# Conception mécanique et mécatronique d'un système de compensation du poids corporel destiné à des fins de rééducation motrice

Ing. R. THIENPONT ECAM Bruxelles Dr C. NELSON University of Nebraska-Lincoln

Les équipements de rééducation motrice traditionnels sont généralement statiques reléguant, de ce fait, les aspects liés à la mobilité "réelle" à des étapes ultérieures du processus de revalidation. Afin de combler ce manque, un concept de système, basé sur une architecture de robot suspendu par câbles, est proposé. Celui-ci permet au patient de se mouvoir librement dans un large espace de travail, tout en lui fournissant un support uniforme.

Mots-clefs: rééducation motrice, robot parallèle à câbles, prototypage.

Traditional body-weight support systems are generally stationary devices, relegating the real-world mobility aspects to later stages of the rehabilitation process. To bridge that gap, a system based on a cable-suspended robot architecture is proposed. This system allows the patient to move freely throughout a large workspace, while providing him uniform body-weight support.

Keywords: walking rehabilitation, cable-based parallel robot, prototyping.

## 1. Introduction, motivation du projet

La capacité d'un être humain à se mouvoir au sein de son environnement est un aspect fondamental de sa santé et de son bien-être. Parfois, certains facteurs (accidents, maladies, etc.) peuvent handicaper cette mobilité. Heureusement, ces handicaps ne sont pas toujours permanents, et, grâce à des thérapies appropriées, la majorité des personnes touchées parviennent à retrouver, à terme, une mobilité avancée [4].

Cependant, de telles conditions s'accompagnent généralement d'un état d'importante faiblesse musculaire, empêchant les personnes touchées de supporter leur propre poids sans assistance externe, d'où la nécessité d'équipements appropriés. Ces derniers, qu'ils soient statiques (ex. : tapis roulant) ou mobiles (ex. : déambulateurs robotisés), sont généralement encombrants, et, du fait qu'ils l'entourent, empêchent le patient d'approcher des objets communs, et de réapprendre ainsi à effectuer des tâches de la vie quotidienne [5].

Il apparaît donc un clair manque d'équipements discrets avec un large espace de travail, conférant au patient une liberté complète de mouvement et lui permettant de ressentir une mobilité réelle, telle celle vécue au quotidien. Dans cette optique, un système de support partiel du poids corporel, comblant le manque entre les équipements traditionnels "stationnaires" et les phases de revalidation ultérieures, impliquant une mobilité plus avancée, est proposé.

## 2. Decription du concept

Une architecture similaire à celle des robots parallèles suspendus par câbles s'avère appropriée pour une telle application. En effet, celle-ci présente des avantages indéniables, telles la légèreté, la compacité, et la possibilité de couvrir de larges espaces de travail, pour n'en mentionner que quelques-uns [1].

La configuration proposée, ainsi que son implémentation prévue dans une salle de thérapie dédiée, est représentée à la figure 1. Quatre câbles principaux, et autant d'actionneurs (moteurs électriques), sont utilisés. Les 4 coins de la pièce constituent les points d'ancrage du système. Afin de minimiser l'empreinte au sol, les systèmes d'entraînement de chacun des câbles peuvent être montés verticalement sur les parois.

Pour des raisons évidentes d'obstruction vis-à-vis des mouvements du patient, les câbles principaux ne sont pas directement attachés au harnais de celui-ci, mais par l'intermédiaire d'un câble vertical. De plus, moyennant une liaison appropriée (ex. :

pivot), une rotation du patient autour de son axe vertical est ajoutée.

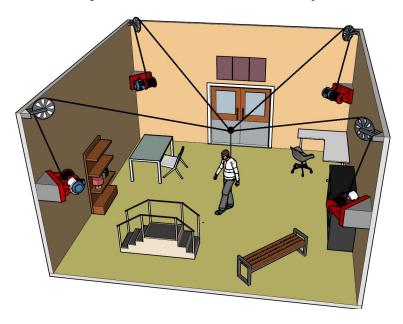


Figure 1 : Implémentation envisagée du système final

#### 2.1. Sous-système de contrepoids passif

Afin de minimiser la puissance des actionneurs, un sous-système de contrepoids (non représenté à la figure 1), couplé au système, est étudié. Celui-ci utilise l'énergie potentielle contenue dans des contrepoids, de manière à compenser la charge verticale du système, tout en maintenant l'équilibre horizontal des forces. Entièrement passif, son réglage s'effectue mécaniquement par l'opérateur avant la session de thérapie, en fonction des besoins de celle-ci (assistance).

