



# **Système mécatronique d'aide à l'alimentation pour les personnes vivant avec des troubles de mouvement aux membres supérieurs**

**Mémoire**

**Philippe Turgeon**

**Maîtrise en génie mécanique - avec mémoire**  
Maître ès sciences (M. Sc.)

Québec, Canada

© Philippe Turgeon, 2019

**Système mécatronique d'aide à l'alimentation pour  
les personnes vivant avec des troubles de  
mouvement aux membres supérieurs**

**Mémoire**

**Philippe Turgeon**

Sous la direction de:

Alexandre Campeau-Lecours, directeur de recherche  
Francois Routhier, codirecteur de recherche

# Résumé

Plusieurs personnes vivent avec des incapacités qui affectent le contrôle du mouvement des membres supérieurs. Ces troubles de mouvement peuvent être présents sous forme de contractions involontaires, de mouvements spasmodiques ou de tremblements. Ceux-ci limitent ces personnes dans la réalisation de plusieurs tâches de la vie quotidienne. Des aides techniques peuvent alors servir à faciliter les déplacements, à compenser un manque de tonus musculaire ou à permettre la manipulation d'objets. Plus particulièrement, des aides techniques sont conçues pour les personnes vivant avec des troubles de mouvement aux membres supérieurs pour leur permettre de s'alimenter de manière autonome. Par contre, plusieurs facteurs limitent l'utilisation des aides techniques actuelles, tels que leur prix élevé ou leur complexité d'utilisation. L'objectif de ce mémoire est le développement d'une nouvelle aide à l'alimentation pour les personnes vivant avec des incoordinations motrices au niveau des membres supérieurs.

L'hypothèse est que l'utilisation de l'aide à l'alimentation développée permettra d'améliorer la capacité des personnes avec des troubles de mouvement à s'alimenter de manière autonome. Cette assistance augmenterait l'implication de l'utilisateur lors des repas tout en réduisant la charge de travail des aidants ou préposés.

Deux systèmes ont été développés : une version passive et une version active. La version passive consiste en un assemblage de barres qui maintiennent l'orientation de l'ustensile constante et amorti mécaniquement les mouvements brusques involontaires. Une version active a ensuite été développée, où des actionneurs remplacent les amortisseurs mécaniques, afin d'offrir une assistance plus intelligente.

# Abstract

Many people are living with neurological disorders such as cerebral palsy, stroke, muscular dystrophy or dystonia, that affect the control of upper limb movement. These motor disorders can be involuntary contractions, spasmodic movement or tremors. These disorders limit in the accomplishment of several tasks of daily life. Technical aids can then be used to facilitate movement, to compensate for a lack of muscle tone or to allow the manipulation of objects. In particular, assistive devices are designed for people with upper limb movement disorders to eat autonomously. Several factors limit the use of current assistive devices, such as their high price or high complexity. The aim of this thesis is the development of a new eating aid for people with upper limbs motor disorders.

The hypothesis is that the use of the eating assistance developed will improve the ability of people with movement disorders to eat autonomously. This assistance would increase user involvement while reducing the workload of the caregiver.

Two assistive prototypes have been developed : a passive version and an active version. The passive version consists of a bar assembly that maintains the constant orientation of the utensil and mechanically dampens involuntary movements. An active version was then developed, where actuators replace the mechanical dampers, in order to offer a more intelligent assistance.

# Table des matières

Résumé	iii
Abstract	iv
Table des matières	v
Liste des tableaux	vii
Liste des figures	viii
Remerciements	xi
Avant-propos	xii
Introduction	1
<b>1 Revue des aides à l'alimentation existantes</b>	<b>6</b>
1.1 Systèmes mécaniques passifs	6
1.2 Systèmes amortis	10
1.3 Systèmes robotisés	14
1.4 Systèmes de réadaptation physique	23
1.5 Bibliographie	26
<b>2 Mechanical Design of a New Device to Assist Eating in People with Movement Disorders</b>	<b>30</b>
2.1 Résumé	30
2.2 Abstract	30
2.3 Introduction	31
2.4 Objective 2 – Development of the device	34
2.5 Objective 3 – Evaluations	38
2.6 Conclusion	42
2.7 Acknowledgements	42
2.8 Bibliographie	42
<b>3 Développement du mécanisme</b>	<b>44</b>
3.1 Sélection d'une architecture	44
3.2 Architecture choisie	50

<b>4 Preliminary Design of an Active Stabilization Assistive Eating Device for People Living with Movement Disorders</b>	<b>52</b>
4.1 Résumé . . . . .	52
4.2 Abstract . . . . .	53
4.3 Introduction . . . . .	53
4.4 Mechanism . . . . .	55
4.5 Damping . . . . .	57
4.6 Electronics, actuators and sensors . . . . .	58
4.7 Algorithms . . . . .	61
4.8 Experimental validation . . . . .	64
4.9 Conclusion . . . . .	67
4.10 Bibliographie . . . . .	67
<b>Conclusion</b>	<b>69</b>
4.11 Lien avec les travaux du laboratoire . . . . .	69
4.12 Bibliographie . . . . .	70

# Liste des tableaux

1.1	Comparatif sommaire des aides à l'alimentation mécaniques. . . . .	10
1.2	Comparatif sommaire des aides à l'alimentation amorties. . . . .	14
1.3	Comparatif sommaire des aides à l'alimentation robotisées présentées. . . . .	22
1.4	Comparatif sommaire des systèmes de réadaptation physique des membres supérieurs. . . . .	26

