélisation du système et validation des matériaux

Les tiges en fibre de carbone ont été sélectionnées pour la structure générale du système. Cependant, il était nécessaire de confirmer la résistance du matériau selon la géométrie et la taille des tiges. Pour valider ces paramètres, le corps entier et l'exosquelette ont été modélisés en 2D à travers Robotran (figure 6). Les membres inférieurs modélisés ont été les pieds, les jambes, les cuisses, le pelvis. En ce qui concerne les membres supérieurs, les vertèbres lombaires ont été modélisées individuellement, puis le reste du tronc, la tête, les bras, les avant-bras. Il est important de comprendre que tous les membres doubles, par exemple, les bras droit et gauche ont été modélisés comme un élément symétrique. Finalement, une masse a été ajoutée. Les T1 à T5 représentent les tiges en fibre de carbone pour les membres supérieurs selon un exemple tiré du manuel de Robotran et sont liées en boucle fermée au haut du dos et au pelvis [10]. Les tiges pour les membres inférieurs sont représentées par les T6 à T10 et sont liées en boucle fermée au pelvis et aux cuisses. Les T11 à T20 doivent être négligés. Les dimensions de chaque corps représentant les tiges en fibre de carbone étaient 4mm x 16mm x 130mm pour le membre supérieur et de 4mm x 16mm x 80mm pour le membre inférieur. Par la suite, à l'aide d'une conception par ordinateur (CATIA) et à l'aide de la masse volumique de la fibre de carbone ($1,74\text{g/cm}^3$) [11], il est possible d'obtenir les paramètres mécaniques (masse, inertie, centre de masse) nécessaires pour compléter le corps des tiges. Le comportement des joints de rotation des tiges (q_6 à q_{15}) a été défini à partir de l'équation

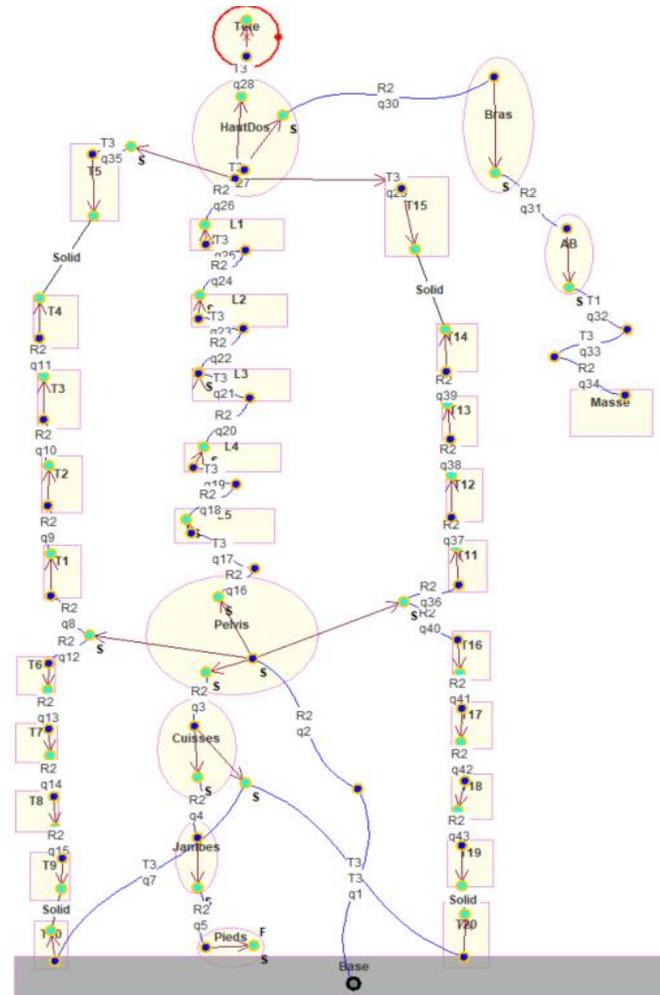


Figure 6. Modélisation multicorps du corps humain en interaction avec un exosquelette

12.5 du manuel de modélisation [10]. Cette équation se simplifiait à celle présentée ci-dessous :

$$K_{joint} = \frac{E * I}{d}$$

où E représente le module de Young de la tige, I représente le moment d'inertie géométrique du segment et d est la longueur de chaque segment.

Les paramètres mécaniques (inertie, centre de masse et masse) des différents segments du corps humain ont été obtenus à partir du Manikin de CATIA dont la taille et la masse correspondaient à celle du concepteur. Le comportement des joints de rotation (q16 à q24) des vertèbres lombaires a été modélisé avec l'équation précédemment présentée. Initialement, les joints de rotation des vertèbres lombaires ont été fixés à 10 degrés chacun (5 degrés de moins que l'angle maximal de flexion des vertèbres lombaires) [12]. L'angle du joint 26, soit le joint du haut du dos, a été fixé à 30 degrés. Les autres joints, soit ceux des pieds, des jambes, des cuisses, des bras et des avant-bras ont été fixés arbitrairement afin d'avoir une représentation réaliste d'un corps humain penché pour un soulèvement de poids. Finalement, les forces musculaires n'ont pas été définies dans les joints et la gravité a été orientée dans le sens opposé à l'axe des Z (vers le bas dans la figure 7).