Selon la première configuration envisagée, le nombre de degrés de liberté du soussystème de contrepoids est d'une unité inférieur à celui du système lui-même. Dès lors, celui-ci n'est capable de compenser l'entièreté de la charge verticale que pour le niveau horizontal de référence pour lequel il a été dimensionné (2,6 m, cf. figure 2). Pour des niveaux différents, l'équilibre des forces est maintenu moyennant un effort supplémentaire des actionneurs.

Sa conception et réalisation faisant partie du travail de fin d'études d'un autre étudiant, et non de celui-ci, ce sous-système ne sera pas davantage abordé.

## 3. Prototype plan

Partant d'une feuille blanche, la conception d'un premier prototype grandeur nature, sur base d'un cadre préexistant, fut directement envisagée. D'une part, cela permet d'évaluer précisément les performances et capacités du système, et d'autre part, ce dernier étant destiné à assister des individus, un modèle réduit fut jugé moins pertinent.

Cependant, ce prototype ne sera qu'une version bidimensionnelle du système, voire unidimensionnelle dans un premier temps, compte tenu de la contrainte du niveau de référence. Il autorisera seulement le patient à se déplacer selon l'axe horizontal, dans un espace de travail constitué par le plan vertical, tout en supportant une fraction déterminée de son poids. En effet, les objectifs principaux poursuivis consistaient à réaliser avant tout une preuve de concept raisonnable, ainsi qu'une base expérimentale pour de futurs prototypes plus évolués.

L'architecture de ce prototype est représentée à la figure 2. Des deux points d'ancrage partent deux câbles principaux. Ceux-ci se rejoignent en un point d'attache, situé à la verticale du patient, duquel part un câble vertical vers le harnais du patient.

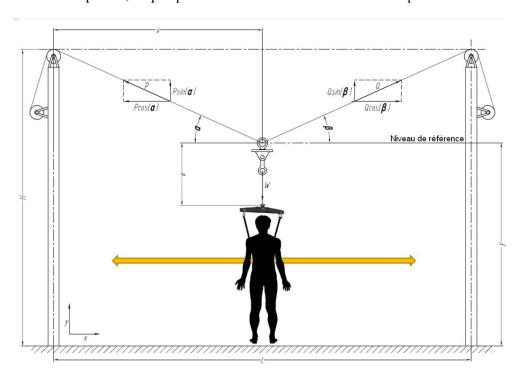


Figure 2 : Architecture simplifiée du prototype plan

# 3.1. Spécifications principales du prototype

Une des premières étapes du projet consistait à élaborer le cahier des charges du prototype. Au sein de celui-ci, trois éléments principaux peuvent être distingués : la charge et la vitesse de déplacement maximale admissible, ainsi que les dimensions de l'espace de travail. Ces dernières sont cependant fixées par le cadre préexistant, à savoir 3,64 x 3,65 m (L x H).

Afin de s'adapter à des personnes de différentes morphologies, la charge maximale du système fut définie arbitrairement à 100 kg. Rappelons ici que seule une fraction du poids du patient est supportée par le système. En ce qui concerne la vitesse maximale de déplacement horizontal admissible, cette dernière fut limitée à 1,5 m/s (5,4 km/h), valeur déjà particulièrement élevée dans un cadre de revalidation.

## 3.2. Hypothèses de travail

La modélisation du système, que ce soit à des fins de dimensionnement mécanique, ou de contrôle, est basée sur un certain nombre d'hypothèses simplificatrices, la plus importante étant celle de quasi-staticité du système.