# Liste des figures

1.1	Le <i>CP Feeder</i> , aide à l'alimentation actionnée par trois poignées sphériques, une pour la rotation de l'assiette, une pour la descente de la cuillère et une pour la remontée. . . . .	7
1.2	Bras d'aide à l'alimentation. . . . .	7
1.3	Le <i>Magpie</i> sert d'aide à l'alimentation contrôlé par les déplacements d'une jambe de l'utilisateur via des câbles. . . . .	8
1.4	<i>Cooper Union feeding device</i> utilisant uniquement les mouvements de la tête et de la bouche pour s'alimenter. . . . .	8
1.5	Simulation du bras développé. Le contrôle se fait avec une partie du corps tel que la tête ou la jambe avec un second bras mécanique, qui déplace le bras avec la cuillère par un système de câbles et poulies. . . . .	9
1.6	Aide à l'alimentation <i>Action Arm</i> , servant à amortir les mouvements brusques par la résistivité du mécanisme. . . . .	10
1.7	<i>Friction Feeder</i> , aide qui guide les mouvements du bras de l'utilisateur en limitant les mouvements à l'espace de travail. . . . .	11
1.8	Mécanisme d'amortissement des mouvements incoordonnés, le <i>Comfy Feeder</i> . . . . .	11
1.9	Le <i>Neater Eater</i> est une aide à l'alimentation permettant l'amortissement de mouvements spasmodiques. . . . .	12
1.10	Bras d'aide à l'alimentation <i>iEAT</i> de la compagnie <i>Assistive Innovation</i> . . . . .	13
1.11	Aide à l'alimentation <i>Nelson</i> qui guide et amorti les mouvements incoordonnés lors des mouvements du bras de l'utilisateur. . . . .	13
1.12	Cuillères d'aide à l'alimentation développé par la compagnie <i>LiftWare</i> . . . . .	14
1.13	Deux assistances robotique spécifiques à l'alimentation proposant une solution complète incluant l'assiette et la cuillère. . . . .	15
1.14	Bras d'aide à l'alimentation électrique présentant un design plus simple. . . . .	16
1.15	Deux autres assistances robotique similaires, spécifiques à l'alimentation, rendant la tâche de l'alimentation automatisée. . . . .	16
1.16	Deux assistances robotique similaires, spécifiques à l'alimentation, rendant la tâche de l'alimentation automatisée. . . . .	17
1.17	Étude d'un robot à quatre degrés de liberté conçu pour réaliser la tâche d'alimentation. . . . .	18
1.18	Robot <i>Squise</i> qui permet de délayer de la nourriture fragile. . . . .	18
1.19	Système robotique utilisant des capteurs pour localiser le visage de l'utilisateur afin de corriger la trajectoire de l'ustensile. . . . .	19
1.20	<i>Multiple-User Feeding Robot</i> : Assistance permettant de faire manger quatre utilisateurs, ce qui permet d'optimiser le temps d'utilisation du robot lors de la mastication. . . . .	19



1.21	Assistance personnelle <i>Handy 1</i> . . . . .	20
1.22	Deux assistances robotiques de compagnies différentes contrôlées par une télécommande qui permettent à l'utilisateur de manipuler des objets et des ustensiles pour manger. . . . .	21
1.23	Utilisation de la vision numérique pour permettre la détection des expressions faciales afin de déterminer automatiquement si l'utilisateur est prêt à recevoir une nouvelle bouchée. . . . .	21
1.24	Robot d'assistance personnelle PR2 pouvant manipuler divers objets et se déplacer. . . . .	22
1.25	Bras d'assistance à la réadaptation qui permettent d'exercer les muscles des bras. . . . .	24
1.26	Bras développé qui permet de compenser le poids du bras de l'utilisateur et d'exercer certains muscles lors de mouvements spécifiques. . . . .	24
1.27	Bras d'assistance à la réadaptation. . . . .	25
1.28	Série d'essais MAAT pour la réadaptation des membres supérieurs. . . . .	25
2.1	Answers to the survey about the development of a new assisting device from different groups. Answers from the occupational therapists are represented by the squares, the potential users are triangles and the caregivers in circles. . . . .	33
2.2	Complete assembly of the assistive eating device. . . . .	35
2.3	Presentation of the planar parallel bar assembly. The base mechanism is shown in Fig. a. Figure b shows the added parallelogram indicating where the second damper would be located on the base. Shaded positions of the spoon show the non-constrained spoon rotation. Figure c. shows the complete assembly with the two parallelograms used to maintain the orientation of the spoon. . . . .	35
2.4	The three different positions of the mechanism illustrated here show the constant orientation of the spoon during use. Low position is shown in a, and an intermediate position is shown in b. In c., the maximum reach distance from the plate to the user's mouth is shown. . . . .	36
2.5	Simplified view of the proposed eating device. The first damper is linked to left-to-right movement, the second damper is for forward-backward motion and the third damper is for up-down movements. . . . .	37
2.6	Static balancing setup to hold the device steady in any position when not in use. . . . .	37
2.7	Close-up view of the handle and spoon holder. The tilt adjustment screw is shown in 1. The second screw is the spoon fixation. The adjustment screw in 3 allows the side the handle is on to be changed for right- or left-handed users. The fourth screw changes the elevation angle of the handle. Axis 5 shows the rotation axis of the handle. . . . .	38
2.8	Participants' characteristics. . . . .	39
2.9	Participant using the assistive eating device during experimental validation. . . . .	39
2.10	Time required to complete an eating movement from two different potential users, i.e. to take the utensil to the plate and back to the mouth. . . . .	41
3.1	Première modélisation de l'assistance à l'alimentation. Le point d'attache surélevé permet de minimiser la longueur des barres nécessaires pour atteindre la bouche. . . . .	45
3.2	Prototype préliminaire présentant un degré de liberté au niveau de la base, deux au niveau du coude et un quatrième au niveau de l'attache de l'ustensile. . . . .	46

3.3	Prototype pour lequel la première membrure sert à modifier la hauteur de la cuillère tandis que la deuxième membrure reste dans un plan horizontal. Seule une rotation autour de l'axe vertical est possible au niveau du coude. . . . .	46
3.4	Prototype pour lequel la première membrure sert à modifier l'élévation sur lequel des moteurs ont été installés afin d'en mesurer les forces nécessaires pour amortir les mouvements saccadés. . . . .	47
3.5	Configuration préliminaire verticale de l'aide à l'alimentation . . . . .	48
3.6	Ajout des barres permettant le positionnement à la base du moteur servant à entraîner la seconde membrure ainsi que les barres permettant de maintenir la cuillère horizontale indépendamment de la position du mécanisme. On peut voir le positionnement de deux actionneurs, le troisième permettant les mouvement gauche-droite n'est pas sur ce prototype préliminaire. . . . .	49
3.7	Modèle du bras d'assistance, on remarque la présence de trois moteurs à la base. Ceux-ci remplacent les amortisseurs passifs de la première itération du prototype	49
3.8	Barres attachées à la base et à l'effecteur pour maintenir la cuillère horizontale.	50
3.9	Photo du prototype passif présentant l'architecture sélectionnée. . . . .	51
4.1	Complete assembly of the active assistive device prototype. The user use the handle to perform the eating task. Motors are placed at the base of the mechanism.	55
4.2	Two different positions of the mechanism. The maximum reach from low (light gray) to high (black) positions is 30 cm horizontally and 30 cm vertically. . . . .	56
4.3	Close up view of the handle and the utensil. Adjusting screws allow to select the default angle of the utensil and the orientation of the handle. . . . .	56
4.4	View of the motor assembly, gearbox, transmission and encoders without the control electronic boards. . . . .	58
4.5	Diagram showing electrical devices used in the prototype. Links between the input sensors (left), microcontroller, drivers and actuators (right), are shown. . . . .	58
4.6	Restriction technique limiting movements to a 3D cylindrical zone, outside of which they are heavily damped. . . . .	64
4.7	Force measured at the handle with active Cartesian damping condition for each phase of the eating sequence. . . . .	65
4.8	Acceleration measurements without gravity measured at user's hand for each phase of the eating sequence. . . . .	65
4.9	Answers from four subjects, members of the research group, about the assistive device's efficiency and the user experience. . . . .	66

# Remerciements

Je tiens sincèrement à remercier toutes les personnes de mon entourage qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation avec succès de ma maîtrise.