La dynamique directe permet d'observer le comportement du corps (sans muscle et avec une masse externe) à partir des angles dans les joints donnés initialement. L'objectif ici est de valider le comportement des tiges de carbone sous l'influence d'un corps inerte. Comme il est possible d'observer à la figure 7, les tiges de carbone ont permis de redresser légèrement le corps après 2 secondes, et ce, sans implication d'activité musculaire. L'hypothèse que le matériau sera assez résistant est donc confirmée.

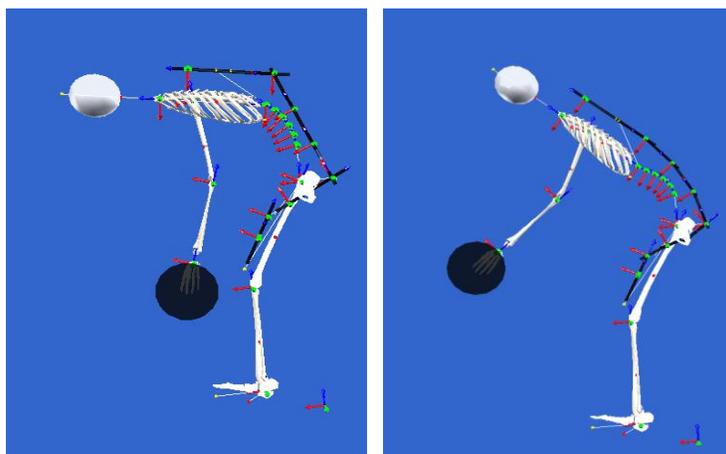


Figure 7. Animation d'un modèle humain équipé de l'exosquelette en position penché initialement (gauche) et après 2 secondes (droite)

4.2. Réalisation du prototype

L'image de gauche de la figure 8 montre l'exosquelette dans l'ensemble et provient de l'assemblage de CATIA. Les pièces grises et rouges ont été également conçues sur CATIA. Les tiges noires représentent deux tiges en fibre de carbone de 4mm x 4mm assemblées ensemble et de longueurs variables définies à partir de mesures prises sur le Manikin de CATIA. Cette dualité des tiges offrait une bonne résistance du matériau tout en permettant une bonne flexibilité. En effet, lorsque le nombre de tiges correspondait au nombre de la section 4.1, les tiges ne permettaient que peu de flexion. Les pièces grises représentent les jonctions pour les tiges en fibre de carbone. Ce sont