Cette hypothèse peut paraître extrême, tant elle simplifie les calculs, nous en sommes conscients. Cependant, le nombre d'inconnues restantes à ce stade, la dynamique lente du système (déplacements du patient), ainsi que son inertie réduite, légitiment celle-ci.

En effet, se cantonnant à un rôle strict de support du patient, le système ne doit pas intervenir dans son déplacement, que ce soit en l'accélérant, ou en le freinant. L'inertie de la charge (patient) peut donc être négligée, et ne subsiste que celle du système lui-même, faible en l'absence du sous-système de contrepoids toujours à l'étude.

#### 4. Système d'entraînement

Comme expliqué précédemment, le nombre de systèmes d'entraînement nécessaires est égal au nombre de câbles principaux, soit deux dans le cadre du prototype. Leur rôle est de compenser les imperfections du sous-système de contrepoids, de manière à maintenir l'équilibre des forces.

#### 4.1. Dimensionnement mécanique

Sur base des hypothèses établies et des modèles simplifiés du système lui-même et du sous-système de contrepoids, un dimensionnement mécanique simplifié fut réalisé dans l'optique de déterminer les deux principales grandeurs dimensionnantes, à savoir le couple mécanique et la vitesse de rotation.

Le couple mécanique fut calculé sur base des équations liant la tension des câbles et la position du patient, tandis que la vitesse de rotation fut calculée sur base de la dérivée de la longueur des câbles (vitesse tangentielle) en fonction de la position du patient. La puissance mécanique, dépendant des deux grandeurs précédentes, est obtenue en effectuant le produit de celles-ci.

Le tableau 1 fixe l'ordre de grandeur des valeurs maximales de ces trois paramètres.

Tableau 1 : Grandeurs mécaniques : ordre de grandeur

Couple [Nm]	Vitesse de rotation [rpm]	Puissance mécanique [W]
30	140	430 (peak) - 300 (RMS)

#### 4.2. Exigences supplémentaires

Les seules grandeurs mécaniques ne suffisant évidemment pas à la sélection d'un système d'entraînement, d'autres exigences ont dû être définies, tels les modes de contrôle (couple et position), la connectivité du variateur, la technologie de moteur, le type de capteur de retour, etc. De plus, en raison de la faible vitesse de rotation et du couple important demandé, une boite de vitesse s'avérait indispensable.

Il était avant tout souhaitable de sélectionner un système facile à installer, à mettre en service, ainsi qu'à utiliser, tout en étant polyvalent. Cette dernière exigence s'inscrit dans un cadre plus large, notamment afin de pouvoir réutiliser le système d'entraînement pour les futurs prototypes. Enfin, s'agissant d'un projet de recherche disposant d'un budget non illimité, le prix était également un critère discriminant.

#### 4.3. Processus de sélection

Diverses solutions furent étudiées, un cahier des charges fut rédigé, et de nombreuses demandes de devis furent envoyées à différents distributeurs. Trois offres pertinentes parmi celles reçues furent ensuite comparées. Le tableau 2 présente un résumé de

cette comparaison avec les principaux critères retenus.

Tableau 2 : Comparaison d'offres

	Kollmorgen AKD & VLM	JVL MAC 800	Bosch Rexroth Indra
Marge de vitesse	- 6%	+ 6%	+18%
Marge de couple	+39%	+44%	+5%
Capteur de retour	Encodeur incrémental	Encodeur incrémental	Encodeur absolu
Connectivité	Modbus - CANOpen - EtherCAT	RS422	Multi-Ethernet (incl. <u>Sercos</u> III)
Commande analogique	+++	+	++
Facilité d'installation	+/++	+++	+/++
Confort d'utilisation	+++	++	+
Options incluses	+++	++	+
Prix	\$ 6388.32	\$ 6630.05	\$ 6517.48

L'offre retenue fut le système d'entrainement Kollmorgen (représenté à la figure 3), principalement en raison de sa polyvalence, facilité d'utilisation et intuitivité. Cette offre était également la plus complète, pour un prix moindre. Il est à noter que le léger déficit en vitesse n'est pas pénalisant, en raison de l'importante marge de couple disponible, autorisant un fonctionnement en légère survitesse.