Je remercie tout d'abord mon directeur de recherche, le professeur Alexandre Campeau-Lecours, sans qui ce projet de maîtrise n'aurait pas été possible. Son expérience, son soutien et ses bons conseils tout au long de ma maîtrise m'ont permis de cheminer avec succès dans mon projet. Grâce à lui, j'ai pu apporter ma contribution personnelle à l'amélioration de la qualité de vie de personnes avec des troubles de mouvement par le développement d'un dispositif d'aide avec une application concrète, proposant une solution à un besoin réel, et avec un potentiel de commercialisation.

Dans ce projet, je tiens à remercier mon codirecteur de recherche, François Routhier, qui a contribué, par son expertise dans le développement et l'évaluation d'aides techniques, à la réussite de mon projet.

Je remercie aussi l'ensemble des ergothérapeutes et des intervenant(e)s en réadaptation, rencontré(e)s lors des consultations ou des essais, qui m'ont permis de mieux comprendre les besoins particuliers du milieu et d'intégrer ces nouvelles connaissances à mon travail.

Sans oublier la précieuse contribution des différents membres du Laboratoire de robotique qui m'ont guidé et assisté dans mon travail, en particulier les membres de l'équipe d'assistance technique, soit Samuel, Gabrielle, Michael, Thierry.

Enfin, un merci spécial à ma famille et mes amis qui m'ont apporté soutien et motivation à poursuivre au niveau de la maîtrise.

# Avant-propos

Ce mémoire est présenté par l'insertion de deux articles. Une brève introduction, ainsi qu'une méthodologie générale permettant de situer le mémoire. Ensuite, le premier chapitre (Chap. 1) comporte une revue de systèmes provenant de la littérature scientifique et de systèmes commerciaux en lien avec le projet de conception d'une aide à l'alimentation. Le chapitre suivant (Chap. 2) est constitué du premier article, suivi d'un chapitre complémentaire (Chap. 3) ajoutant des détails sur le processus de conception et de sélection du mécanisme. Ensuite le deuxième article est présenté au chapitre 4.

Le premier article a été soumis en mars 2019 au journal *Assistive Technology*, le journal officiel de la *Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America (RESNA)*. La conception du premier prototype passif d'aide à l'alimentation y est présenté. L'étudiant a participé à la rédaction à titre de premier auteur, sous la supervision du directeur de recherche Alexandre Campeau-Lecours et du codirecteur de recherche François Routhier. Les coauteurs ayant participé au projet présenté dans l'article et à la révision finale sont Michaël Dubé, Thierry Laliberté, Philippe Archambault et Véronique Flaman.

Un chapitre a été ajouté à la suite du premier article pour détailler la démarche entreprise lors de la sélection de la configuration du prototype. Les contraintes de l'article présenté ne permettaient pas d'intégrer autant de détails, mais il a été conclu que ces informations seraient pertinentes pour comprendre le processus de conception suivi. Des prototypes préliminaires sont illustrés afin de présenter les configurations qui ont été étudiées et le processus qui a mené aux choix de conception.

Un deuxième article a été rédigé dans le cadre du projet de ma maîtrise. Celui-ci a été soumis en février 2019 à l'*International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* ayant lieu à Toronto à l'été 2019. L'article présente une nouvelle version active du prototype d'aide à l'alimentation par rapport au prototype passif qui est présenté dans le premier article. L'étudiant est l'auteur principal, sous la supervision du directeur de recherche Alexandre Campeau-Lecours et du codirecteur de recherche François Routhier. Le quatrième coauteur est le professionnel de recherche Thierry Laliberté qui a apporté son expertise dans la réalisation du projet présenté dans l'article.

# Introduction

Des tremblements, des spasmes ou même un manque de tonus musculaire, que l'on retrouvera souvent en lien avec des diagnostics tels que le Parkinson, la dystonie, la sclérose en plaques, la sclérose latérale amyotrophique, les accidents vasculaires cérébraux ou le simple vieillissement, amènent des incapacités qui limitent la réalisation de manière autonome de plusieurs activités (Van der Loos and Reinkensmeyer, 2008). En particulier, la capacité de s'alimenter de manière autonome représente un besoin important qui ne peut pas être rencontré par plusieurs personnes vivant avec des troubles de mouvement aux membres supérieurs. Bien que certains systèmes d'assistance sont disponibles commercialement, ceux-ci présentent des limitations (prix élevé, complexité à utiliser) ne permettant pas l'atteinte du niveau d'autonomie désiré des utilisateurs.

Au fil des ans, différents systèmes commerciaux spécialisés ont été développés afin de palier aux incapacités des personnes vivant avec des incapacités physiques. Cependant, plusieurs facteurs limitent l'utilisation des aides techniques existantes. Premièrement, le coût des assistances est trop élevé (Statistics Canada, 2013; Turcotte, 2013; Dell et al., 2016; Statistics Canada, 2008), ce qui est amplifié par le fait que les programmes de remboursement public (au Québec, au Canada et ailleurs dans le monde) ne remboursent pas, ou seulement en partie, différents types d'aides techniques ou qu'ils n'en défraient pas la maintenance (AgeWell; Statistics Canada, 2008; Gordon et al., 2007). Ensuite, plusieurs aides techniques sont abandonnées par leur utilisateur, car elles sont trop difficiles à opérer, présentent une performance laissant à désirer (que ce soit en raison des mouvements trop contraints, ou de l'effort trop important requis pour les mouvements) ou ne permettent pas assez de s'adapter aux besoins spécifiques de chaque utilisateur (Smith et al., 2002; Federici et al., 2016; Riemer-Reiss and Wacker, 2000; Steel et al., 2009; Verza et al., 2006; Dunning and Herder, 2013; Janssen et al., 2014). L'utilisation de technologies robotiques pourrait contribuer à développer des assistances spécialisées, simple d'utilisation. Celles-ci pourraient facilement s'adapter aux besoins de chaque utilisateur, tout en étant abordables pour maximiser son accessibilité.

Les technologies robotiques et mécatroniques, largement utilisées dans l'industrie, se retrouvent maintenant dans des applications médicales ou domestiques. Déjà, des systèmes robotiques sont utilisés dans le milieu médical, dans les institutions et dans les milieux résidentiels. En

particulier, dans le domaine de la réadaptation, des systèmes existent pour assister les personnes vivant avec des incapacités physiques, incluant les aînés. Ces technologies robotiques permettent d'aider dans la réalisation d'activités de la vie quotidienne ou domestique, au travail ou même dans les loisirs.