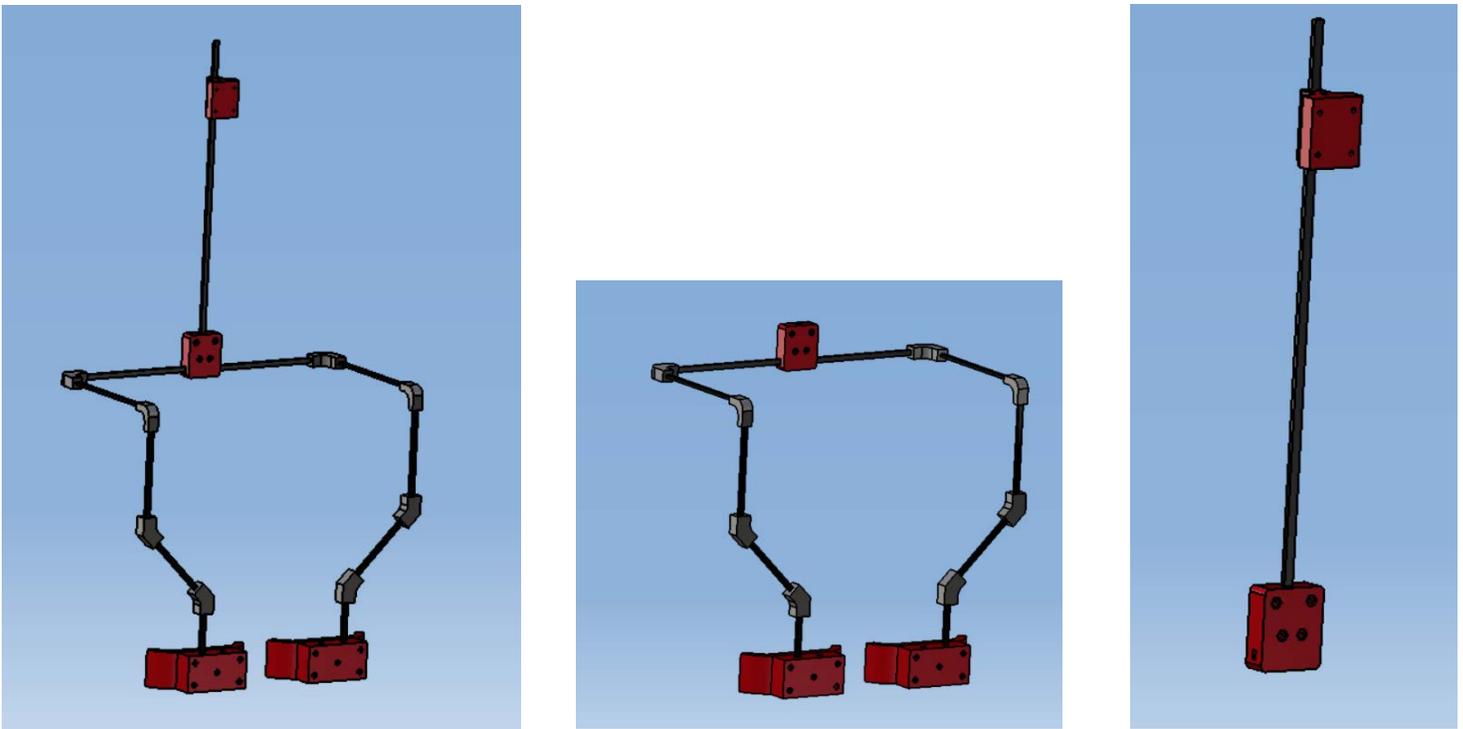


Figure 8. Modèle d'exosquelette complet (gauche), du sous-système des cuisses (centre) et du support dorsal (droite)

ces pièces qui permettent de déterminer la direction des tiges. Les pièces en rouge sont les pièces servant d'interface entre l'exosquelette et le corps. Ce sont à travers ces pièces que les forces et moments sont transmis aux emplacements spécifiques (pelvis et cuisses). L'image de droite montre le support dorsal. La pièce rouge supérieure s'installe sur un harnais dorsal (figure 9) et permet de générer un moment de force à travers les tiges de carbone; moment de force transmis au pelvis par la pièce rouge inférieure.

L'image du centre de la figure 8 montre le sous-système arrière des cuisses. C'est ce sous-système qui agit comme levier pour contrer le moment généré par le support dorsal. Ce sous-système permet de transmettre ce moment aux cuisses en plus du pelvis et est installé sur la ceinture dorsale présentée à la figure 10.



Figure 9. Harnais dorsal [13]



Figure 10. Ceinture dorsale [14]

5. Validation

5.1. Procédures de test et résultats

Afin de trouver l'amplitude de mouvement et le moment de force à la vertèbre lombaire L5, il était nécessaire d'avoir accès à un laboratoire d'analyse de mouvement. Ce laboratoire n'était cependant pas disponible. Il a donc été décidé de créer un laboratoire d'analyse de mouvement 2D. Pour ce faire, comme montrées à l'image de gauche de la figure 11, des D.E.L. ont été installées sur les articulations d'intérêts (poignet, épaule, hanche, cheville et pointe des pieds). Afin d'avoir le changement de position des différentes D.E.L. en fonction du temps, une vidéo de mouvement a été prise avec un

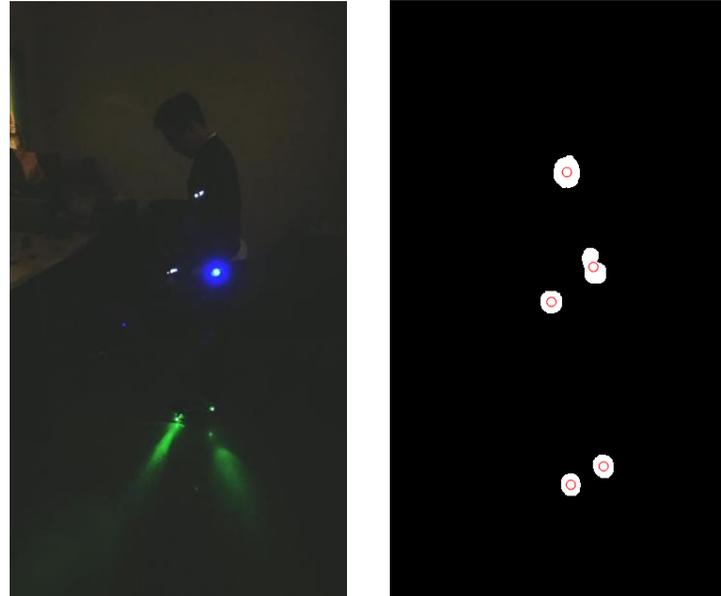


Figure 11. Analyse de mouvement 2D (gauche) et extraction d'angles à partir de la position des capteurs (droite)