Figure 3: Kollmorgen AKD & VLM Drive System [3]

# 5. Stratégie et structure de contrôle

## 5.1. Stratégie de contrôle

Le développement d'un système de contrôle s'intégrait également dans ce travail de fin d'études. L'objectif principal de celui-ci est de piloter le système de manière à ce que ce dernier suive le patient tout en supportant une fraction constante de son poids, pendant que celui-ci effectue des exercices de revalidation.

Deux sous-objectifs de contrôle peuvent dès lors être identifiés :

- Suivi du patient.
- Support uniforme d'une fraction déterminée de son poids.

Pour satisfaire ceux-ci, de nombreuses stratégies de contrôle peuvent être envisagées. Celle retenue consiste à traiter les deux sous-objectifs de contrôle de manière totalement indépendante, sur base de :

- La mesure de l'angle de déflexion du câble vertical. En effet, si le patient tend à se déplacer et que le système reste immobile, un angle se crée (figure 4), angle qu'il convient d'annuler pour assurer le suivi.
- La mesure de la tension dans le câble vertical. Celle-ci reflète directement la fraction du poids du patient supportée par le système.

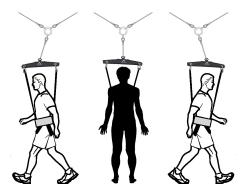


Figure 4 : Principe du suivi sur base de la mesure de l'angle de déflexion

Ainsi, les sous-objectifs de contrôle sont satisfaits de la manière suivante :

- Suivi : le système de contrôle incrémente ou décrémente la coordonnée x (horizontale) du point d'attache des câbles principaux de manière à maintenir l'angle de déflexion du câble connectant ce point et le harnais du patient nul.
- Support uniforme: le système de contrôle incrémente ou décrémente la coordonnée y (verticale) du point d'attache des câbles principaux de manière à maintenir la tension dans le câble vertical à sa valeur de consigne.

#### 5.2. Structure de contrôle

La structure de contrôle en cascade simplifiée est présentée à la figure 5.

Sur base des grandeurs mesurées, c'est-à-dire la tension (W<sub>mes</sub>) et l'angle de dé-

flexion ( $A_{mes}$ ) du câble vertical, le système de contrôle calcule, via deux régulateurs PI, une position de consigne du point d'attache ( $x_{sp}$ ,  $y_{sp}$ ), de manière à atteindre les valeurs de consigne de ces deux paramètres, à savoir  $W_{sp}$  et  $A_{sp}$  (nul).

Dans le cadre de cette structure de contrôle, il fut choisi de contrôler les deux systèmes d'entraînement en position. Cependant, cette consigne de position ne peut être envoyée telle quelle aux variateurs de fréquence. Ceux-ci travaillant dans un espace linéaire, ils ne peuvent interpréter une consigne bidimensionnelle.

Celle-ci est donc convertie, via un calcul matriciel, en longueurs de câbles principaux correspondantes ( $L1_{sp}$  et  $L2_{sp}$ ), qui sont alors, envoyées aux variateurs sous forme analogique.

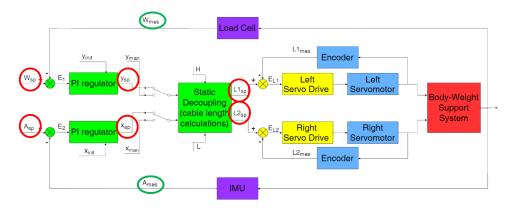


Figure 5 : Structure de contrôle simplifiée

# 6. Capteur sans fil et contrôleur

### 6.1. Capteur sans fil

La stratégie de contrôle, ainsi que les grandeurs mesurées et contrôlées, fut exposée au point 5.1. Cependant, la manière dont celles-ci sont mesurées n'a pas été explicitée. Afin de mesurer à la fois l'angle de déflexion du câble vertical, ainsi que la tension dans celui-ci, un capteur inédit fut développé (figure 6).