## **Problématique**

Les personnes vivant avec des troubles physiques qui affectent le contrôle des mouvements des membres supérieurs peuvent présenter des difficultés à s'alimenter de manière autonome. Ces troubles peuvent prendre la forme d'incoordinations motrices (ataxie, dyspraxie, spasme) et de contractures dues à la spasticité ou à des déformations articulaires. Malgré la capacité motrice de ces personnes, les mouvements involontaires dans les déplacements rendent la préhension et le déplacement de l'ustensile souvent très difficile. C'est pourquoi celles-ci peuvent avoir de la difficulté à s'alimenter ou bien devoir avoir recours à de l'assistance d'un aidant pour s'alimenter. On retrouve plusieurs aides techniques à l'alimentation dans la littérature et commercialement. Par contre, suite à une revue des produits existants et des entretiens avec des ergothérapeutes, il s'est avéré que les produits existants répondaient mal aux besoins des personnes vivant avec des incoordinations motrices ou des contractures au niveau des membres supérieurs.

## **Objectif de maîtrise**

L'objectif de cette maîtrise est de concevoir une aide technique à l'alimentation pour les personnes vivant avec des troubles de mouvement aux membres supérieurs. L'idée est d'appliquer les connaissances en ingénierie pour développer une aide technique en fonction des besoins réels des utilisateurs potentiels.

Les travaux ont permis le développement de deux systèmes d'assistance : le premier étant un mécanisme passif permettant de maintenir l'orientation de la cuillère et d'amortir les mouvements incoordonnés ; le second étant un dispositif électromécanique permettant de guider les mouvements du bras de l'utilisateur avec un ajustement en temps réel de l'amortissement et de l'inertie du système avec l'aide d'algorithmes avancés. La conception et la fabrication du premier dispositif permettra d'évaluer les performances du mécanisme, tandis que le second système semi-actif permettra d'explorer le potentiel de l'utilisation d'algorithmes pour l'assistance à l'alimentation.

En perspective, ce projet vise à fournir une assistance lors de l'alimentation, pour les mouvements des membres supérieurs, et ce, afin d'accroître l'autonomie et la qualité de vie des utilisateurs de cette aide technique.

Le projet de recherche a été réalisé au Centre Interdisciplinaire de Recherche en Réadaptation

et Intégration Sociale (CIRRIS) du CIUSSS de la Capitale-Nationale, et au Laboratoire de robotique de l'Université Laval.

## **Méthodologie générale**

Pour atteindre cet objectif de maîtrise, deux prototypes ont été réalisés : une version purement mécanique, et une version active. Un premier prototype mécanique a été produit après avoir étudié, modélisé et testé différentes configurations possibles. Les différentes configurations envisagées ont été présentées de manière itérative à des ergothérapeutes afin de répondre le mieux possible aux besoins des utilisateurs potentiels. Le dispositif produit est constitué d'un bras articulé fixé sur une base à la table, supportant un ustensile et une poignée. Cela permet à l'utilisateur de contrôler la trajectoire de l'ustensile, de l'assiette à la bouche, directement en utilisant la poignée. Un système de barres parallèles permet de minimiser la taille du bras du mécanisme en rapportant la position des amortisseurs à la base. Des barres supplémentaires sont aussi utilisées pour maintenir l'ustensile droit en tout temps. Cette première itération a permis de mettre à l'essai le mécanisme en situation réelle, de valider les choix de design et de confirmer l'amortissement nécessaire. Ces essais ont été réalisés avec cinq utilisateurs potentiels.

Ensuite, une version active de l'aide à l'alimentation a permis d'intégrer des capteurs, des actionneurs et un microcontrôleur. Cette nouvelle version est basée sur le mécanisme du premier prototype. Des capteurs sont utilisés pour mesurer les mouvements effectués par l'utilisateur. L'algorithme utilisé permet la détection de mouvements incoordonnés. Des actionneurs, servent ensuite à amortir les mouvements incoordonnés. L'avantage de cette nouvelle itération est la personnalisation et la flexibilité d'ajustement offerte par l'utilisation d'un algorithme intelligent. Celle-ci permet d'appliquer l'amortissement uniquement lors de la détection de mouvements incoordonnés, permettant ainsi de réduire considérablement la force requise par l'utilisateur pour effectuer les mouvements de la tâche. Cette version active a aussi le potentiel de diriger la trajectoire de l'utilisateur afin d'optimiser les mouvements.

## **Contraintes générales**

Plusieurs contraintes ont été établies afin de produire un dispositif répondant aux besoins des utilisateurs potentiels. Le premier critère est la conception d'une assistance ayant le potentiel d'être disponible commercialement, pour moins de 2 000 \$, pour permettre une plus grande accessibilité aux utilisateurs potentiels. Le système d'aide à l'alimentation développé dans le cadre de cette maîtrise doit pouvoir être fixé sur une table de manière à être installé avant la présence de l'utilisateur. Cela permet son utilisation indépendamment de la posture de l'usager. Il doit être possible d'y installer un ustensile régulier, et d'ajuster son orientation. La poignée utilisée doit être orientable pour s'adapter à la position du poignet de l'utilisateur.

Cet ajustement permet d'offrir une posture plus naturelle, sans flexion du poignet. Il est aussi important de minimiser la dimension du système pour faciliter son transport et pour maintenir une apparence minimale, le moins imposante que possible tout en ayant la solidité requise pour amortir des spasmes. Le mécanisme doit présenter un nombre de degrés de liberté de mouvement suffisant pour permettre un mouvement fluide et le plus naturel possible.

## Bibliographie

AgeWell. Access to assistive technology in canada : A jurisdictional scan of programs. project 8.2 : Aging, disability and technology – understanding and advancing canadian policies for technology. Accessed : 2017.

Amy G Dell, Deborah A Newton, and Jerry G Petroff. *Assistive technology in the classroom : Enhancing the school experiences of students with disabilities*. Pearson, 2016.

AG Dunning and JL Herder. A review of assistive devices for arm balancing. In *2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pages 1–6. IEEE, 2013.

Stefano Federici, Fabio Meloni, and Simone Borsci. The abandonment of assistive technology in italy : a survey of users of the national health service. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 52(4) :516–526, 2016.

P Gordon, L Kerzner, T Sheldon, and E Hansen. Assistive devices in canada : ensuring inclusion and independence. *Arch Disability Law Centre : Toronto*, 2007.

Mariska MHP Janssen, Arjen Bergsma, Alexander CH Geurts, and Imelda JM De Groot. Patterns of decline in upper limb function of boys and men with dmd : an international survey. *Journal of neurology*, 261(7) :1269–1288, 2014.

Marti L Riemer-Reiss and Robbyn R Wacker. Factors associated with assistive technology discontinuance among individuals with disabilities. *Journal of Rehabilitation*, 66(3), 2000.

Robyn Smith, Susan Quine, Julie Anderson, and Kirsten Black. Assistive devices : self-reported use by older people in victoria. *Australian Health Review*, 25(4) :169–177, 2002.

Statistics Canada. Participation and Activity Limitation Survey : Assistive aids and devices for adults. Technical report, 2008.

Statistics Canada. Disability in Canada : initial findings from the Canadian Survey on Disability : fact sheet. Technical report, Social and Aboriginal Statistics Division, 2013. URL <http://www.publications.gc.ca/site/eng/454412/publication.html>.