cellulaire (même cellulaire utilisé ajusté à la même hauteur et même distance durant tous les mouvements). Les mouvements effectués étaient l'abaissement du dos (stoop) et la flexion des jambes (squat), et ce, sans et avec l'exosquelette. Les vidéos enregistrées ont ensuite été passées dans un algorithme d'extraction d'angles dans MATLAB. Cet algorithme transformait la vidéo en image binaire de manière à garder l'intensité provenant uniquement des D.E.L. (blanc dans l'image centrale de la figure 11). À partir de ces images binarisées, il était possible de trouver les centres de masse des D.E.L. et donc leur position (en pixel). Par la suite, à l'aide des équations de trigonométrie et en créant des vecteurs entre les différents points, il était possible d'aller extraire les angles à la cheville, à la hanche et à l'épaule en fonction du temps.

Afin de mesurer le moment de force à la vertèbre lombaire L5, il était nécessaire de passer les angles extraits par l'algorithme dans Robotran. En effet, grâce à la dynamique inverse et les angles en fonction du temps, il était possible de trouver les forces et

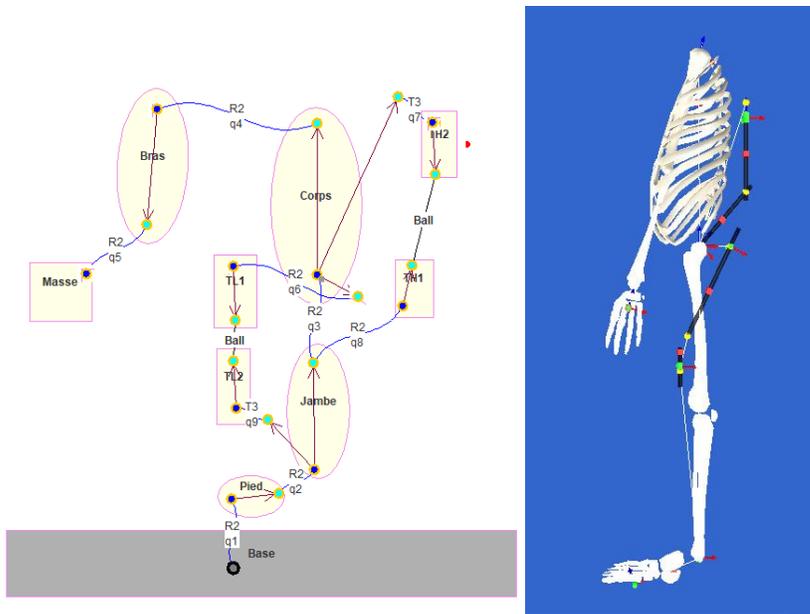


Figure 12. Modèle simplifié du corps humain équipé de l'exosquelette

moments internes dans les articulations modélisées sur le logiciel. Un second modèle du corps a été modélisé comme montré à l'image de droite de la figure 12. Ce modèle diffère du modèle utilisé lors de la validation par un torse et de tiges simplifiées. La raison est que l'algorithme n'était capable de que cinq D.E.L. et donc, uniquement les angles de trois articulations pouvaient être calculés (cheville, hanche et épaule). De plus, les angles de flexion

des tiges n'ont pas été enregistrés. Pour la dynamique inverse, les boucles fermées des tiges ne pouvaient donc prendre que deux articulations, soit le nombre maximal de joints dépendants pour permettre la fermeture de la boucle. Les paramètres mécaniques humains ont encore une fois été extraits du Manikin de CATIA et les joints de rotation de la tige de carbone ont été modélisés à l'aide de l'équation 12.5 du manuel de Robotran [10]. Le modèle Robotran du corps équipé de l'exosquelette est présenté à la figure 12.

5.2. Analyse et validation des résultats

5.2.1. Amplitude de mouvement de la vertèbre lombaire L5

L'amplitude de mouvement pour la vertèbre lombaire L5 est montrée à la figure 13. Les lignes bleues représentent l'amplitude de mouvement pour le squat tandis que les lignes rouges présentent le mouvement pour l'abaissement du dos. Les lignes pointillées indiquent les mouvements sans l'exosquelette tandis que les lignes pleines indiquent les mouvements avec