Ainsi, la tension dans le câble est mesurée via un capteur de force (type en "s"), tandis que l'angle de déflexion est mesuré à l'aide d'une petite centrale inertielle (IMU), dont le référentiel (inertiel) est extérieur au capteur. Ces mesures "brutes" sont collectées par une carte Arduino Uno, qui les conditionne ensuite, de manière à

les rendre exploitables par le contrôleur principal.

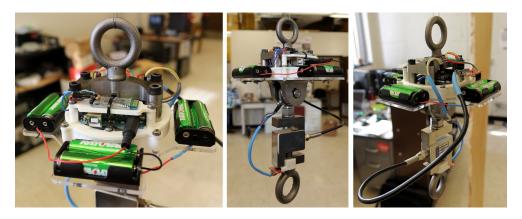


Figure 6 : Prototype de capteur réalisé

En effet, en ce qui concerne la centrale inertielle, par exemple, l'angle de déflexion peut-être mesuré de deux manières différentes. La première méthode consiste à n'utiliser que les accéléromètres. Les mesures sont alors précises, fiables dans le temps, mais fortement bruitées, en raison de la sensibilité des accéléromètres. Par conséquent, elles sont difficilement interprétables telles quelles par le contrôleur. La seconde méthode, elle, consiste à n'utiliser que les gyroscopes. Les mesures sont alors beaucoup plus propres et "douces", mais les gyroscopes dérivant dans le temps, elles finissent par devenir erronées après un certain temps.

Pour pallier ces défauts, la solution mise en place consiste à combiner les deux solutions, à savoir la précision et fiabilité des accéléromètres avec la qualité de signal des gyroscopes à l'aide d'un filtre de Kalman. Sur base de résultats expérimentaux, une comparaison entre ces méthodes est illustrée à la figure 7.

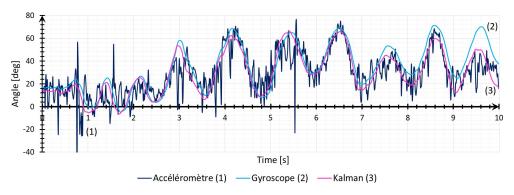


Figure 7 : Mesures d'angle : comparaison des différentes méthodes

Remplissant également les fonctions mécaniques de point d'attache entre les câbles principaux et le câble vertical connecté au harnais du patient, le capteur fut logiquement dimensionné aux efforts. De plus, en raison de sa position et mobilité, il fut jugé nettement plus ergonomique de le rendre complètement autonome, via un fonctionnement sur batteries (environ 30h d'autonomie) et une transmission sans fil (Bluetooth) avec le contrôleur principal.

#### 6.2. Contrôleur

Basé sur une carte Arduino MEGA, le contrôleur principal (figure 8), conçu et réalisé par nos soins, est le "cerveau" du prototype. À partir des données transmises par le capteur sans fil, des paramètres du système, et de la consigne de support imposée par l'opérateur, le contrôleur détermine les consignes de position à envoyer aux variateurs de fréquence des servomoteurs, sous forme analogique, pour des raisons de facilité. En effet, les cartes Arduino ne supportent pas nativement les protocoles industriels usuels. Les implémenter est toutefois possible, mais aurait été beaucoup trop complexe à réaliser dans le cadre de ce travail.

Outre la carte Arduino elle-même, dans laquelle la structure de régulation est implémentée sous forme logicielle, le contrôleur comprend tous les équipements nécessaires à son fonctionnement. Ainsi, un panneau de commande, comprenant un écran LCD, différents boutons poussoir, deux encodeurs rotatifs et un potentiomètre, permet à l'opérateur de régler et commander le système, tout en consultant ses paramètres principaux en temps réel.





Figure 8 : Contrôleur réalisé / interface de commande

La carte Arduino MEGA étant incapable de générer de véritables signaux analogiques, mais uniquement des signaux PWM, un convertisseur numérique-analogique (DAC) fut utilisé pour générer les signaux simples analogiques de commande des va-

riateurs. Ces derniers travaillant en signalisation différentielle, un convertisseur signal simple (0-5V) vers différentiel  $(\pm 5V)$  fut également développé en interne. Ce type de signalisation présente des avantages indéniables en termes de rapport signal/bruit et de robustesse aux perturbations externes [2].