- Dianne M Steel, Dianne M Steel, and Marion A Gray. Baby boomers' use and perception of recommended assistive technology : a systematic review. *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, 4(3) :129–136, 2009.
- M Turcotte. Family caregiving : What are the consequences? insights on canadian society. *Statistics Canada catalogue no. 75-006-X*, 2013.
- HF Machiel Van der Loos and David J Reinkensmeyer. Rehabilitation and health care robotics. In *Springer Handbook of Robotics*, pages 1223–1251. Springer, 2008.
- Riccardo Verza, ML Lopes Carvalho, Mario A Battaglia, and M Messmer Uccelli. An interdisciplinary approach to evaluating the need for assistive technology reduces equipment abandonment. *Multiple Sclerosis Journal*, 12(1) :88–93, 2006.

# Chapitre 1

## Revue des aides à l'alimentation existantes

On retrouve différents systèmes d'aide à l'alimentation pour les personnes vivant avec des troubles de mouvement aux membres supérieurs dans la littérature et plusieurs systèmes sont aussi disponibles commercialement. Dans ce chapitre, un aperçu de ces systèmes est présenté. Ces systèmes sont divisés en quatre catégories. Premièrement, les guides mécaniques passifs sont présentés, suivi des dispositifs conçus pour l'amortissement des mouvements involontaires, tel que les tremblements ou les spasmes. Ensuite, les aides automatisées, puis les systèmes servant à la réadaptation physique des muscles des membres supérieurs, sont présentés.

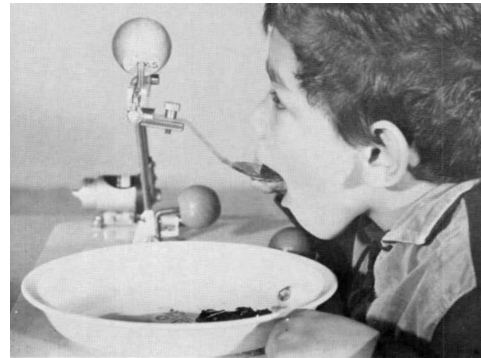
### 1.1 Systèmes mécaniques passifs

Cette section présente une revue des systèmes d'aide à l'alimentation purement mécanique qui ont été proposés dans la littérature ainsi que certains systèmes disponibles commercialement. Sans être exhaustive, cette section présente six systèmes mécaniques passifs identifiés comme pertinentes pour le projet par leur fonctionnalité ou leur mécanisme.

Le *CP-Feeder* est un système mécanique présenté en 1969 par l'*Ontario Crippled Children's Centre*. Il vise l'alimentation de manière autonome pour une personne vivant avec des troubles de mouvement aux membres supérieurs. Le système est constitué de trois boules servant à l'actionner. Une première boule permet de faire pivoter l'assiette pour positionner la nourriture. Ensuite, la deuxième boule, la plus élevée, permet d'incliner la cuillère vers le bas et de faire descendre le mécanisme jusqu'à l'assiette. La cuillère prend la nourriture et se bloque automatiquement en position horizontale lorsqu'elle entre en contact avec l'assiette. La troisième boule sert à déclencher la remontée du bras, avec une vitesse qui peut être ajustée par le serrage d'une vis. Le système a été discontinué en 2004 selon le fournisseur Able Data (Able Data, 2004)(Clippinger et al., 1969).



(a) Mécanisme seul, sans l'assiette ni la cuillère.



(b) Utilisation tel que présenté en 1969.

FIGURE 1.1 – Le *CP Feeder*, aide à l'alimentation actionnée par trois poignées sphériques, une pour la rotation de l'assiette, une pour la descente de la cuillère et une pour la remontée.

Le *Stable Slide Self-Feeding Support*, Fig. 1.2a, disponible pour 525 \$ (400 \$US) chez *Performance Health* (Performance Health, 2018), est un guide pour le mouvement de l'avant-bras lors de l'alimentation. L'utilisateur glisse son bras dans le guide pour passer de l'assiette à la bouche. Le guide supporte aussi partiellement le poids de l'avant-bras pour faciliter le maintien de l'élévation du bras. Le produit est commercialisé depuis 2008 environ (Performance Health, 2018).



(a) Le *Stable Slide* guide le mouvement et supporte l'avant-bras.



(b) Cuillère *Steady Spoon* qui maintient l'orientation de la cuillère à l'aide d'un mécanisme utilisant un contre-poids.

FIGURE 1.2 – Bras d'aide à l'alimentation.

Le *Steady Spoon*, Fig. 1.2b, est une assistance passive qui permet de maintenir l'orientation

d'une cuillère. Celle-ci utilise un contre-poids pour maintenir horizontale la cuillère peu importe l'orientation de la poignée (My Special Network, 2012). La poignée inclut aussi une attache pour la main afin d'éviter d'échapper le dispositif. Il se vend 80 \$US, soit 110 \$CAD (Performance Health, 2019).

Le *Magpie* est un robot contrôlé mécaniquement par les mouvements d'une jambe. Des câbles sont reliés aux articulations pour permettre le déplacement du bras avec 4 degrés de liberté. Il a été développé en 1987 (Pourmohammadali, 2007) par *Nuffield Orthopaedic Center* à Oxford, Angleterre (Kumar et al., 1997). Le prix de vente était de 2 300 \$ (1 750 \$US).



FIGURE 1.3 – Le *Magpie* sert d'aide à l'alimentation contrôlé par les déplacements d'une jambe de l'utilisateur via des câbles.

Une aide à l'alimentation contrôlée par la bouche de l'utilisateur a été développée par des étudiants du *Cooper Union*, Institut de technologies du New Jersey, de l'Université de l'état d'Ohio et de l'Université de Pensylvanie (Kumar et al., 1997). Elle utilise uniquement la tête et la bouche pour prendre la nourriture et apporter la cuillère à la bouche. L'utilisateur utilise les prises visibles sur la Fig. 1.4 pour déplacer et faire pivoter la cuillère à l'aide de la bouche.

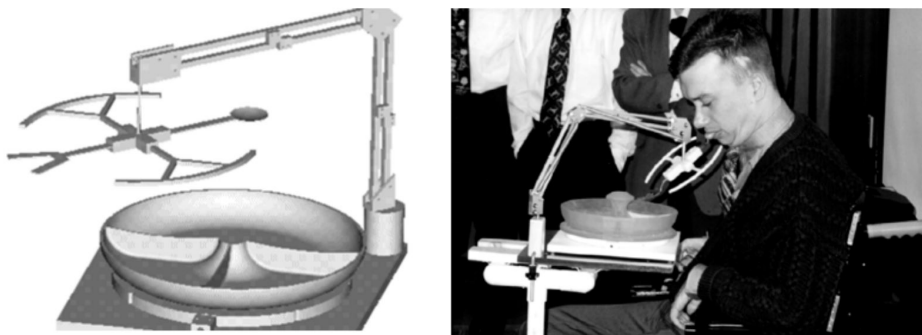


FIGURE 1.4 – *Cooper Union feeding device* utilisant uniquement les mouvements de la tête et de la bouche pour s'alimenter.