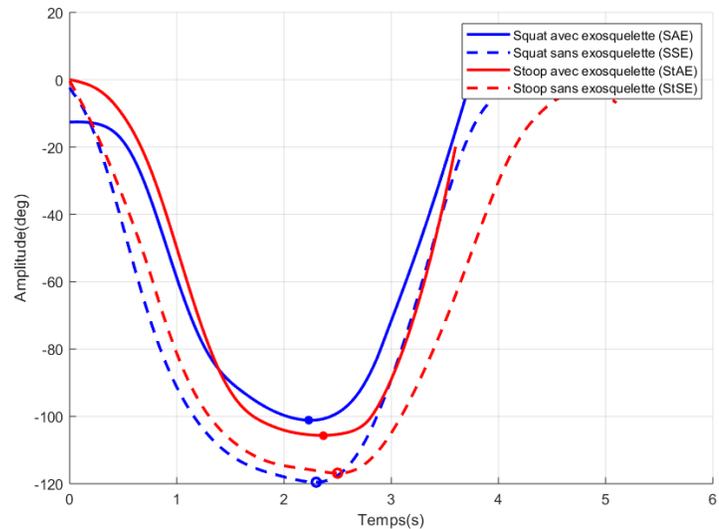


Figure 13. Amplitude de mouvement de la vertèbre L5 en fonction du temps

l'exosquelette. Les mouvements ont été accomplis sur une durée de temps similaire (entre 3,5 et 4 secondes). L'amplitude de mouvement est réduite lors du port de l'exosquelette. En effet, les amplitudes de mouvement maximales (en valeur absolue) sont de 101,16 degrés pour le squat avec l'exosquelette et de 119,55 degrés sans l'exosquelette, ce qui représente une restriction d'amplitude de mouvement de 15,4%. Pour l'abaissement du dos, sans exosquelette, l'amplitude de mouvement était de 116,87 degrés tandis qu'avec l'exosquelette, l'amplitude était de 105,66 degrés indiquant une restriction de l'amplitude de 9,6%.

5.2.2. Moment de force à la vertèbre lombaire L5

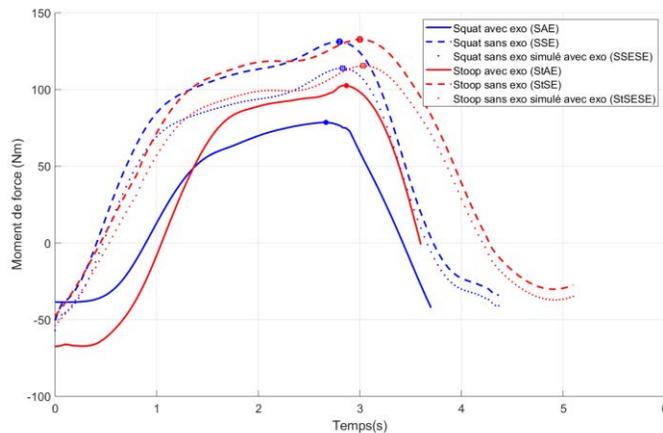


Figure 14. Moment de force à la vertèbre L5 en fonction du temps

Suite à la dynamique inverse générée par Robotran, le moment de force à la vertèbre lombaire L5 en fonction du temps a été extrait². Les résultats sont présentés à la figure 14. Encore une fois, les lignes bleues représentent le mouvement du squat tandis que les lignes rouges représentent l'abaissement du dos (stoop). Les lignes pointillées (larges) représentent les mouvements sans l'exosquelette, les lignes pointillées (petites) représentent le moment de force enregistré pour les mouvements sans exosquelette avec l'exosquelette simulé dans Robotran. Finalement, les lignes pleines représentent les mouvements effectués avec l'exosquelette. Les moments sont plus élevés sans le port de l'exosquelette (maximum de 131,17Nm pour le squat et de 132,65Nm pour l'abaissement du dos). Cependant, pour les mouvements sans exosquelette (avec exosquelette simulé), le moment diminue d'approximativement 13% (maximum de 113,94Nm pour le squat et de 115,48Nm pour l'abaissement du dos). Or, pour les mouvements effectués avec l'exosquelette, ce moment est diminué de 40,1% pour le squat (maximum à 78,53Nm) et de 22,6% pour l'abaissement du dos (102,65Nm). Ainsi, d'autres facteurs permettent de diminuer le moment de force ressenti par la vertèbre lombaire L5. En effet, la diminution d'amplitude de mouvement aurait pu diminuer le moment de force. Étant donnée une amplitude plus petite, la variation d'amplitude pour retourner d'une posture abaissée à une posture droite est moindre sur une même période de temps, diminuant le moment nécessaire d'être généré par les muscles du dos. De plus, l'exosquelette aurait pu aider

² Les moments extraits sont ceux associés au modèle Robotran et ne doivent pas être considérés comme des valeurs de référence pour les moments associés à l'articulation sacro-lombaire. Se référer à [19] pour avoir des valeurs de références.

à l'ajustement de posture par la ceinture et le harnais de dos et donc, réduire le moment ressenti à la vertèbre.