## Caractéristiques additionnelles

Les cartes Arduino ne répondent pas aux mêmes standards et exigences que les automates industriels. Cependant, elles présentent d'indéniables qualités (prix, facilité d'utilisation, fonctionnalités...) dans le cadre de projets de recherche et de prototypage. Afin de pallier ce manque, une attention toute particulière fut apportée au développement du logiciel de contrôle, via l'intégration de plusieurs fonctionnalités :

- Modes manuels et automatiques. En mode automatique, le système suit et assiste le patient suivant la consigne de support donnée par le thérapiste. En mode manuel, ce dernier contrôle la position (x,y) du point d'attache du patient ("jog mode").
- Transition sans à-coups entre les modes automatique et manuel.
- Menu de configuration arborescent, permettant à l'opérateur d'ajuster les différents paramètres du contrôleur.
- Réinitialisation à distance de la centrale inertielle et tarage du capteur de force, pour corriger des décalages, par exemple.
- Fonctions de sécurité : limitations, saturations, contrôle de la liaison Bluetooth, etc. Celles-ci préviennent une mauvaise utilisation du système, en dépassant ses limites, ou en introduisant des paramètres erronés, par exemple.
- Routine de mémorisation des paramètres et de l'état du système dans la mémoire morte (EEPROM) de l'Arduino MEGA. Par défaut, cette dernière ne mémorise aucune donnée dans sa mémoire morte. En d'autres termes, toutes les modifications de paramètres effectuées pendant le fonctionnement du système sont perdues lors de sa mise hors tension, ce qui s'avère particulièrement gênant. Pour surmonter cet inconvénient, une routine fut développée, de manière à forcer, à la demande de l'opérateur, la mémorisation des paramètres. Ces derniers sont automatiquement rechargés au prochain démarrage du système.

# 7. Installation et mise en service du système d'entrainement

Ce travail de fin d'études ayant été réalisé sur une période restreinte d'environ 5 mois, les contraintes de temps furent importantes. Les systèmes d'entraînement Kollmorgen, ainsi que leurs accessoires, ayant été livrés tardivement, il ne fut pas possible de compléter leur intégration et réglage endéans les délais impartis.

Dès leur réception, un panneau électrique (figure 9) fut réalisé, incorporant les variateurs de fréquence, ainsi que tous les accessoires requis pour leur fonctionnement en toute sécurité (fusibles Ferraz Shawmut, contacteurs, filtres, alimentation 24V auxiliaire, connecteurs, etc.). Le câblage, mise à la terre, et blindage, furent réalisés suivant les recommandations du fabricant.

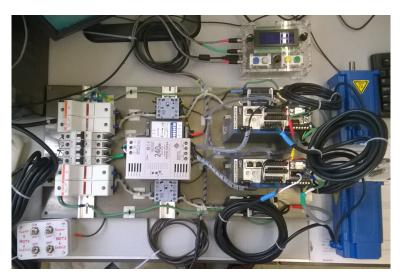


Figure 9 : Système d'entrainement (panneau électrique)

#### 8. Essais réalisés

La construction du prototype n'ayant pu être achevée à temps, les aspects liés à son réglage et optimisation ne purent être abordés. La majorité des essais effectués eurent alors pour principal objectif de valider le fonctionnement des différents composants développés (capteur, contrôleur) ou achetés (système d'entraînement).

En ce qui concerne le contrôleur, par exemple, des essais furent menés afin de certifier le fonctionnement correct de celui-ci, en adéquation avec les résultats de simulations

obtenues à l'aide des logiciels Simulink (contrôle) et NI Multisim (convertisseur), ainsi qu'avec la table de corrélation théorique, établissant la relation entre les longueurs de câbles et les niveaux de tension des sorties analogiques. Les fonctions implémentées, y compris celles de sécurité, subirent également différents tests, de manière à déceler d'éventuelles anomalies.