Roberts (2009) ont développé deux dispositifs (Voir Fig. 1.5) avec modes d’opérations différents, l’un fixé sur une plateforme, l’autre peut être monté sur un fauteuil roulant. Le poids du bras de l’utilisateur peut être compensé par le système et calibré en fonction de sa grandeur. Le contrôle des deux dispositifs est réalisé via un système de câbles et de poulies. Dans le premier dispositif, la commande se fait par un bras secondaire relié aux mouvements de la tête avec la bouche. Le deuxième dispositif se contrôle à l’aide du mouvement des jambes, via un système de câbles et de poulies. L’avantage de ce système est que l’utilisateur connaît la position du bras selon la position actuelle de sa jambe, ce qui permet un retour sensoriel de la position actuelle. Le dispositif peut aussi être relié à la tête pour contrôler l’orientation de la cuillère. Cependant, considérant sa taille, il pose potentiellement un problème d’acceptabilité sociale (Pandhi and Khurana, 2007).



FIGURE 1.5 – Simulation du bras développé. Le contrôle se fait avec une partie du corps tel que la tête ou la jambe avec un second bras mécanique, qui déplace le bras avec la cuillère par un système de câbles et poulies.

## Résumé des aides à l’alimentation mécaniques

Les aides à l’alimentation disponibles commercialement et dans la littérature sont résumées dans le Tab. 1.1. Ces systèmes permettent d’assister les mouvements des membres supérieurs pour les personnes vivant avec des troubles qui affectent le contrôle du mouvement des membres supérieurs.

Système	Prix (\$)	Date	Statut	Figure
<i>CP Feeder</i>	n/d	1969	Discontinué	1.1
<i>Stable Slide Self-Feeding Support</i>	525	2008	Commercialisé	1.2a
<i>Steady Spoon</i>	110	2000	Commercialisé	1.2b
<i>Magpie</i>	2 300	1987	Expérimental	1.3
<i>Cooper Union feeding device</i>	n/d	1997	Expérimental	1.4
<i>Assistive Feeding Device</i>	n/d	2009	Simulation	1.5

TABLE 1.1 – Comparatif sommaire des aides à l'alimentation mécaniques.

## 1.2 Systèmes amortis

Cette section explore les systèmes visant à amoindrir l'effet des mouvements incoordonnés tel que les tremblements et les spasmes. Les huit systèmes présentés constituent les systèmes qui présentent des caractéristiques intéressantes au niveau de l'amortissement qui pourraient être utilisées dans la conception d'un mécanisme d'aide à l'alimentation.

Parmi ceux-ci on retrouve l'*Action Arm*, un bras fixé à la table à l'aide d'une serre, servant à amortir par friction les mouvements incoordonnés des membres supérieurs (Flag House, 2018). L'aide est présentée à la Fig. 1.6. La longueur (portée) des membrures est ajustable. La résistivité des articulations peut être ajustée par le serrage de vis au niveau de la base et du coude. L'effecteur peut être utilisé pour écrire ou pour manger ; dans ce cas la cuillère est fixée au mécanisme. L'aide à l'alimentation était disponible commercialement, via le distributeur *Flag House*. Elle était vendue 200 \$ (150 \$US) (Pourmohammadali, 2007) et est maintenant discontinuée depuis 2012.



FIGURE 1.6 – Aide à l'alimentation *Action Arm*, servant à amortir les mouvements brusques par la résistivité du mécanisme.

Le *Friction Feeder*, Fig. 1.7, est un support pour bras conçu pour les personnes vivant avec

des mouvements incoordonnés ou avec des tremblements. Le système est entièrement passif, les mouvements involontaires sont retenus par la rigidité du mécanisme (pas d'amortisseur). Il permet de diriger les mouvements du coude et de l'épaule par l'utilisation de degrés de liberté limités. L'utilisateur doit tenir la cuillère dans sa main. Il est commercialisé au prix de 650 \$ (475 \$US) (Pourmohammadali, 2007). Quelques modèles sont encore en vente (North Coast Medical, 2018).



FIGURE 1.7 – *Friction Feeder*, aide qui guide les mouvements du bras de l'utilisateur en limitant les mouvements à l'espace de travail.

Le *Comfy Feeder* est pour sa part un mécanisme qui guide aussi le mouvement du bras mais qui permet en plus d'amortir certains mouvements incoordonnés. Cet amortissement se fait dans les mouvement verticaux à l'aide d'un vérin d'amortissement situé dans la membrure verticale (Fig.1.8). Il maintient l'orientation horizontale de la cuillère. L'utilisateur vient tenir la poignée située près de la cuillère pour la guider de l'assiette à la bouche. L'aide est commercialisé au prix de 670 \$ (510 \$US) (Pourmohammadali, 2007).



FIGURE 1.8 – Mécanisme d'amortissement des mouvements incoordonnés, le *Comfy Feeder*.

Le *Neater Eater* est une assistance mécanique à l'alimentation qui peut être actionné directement en saisissant le bras, ou à l'aide d'une poignée ou de pédales reliés à des câbles (Fig. 1.9) (Neater Eater, 2018). L'utilisateur actionne le mécanisme en le déplaçant de l'assiette à la bouche. Celui-ci possède 2 degrés de liberté. La cuillère est maintenue droite par gravité. L'assiette peut être pivotée sur elle-même afin de faciliter le pelletage et pour permettre à la cuillère de couvrir l'ensemble de l'assiette, sans quoi le mécanisme limite le pelletage dans l'axe central de l'assiette. Il permet d'amortir les mouvements incontrôlés du bras lors des mouvements de l'utilisateur. Développé au Royaume-Uni, le produit a été commercialisé en 2007. Différentes versions sont disponibles, la version de base se détaille 2 900 \$, tandis qu'une version automatisée électrique est aussi disponible pour 5 000 \$. (Pourmohammadali, 2007)



FIGURE 1.9 – Le *Neater Eater* est une aide à l'alimentation permettant l'amortissement de mouvements spasmodiques.

Le *iEAT* est un guide pour le bras (Fig. 1.10), très similaire au *Neater Eater* (Fig. 1.9), pour les personnes vivant avec des troubles de mouvement aux membres supérieurs. L'utilisateur peut prendre le bras et le guider de l'assiette à la bouche. Il est produit par la compagnie *Assistive Innovation* (Assistive Innovations, 2016c). Il se vend 3 300 \$ (1 900 \$GBP) selon le magasin *Able* (Assistive Innovations, 2016c). Une version automatisée est aussi disponible tel qu'illustré à la Fig. 1.14b.





FIGURE 1.10 – Bras d'aide à l'alimentation *iEAT* de la compagnie *Assistive Innovation*.