5.2.3. Coût de conception

Le tableau indiquant les différents coûts est montré ci-dessous. L'ensemble de l'exosquelette a un coût approximatif de 163,65\$.

Tableau 5. Coût de conception

| COMPOSANTES | PRIX |
|---------------------------|-----------------|
| Tiges en fibre de carbone | 89,70\$ |
| Ceinture dorsale | 29,60\$ |
| Harnais dorsal | 25,99\$ |
| Impression 3D en PLA | 18,36\$ |
| Coût total | 163,65\$ |

5.2.4. Masse de l'exosquelette

Un dynamomètre a été utilisé pour mesurer la masse de l'exosquelette. Le prototype a été mesuré en incluant les impressions 3D en PLA, les tiges en fibre de carbone, les structures d'interfaces corps-exosquelette (harnais de dos, ceinture dorsale, support aux cuisses) et les vis et écrous. La masse totale mesurée était de 0,825kg.

5.3. Analyse des résultats en fonction des hypothèses initiales

L'hypothèse initiale imposait une réduction de charge et donc une réduction de moment de force dans la vertèbre lombaire L5 de 30%. Il a été évalué que la réduction de moment dans la vertèbre lombaire L5 était de 40,1% pour la flexion des jambes et de 22,6% pour l'abaissement du dos. Des améliorations sont proposées dans la section 6 pour augmenter la réduction de moment pour l'abaissement du dos. En analysant les mouvements effectués sans exosquelettes, mais avec l'exosquelette simulé par modélisation multicorps et donc, en isolant les facteurs de réduction de moment autre que l'exosquelette, la réduction de moment a été de 13%. En ce qui concerne, l'amplitude de mouvement de la vertèbre lombaire L5, la limite d'amplitude de mouvement était de 15,4% pour la flexion des jambes et de 9,6% pour l'abaissement du dos. La limite

d'amplitude de mouvement à ne pas dépasser était de 20% et donc, cette spécification fonctionnelle a été respectée. Finalement, le coût de conception était de 163,65\$, soit un coût en deçà de la limite de 200\$ et la masse du prototype était de 825g, soit une masse en deçà de la limite de 3kg.

6. Conclusion

Tout d'abord, les données provenant des mouvements acquis ne sont pas significatives. Il aurait donc été nécessaire de répéter les différents mouvements afin de pouvoir démontrer que les résultats sont en effet statistiquement significatifs. De plus, il serait pertinent d'effectuer les différentes analyses à partir de sujets différents. En ce qui concerne l'amélioration du prototype, un sous-système sur le profil avant du corps pourrait être installé. Ceci permettrait de réduire davantage le moment de force que l'exosquelette pourrait stocker et donc, réduire la charge ressentie par les vertèbres lombaires. Il serait également intéressant d'optimiser le prototype afin de rapprocher les éléments des points de rotation de la hanche afin d'augmenter l'amplitude de mouvement de l'utilisateur lors du port de l'exosquelette. Les jonctions de l'exosquelette devraient être imprimées en fibre de carbone pour ses propriétés mécaniques supérieures. En ce qui concerne l'analyse de mouvement, l'amplitude et la réduction de moment de force n'ont été étudiées que pour la vertèbre lombaire L5 pour un mouvement symétrique de levée de charge à partir de deux mouvements. Il serait nécessaire d'étudier les différents paramètres pour des mouvements asymétriques, pour des mouvements effectués lors du quotidien des travailleurs ainsi que les autres articulations du corps qui pourrait être potentiellement affecté (épaule, genou). Finalement, il serait pertinent d'étudier l'énergie dépensée par les utilisateurs lors du port de l'exosquelette (à partir de test de VO2 max). En effet, dans ce projet, l'analyse du moment et donc, de la diminution de risque de blessure a été faite. Cependant, si l'exosquelette requiert que le travailleur dépense plus d'énergie au quotidien, cela dissuaderait les travailleurs de porter l'équipement.

7. Apprentissage continu

À travers ce projet, la validation a été l'aspect qui a été le plus important. En effet, que chaque étape effectuée accomplissait la tâche requise ou atteignait les objectifs permettait de progresser avec plus de certitude tout au long du projet. Pour se faire, la communication a été mise de l'avant surtout avec mon codirecteur. De plus, être capable de compromettre et de se fixer sur les objectifs importants a été un autre défi étant donné la contrainte de temps pour compléter le projet. Par la suite, j'ai également appris à m'adapter rapidement à un événement inattendu. En effet, cet événement inattendu était la construction d'un laboratoire d'analyse de mouvement et d'un algorithme d'extraction d'angles.