Au niveau du système d'entraînement, seuls des essais à vide avec des paramètres de base furent effectués, et ce principalement afin de s'assurer du comportement correct de toute la chaîne de contrôle (capteur, contrôleur, système d'entraînement). Bien que les aspects relatifs à la performance du système ne purent être testés, la commande analogique répondit aux attentes, en termes de précision et de clarté de signal.

#### 9. Conclusions

Chargés, en janvier 2016, de concrétiser l'idée originelle du concept, nous fûmes capables de poser de solides fondations pour ce passionnant projet de système de compensation du poids corporel doté d'une architecture à câbles. La conception et la réalisation partielle d'un premier prototype plan firent appel à de nombreux domaines d'ingénierie, et requirent créativité, organisation, rigueur et polyvalence.

Après nous être imprégnés du projet et de ses objectifs, une méthodologie de travail fut élaborée. La majeure partie du travail fourni fut dévouée aux aspects mécatroniques du projet, notamment à travers la réalisation complète du système de contrôle, ainsi qu'au dimensionnement et choix du système d'entraînement. Par rapport à ceuxci, différentes solutions furent étudiées. Les plus pertinentes furent retenues, mais il est évident que ce ne sont pas les seules qui auraient pu convenir.

Bien qu'il fut frustrant de ne pouvoir compléter la construction du prototype, et d'ainsi pouvoir le tester réellement, endéans les délais impartis, nous fûmes à même de certifier le fonctionnement correct des équipements développés. De nombreux aspects restent bien évidemment à améliorer, mais l'essentiel consistait ici à valider les choix techniques effectués, ainsi que les directions de développement retenues.

À ce titre, rappelons que les deux principaux objectifs poursuivis étaient la réalisation d'une preuve de concept raisonnable, ainsi que le développement d'une base expérimentale pour de futurs prototypes. La performance n'était donc pas de prime importance à ce stade du projet.

#### 10. Travail futur

Le projet s'étalant sur plusieurs années, il est évident que d'innombrables tâches restent encore à réaliser avant d'envisager une industrialisation, voire une commercialisation de celui-ci. En limitant nos explications aux étapes à court-terme, il conviendra tout d'abord d'achever la construction du prototype, ainsi que l'intégration du système d'entraînement. Il sera alors possible d'en évaluer le comportement (méthodes d'identification expérimentales) à des fins de contrôle et de réglages. Nous nous attendons d'ailleurs à ce que cette étape soit particulièrement laborieuse.

Le système étant suffisamment puissant pour pouvoir blesser des individus en cas de défaut ou de mauvaise utilisation, un travail approfondi sera également à réaliser en ce qui concerne les aspects liés à la sécurité du prototype. A long terme, les standards médicaux devront pouvoir être satisfaits.

Le développement et l'intégration du sous-système de contrepoids, réalisés par un autre étudiant, sont également à l'ordre du jour à court-terme. Le comportement du système s'en trouvera fondamentalement modifié, ce qui nécessitera une nouvelle optimisation des paramètres. Enfin, si les résultats obtenus à l'aide du prototype bi-dimensionnel s'avèrent conformes aux attentes, une version tridimensionnelle, telle qu'envisagée à terme, sera alors développée.

#### Sources

- [1] BASAR, A. & AGRAWAL, S. K., « Cable Suspended Robots: Feedback Controllers with Positive Inputs », in: *American Control Conference*, University of Delaware, Newark, DE, U.S.A., février 2002.
- [2] HERRERA, S. & GERSTENHABER, M., Versatile, Low-Power, Precision Single-Ended to Differential Converter, rapp. tech., Analog Devices, octobre 2012.
- [3] KOLLMORGEN, VLM Brushless Motor Selection Guide with AKD Servo Drive Systems, Radford, VA, USA, 2014.
- [4] MA, O. ET AL., « Dynamically Removing Partial Body Mass Using Acceleration Feedback for Neural Training », in: 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, juin 2007.
- [5] NELSON, C., THIENPONT, R. & SHINDE, A., « Planar Pose-Independent Counterweighting of Cable-Suspended Payloads with Application to Rehabilitation », in: 6th European Conference on Mechanism Science (EUCOMES), Nantes, France, septembre 2016.