Un troisième mécanisme similaire pour l'amortissement des mouvements incoordonnés est l'aide à l'alimentation *Nelson*, produit par la compagnie *Focal Meditech* au Pays-Bas (Fig. 1.11). Il permet à un utilisateur de l'opérer directement avec la poignée située près de la cuillère ou de la fourchette (*Focal Meditech*, 2010). Le système permet l'amortissement des mouvements incoordonnés et involontaires de manière passive, ce qui permet de manger de manière autonome. L'assiette s'attache sur le plateau fixé à la table. Le système présente deux degrés de liberté, avec un amortissement variable. Un pivot et une masse permettent à la cuillère de se maintenir horizontale. Le système ne permet pas de le laisser dans une position, celui-ci redescend lorsqu'il n'est plus maintenu par l'utilisateur.



FIGURE 1.11 – Aide à l'alimentation *Nelson* qui guide et amorti les mouvements incoordonnés lors des mouvements du bras de l'utilisateur.

La compagnie *LiftWare* a développé différentes cuillères actives intelligentes pour répondre à des besoins différents des personnes vivant avec des troubles de mouvement aux membres supérieurs. Ces cuillères possèdent une articulation entre la partie cuillère et la partie poignée. La première, la cuillère *Liftware Steady*, permet l'amortissement actif des tremblements de la main

(Fig. 1.12a). Celle-ci permet de compenser les tremblements de faible amplitude provenant de la poignée en déplaçant la cuillère afin de maintenir la nourriture stable. Cet amortissement est réalisé grâce à un microcontrôleur, une batterie, des capteurs et des actionneurs. Le produit est commercialisé depuis 2014 environ.

La deuxième cuillère produite par *Liftware*, Fig. 1.12b, permet de maintenir la cuillère horizontale peu importe l'orientation du poignet. La cuillère, qui utilise elle aussi un système électronique, permet de compenser l'inclinaison de la poignée afin de maintenir la nourriture dans la cuillère.



(a) Cuillère *LiftWare Steady* permettant d'annuler les mouvements de tremblement du côté de l'ustensile.



(b) Cuillère *LiftWare Level* qui maintient l'orientation de la cuillère horizontale indépendamment de l'orientation de la poignée.

FIGURE 1.12 – Cuillères d'aide à l'alimentation développées par la compagnie *LiftWare*.

## Résumé des aides à l'alimentation amorties

L'ensemble des systèmes servant à amortir les mouvements de l'utilisateur pendant l'alimentation sont présentés dans le Tab. 1.2.

Système	Prix (\$)	Date	Statut	Figure
<i>Action Arm</i>	200	n/d	Disc. 2012	1.6
<i>Friction Feeder</i>	650	n/d	Commercialisé	1.7
<i>Comfy Feeder</i>	675	n/d	Commercialisé	1.8
<i>Neater Eater</i>	2 900	2007	Commercialisé	1.9
<i>iEat</i>	3 300	2016	Commercialisé	1.10
<i>Nelson</i>	3 400	2004	Commercialisé	1.11
<i>LiftWare Steady</i>	260	2014	Commercialisé	1.12a
<i>LiftWare Level</i>	260	2016	Commercialisé	1.12b

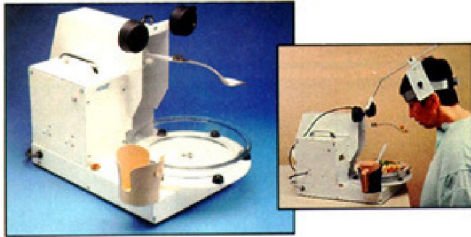
TABLE 1.2 – Comparatif sommaire des aides à l'alimentation amorties.

## 1.3 Systèmes robotisés

Dans cette catégorie, les systèmes d'aide présentés sont des aides complètement automatisées. Celles-ci vont déplacer l'ustensile vers l'assiette, pelleter la nourriture, puis présenter la nour-

riture à la bouche de l'utilisateur. L'assiette utilisée est souvent spécifique au produit et est fixée sur le mécanisme. L'utilisateur contrôle typiquement la séquence en actionnant un interrupteur à chaque étape ou dirige les mouvements du mécanisme à l'aide d'une télécommande du style *joystick*.

Le *Beeson Feeder* (Pourmohammadali, 2007) tel que montré à la Fig. 1.13a est un robot d'assistance automatisé spécifique à la tâche de l'alimentation. Celui-ci possède un mécanisme pour déplacer la cuillère, une assiette et un support pour un verre. L'activation d'un interrupteur fait tourner l'assiette tandis que l'autre active le cycle du pelletage jusqu'à la présentation de la cuillère à la bouche (Hermann et al., 1999). Une fiche de présentation est disponible sur le site de *Able Data* : AbleData (2004)



(a) Système automatisé d'alimentation *Beeson Feeder* actionnée par des interrupteurs.



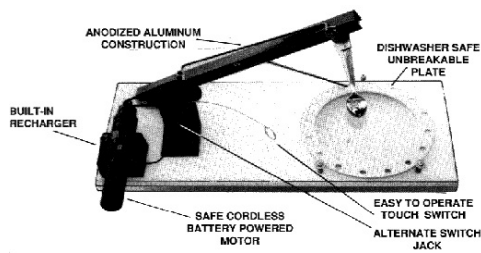
(b) Aide à l'alimentation *Mealttime Partner* qui ramasse la nourriture dans une assiette spécialisée pour la présenter à l'utilisateur.

FIGURE 1.13 – Deux assistances robotique spécifiques à l'alimentation proposant une solution complète incluant l'assiette et la cuillère.

Un système similaire est le *Mealttime Partner Dining System*. Il permet à l'utilisateur de manger à l'aide d'une cuillère ou d'une fourchette de manière autonome. L'appareil est semi-automatique, il est contrôlé par des interrupteurs et permet la sélection de l'aliment souhaité dans des compartiments séparés. L'aide se place à la hauteur de la bouche de l'utilisateur grâce au système d'attache ajustable en hauteur. La cuillère fait simplement le pelletage de la nourriture et s'éloigne horizontalement du bol pour la présenter à l'usager. Il est disponible comme produit commercial depuis 2010. La version de base est vendue 10 400 \$ (7 930 \$US) selon le site de la compagnie Mealttime Partners INC (Mealttime Partners INC, 2018).

Des bras d'aide à l'alimentation automatique présentant un mécanisme simples à deux degrés de liberté ont été développés. Ces assistances électriques sont activées par un interrupteur. Elles fonctionnent à l'aide d'un moteur et d'une batterie rechargeable. L'assistance *MILA* par exemple, Fig. 1.14a, est un système à deux degrés de liberté qui peut passer de l'assiette à la bouche à l'aide d'un moteur électrique. Commercialisé par *Mila Engineering Corporation* en Californie, il a cependant été discontinué en 2009 selon *Able Data* (AbleData, 2009). Son

prix de vente était de 300 \$US, soit plus de 400 \$CAD selon Pourmohammadali (2007). (Mila Medical Compagny, 1996)



(a) Système *Mila One-Step Electrical Feeder*.