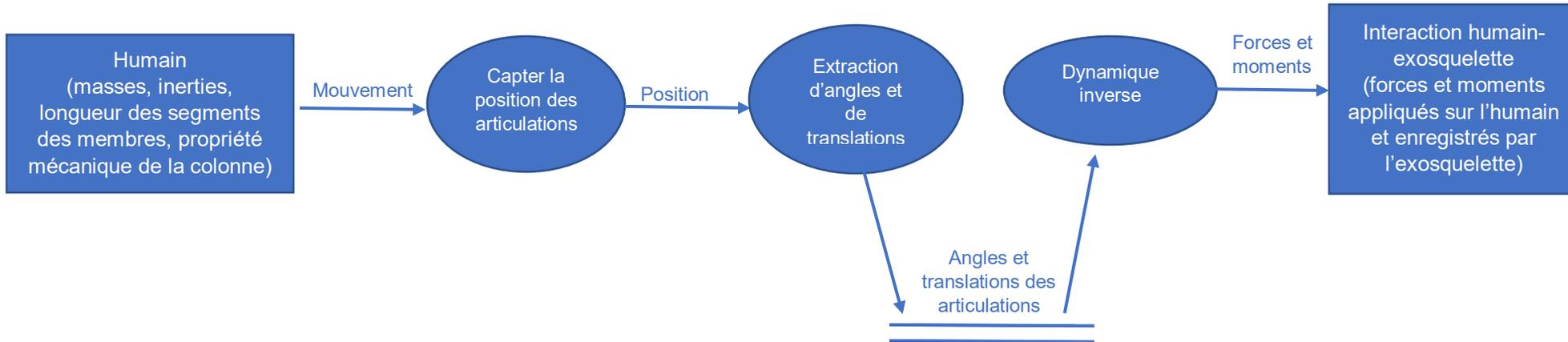
En ce qui concerne le côté technique, j'ai appris à construire un modèle multicorps (par Robotran) d'un corps humain interagissant avec un exosquelette (en boucle fermée). Ceci impliquait un défi surtout dans la modélisation des joints des vertèbres et de l'exosquelette, mais également dans la conception d'un modèle de corps rigide pour un corps flexible (tige de carbone). J'ai également appris à utiliser une imprimante 3D et à configurer les paramètres pour imprimer les pièces avec les caractéristiques que je désirais (direction d'impression et remplissage). J'ai également été capable de bâtir un laboratoire d'analyse de mouvement et de concevoir un algorithme d'extraction d'angles en l'espace de 2 jours. Ces deux éléments optimisés auraient pu faire l'objet d'un autre projet individuel.

Bibliographie

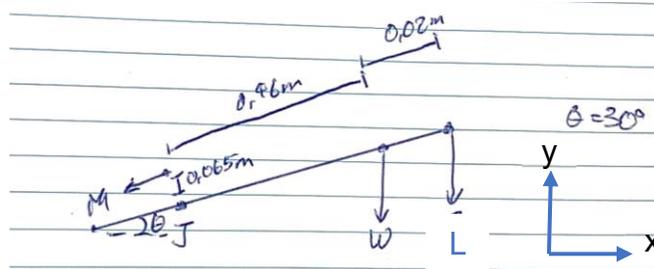
1. Commission de normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail. (2016). *Statistiques sur les lésions attribuables aux TMS en milieu de travail : 2012-2015*. Repéré à <https://www.cnesst.gouv.qc.ca/Publications/300/Documents/DC300-322web.pdf>
2. Marras, W. S. (2000). Occupational low back disorder causation and control. *Ergonomics*, 43(7), 880-902. Repéré à <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1529943010002895>
3. Wehner, M., Rempel, D., & Kazerooni, H. (2009, January). Lower extremity exoskeleton reduces back forces in lifting. In *ASME 2009 dynamic systems and control conference* (pp. 49-56). American Society of Mechanical Engineers. Repéré à <https://proceedings.asmedigitalcollection.asme.org/proceeding.aspx?articleid=1648297>
4. De Looze, M. P., Bosch, T., Krause, F., Stadler, K. S., & O'Sullivan, L. W. (2016). Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics*, 59(5), 671-681. Repéré à <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00140139.2015.1081988>
5. Canadian Centre for Occupational Health and Safety. (2019). Assessing Relevant Handling Factors. Repéré à <https://www.ccohs.ca/oshanswers/ergonomics/niosh/assessing.html>
6. Wired. (2012). Do Rubber Bands Act Like Springs?. Repéré à <https://www.wired.com/2012/08/do-rubber-bands-act-like-springs/>
7. Jagdale, A. V. (2017). Carbon Fiber. Repéré à <https://www.slideshare.net/AbhijeetJagdale3/carbon-fiber-75431639>
8. Oosthuizen, G. A., Hagedorn-Hansen, D., & Gerhold, T. (2013). Evaluation of rapid product development technologies for production of prosthesis in developing communities.

9. BC Open Textbook. (s.d.). Anatomy and Physiology. Repéré à <https://opentextbc.ca/anatomyandphysiology/front-matter/about-this-book/>
10. Samin, J., Fiset, P. (2003). Symbolic Modeling of Multibody Systems.
11. Élémentarium. (s.d.). Fibres de carbone. Repéré à <https://www.lelementarium.fr/product/fibres-de-carbone/>
12. Villemure, I. (2014). *Thème 4 : Biomécanique des autres tissus mous*. Notes de cours. Polytechnique Montréal
13. Biewoos. (2017). Back Posture Corrector Clavicle Support Brace for Women & Men by Potou. Repéré à https://www.amazon.ca/Posture-Corrector-Clavicle-Designed-Slouching/dp/B074PN4YWM/ref=sr_1_5?keywords=back+brace&qid=1555360834&s=gateway&sr=8-5
14. Tensor. (2014). Tensor Back Brace Support. Repéré à https://www.amazon.ca/Tensor-Back-Brace-Support-One-Size/dp/B00IU9DX3O/ref=sr_1_1_sspa?keywords=back+brace&qid=1555360834&s=gateway&sr=8-1-spons&psc=1
15. Huynh, K. T., Gibson, I., & Gao, Z. (2012). Development of a Detailed Human Spine Model with Haptic Interface. In Haptics Rendering and Applications. IntechOpen. Repéré à https://www.researchgate.net/publication/221923246_Development_of_a_Detailed_Human_Spine_Model_with_Haptic_Interface
16. Muscle Used. (s.d.). Erector Spinae. Repéré à <http://www.musclesused.com/erector-spinae-2/>
17. Villemure, I. (2014). *Thème 9 : Biomécanique du rachis*. Notes de cours. Polytechnique Montréal
18. Villemure, I. (2014). *Thème 10 : Équilibre et analyse de mouvement*. Notes de cours. Polytechnique Montréal
19. Guilbert, M. L., Raison, M., Fortin, C., & Achiche, S. (2019). Development of a multibody model to assess efforts along the spine for the rehabilitation of adolescents with idiopathic scoliosis. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 19(1), 4-12.

ANNEXE I : DIAGRAMME DES FLUX DE DONNÉES



ANNEXE II : CALCUL APPROXIMATIF DU MOMENT DE FORCE À L'ARTICULATION SACRO-LOMBAIRE



L'exemple de calcul présenté ci-dessous est inspiré du cours de biomécanique offert à Polytechnique Montréal [17] et représente un cas statique d'un individu penché à 30 degré par rapport à l'horizontal. Cette posture statique a été suggérée hypothétiquement.

Ici, M représente la tension exercée par les muscles spinaux, W est le poids du tronc et de la tête de l'humain et L représente le poids des bras et d'une masse quelconque. J représente le point de rotation de l'articulation sacro-lombaire. L'humain ici adopte la masse du concepteur et est donc de 70kg. De plus, sa taille est de 170cm.

Ainsi, initialement et sans charge supplémentaire :

$$W = 60\% * Masse = 60\% * \frac{9,81N}{kg} * 70kg = 412N$$

$$L = Masse * (proportions massiques des membres) * \frac{9,81N}{kg}$$

$$= 70kg * (0,0065 + 0,0161 + 0,0236) * \frac{9,81N}{kg} = 32N$$

Ci-dessus, les proportions massiques des membres ont été extraites du modèle de Clauser, McConville et Young [18]. En effet, les proportions massiques pour la main, l'avant-bras et le bras sont respectivement de 0,0065, 0,0161, 0,0236.

Le moment de force produit par la masse de l'humain ainsi que les muscles pour maintenir la position statique ramené à J (articulation sacro-lombaire) est donc :

$$\sum M_j = -W * 0,46m * \sin 30 - L * (0,46 + 0,02)m * \sin 30 + M_M = 0$$

$$M_M = 412N * 0,46 * \sin 30 + 32N * 0,48 * \sin 30 = \mathbf{102Nm}$$

En ajoutant la masse maximale recommandée par NIOSH, L est modifié et M_M devient donc :

$$L = [Masse * (proportions massiques des membres) + 23kg] * \frac{9,81N}{kg}$$

$$= [70kg * (0,0065 + 0,0161 + 0,0236) + 23kg] * \frac{9,81N}{kg} = 258N$$

$$M_M = 412N * 0,46 * \sin 30 + 258N * 0,48 * \sin 30 = \mathbf{157Nm}$$

La différence est donc :

$$\frac{M_{M,masse} - M_{M,sans\ masse}}{M_{M,masse}} * 100\% = \frac{157Nm - 102Nm}{157Nm} * 100\% = 35\%$$

L'idéal serait donc une réduction de 35% du moment à l'articulation sacro-lombaire. Cependant, compte tenu de l'ampleur du projet, l'objectif a été fixé à 30% de réduction.