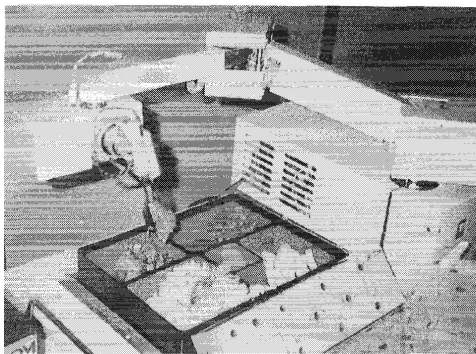


(b) Version électrique du *iEAT*.

FIGURE 1.14 – Bras d’aide à l’alimentation électrique présentant un design plus simple.

Par contre, le *iEAT Feeding Robot*, un robot d’*Assistive Innovations* conçu pour l’alimentation très similaire est maintenant disponible et présenté à la Fig. 1.14b. Il peut être utilisé en mode automatique ou semi-automatique (avec interrupteur). Une version passive est aussi disponible (voir Fig. 1.10). L’assistance peut être actionnée soit par un interrupteur, un *joystick* ou un téléphone. Le dispositif est très compact, facilement transportable et simple d’utilisation. La rotation de l’assiette est aussi motorisée, le dispositif doit être branché au mur (*Assistive Innovations*, 2016b).

On retrouve également *mySpoon* (Pourmohammadali, 2007) produit par la *Secom* (*SECOM Intelligent Systems Lab*, 2018) au Japon présenté à la Fig.1.15a. Celui-ci permet d’automatiser la tâche de l’alimentation en utilisant un système de pointage avec laser permettant à l’utilisateur de sélectionner la nourriture désirée (Ishii et al., 1995).



(a) Système *mySpoon*.



(b) Système *KNRC Self-Feeding Robot*.

FIGURE 1.15 – Deux autres assistances robotique similaires, spécifiques à l’alimentation, rendant la tâche de l’alimentation automatisée.

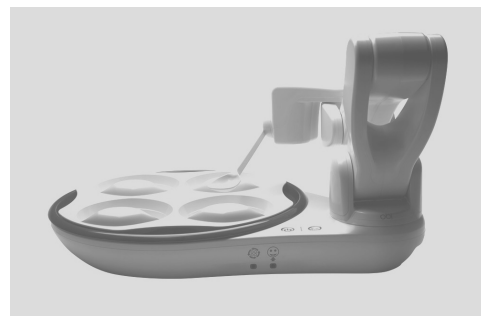
Le *KNRC Self-Feeding Robot*, présenté à la Fig. 1.15b, est un robot développé par la *National Rehabilitation Research Institute, Korea*, pour réaliser la tâche de l’alimentation de manière automatisée. Plusieurs essais ont été réalisés en 2012 et ont démontré des résultats positifs.

L'aide est présenté dans l'article Song et al. (2013). L'aide fonctionne de manière automatique, l'utilisateur peut sélectionner la nourriture désirée à l'aide d'un interrupteur.

Le *Winsford Feeder* est une assistance automatisée sur batterie actionnée par interrupteurs. Elle permet de nourrir et faire boire une personne, tel que présenté à la Fig.1.16a (Feeder et al., 2011). Un système permet de pousser la nourriture dans la cuillère. Premier prototype développé vers 1990, le système est maintenant produit et amélioré par *North Coast Medical*. Le prix du système est de 3 745 \$US selon Pourmohammadali (2007), soit près de 5 000 \$CAD. Selon Hermann et al. (1999) le *Winsford Feeder* serait plus performant et plus apprécié par les utilisateurs que le *Beeson Feeder* de la Fig. 1.13a et le *Handy 1* de la Fig. 1.21.



(a) Système *Winsford Feeder*.



(b) Système *OBI*.

FIGURE 1.16 – Deux assistances robotique similaires, spécifiques à l'alimentation, rendant la tâche de l'alimentation automatisée.

L'appareil d'aide à l'alimentation *OBI* est une autre assistance automatisée spécialisé avec des compartiments séparés pour la nourriture. Il est la version la plus récente des systèmes d'aide de ce type dans cette recherche. Il est sorti commercialement vers 2016 (OBI, 2018). Il se vend 8 000 \$ (5 950 \$US). Il possède une batterie rechargeable d'une autonomie allant de 2 à 5 heures, ce qui lui permet d'être portatif. Il est possible d'ajuster la position où le robot présente la nourriture à la bouche en fonction de l'utilisateur.

Des modélisation (Fig. 1.17) et des simulations d'un robot à quatre degrés de liberté pour l'alimentation automatisée d'une personne vivant avec troubles de mouvement aux membres supérieurs ont été réalisées par Guo et al. (2017) à *Institute of Rehabilitation Engineering and Technology, University of Shanghai for Science and Technology*. Celles-ci permettent de présenter une évaluation de la cinématique du robot, des mouvements pour prendre la nourriture dans l'assiette et pour se rendre à la bouche, ainsi qu'un sondage recueillant les commentaires d'utilisateurs potentiels.



FIGURE 1.17 – Étude d'un robot à quatre degrés de liberté conçu pour réaliser la tâche d'alimentation.

Un autre type de bras robotique présenté à la Fig. 1.18, de la compagnie *Squise*, présenté à l'événement *FOOMA* au Japon en 2009, permet de prendre de la nourriture fragile et la déplacer. Le robot est intéressant au niveau de la prise de nourriture, pouvant s'adapter à des aliments qui ne se prennent pas avec une cuillère (Tzafestas, 2016). Il n'a pas besoin d'une assiette ni d'un ustensile spécialisé. Cependant, le robot est principalement développé pour déplacer de la nourriture fragile dans une production alimentaire, tel que mettre des sushis dans une boîte.



FIGURE 1.18 – Robot *Squise* qui permet de décaler de la nourriture fragile.

Des travaux plus récents portent sur des systèmes plus sophistiqués utilisant des capteurs pour obtenir de meilleures performances. Par exemple l'*Adaptive Robotic Feeding Assistance* est une aide à l'alimentation qui enregistre une trajectoire personnalisée (Fig. 1.19). Il utilise un capteur pour détecter la position du visage par rapport à l'ustensile. Il a été développé et présenté en 2016 par l'*Institut de Robotica i Informatica Industrial, CSIC-UPC*, en Espagne.



FIGURE 1.19 – Système robotique utilisant des capteurs pour localiser le visage de l'utilisateur afin de corriger la trajectoire de l'ustensile.

Un autre exemple de dispositif robotique est le développement d'un robot d'aide à l'alimentation ayant pour objectif d'optimiser l'efficacité d'utilisation d'un bras robotique. Il a été développé dans le cadre d'un projet de recherche de l'Université de Waterloo en Ontario (Pourmohammadali, 2007). La modélisation réalisée, présentée à la Fig. 1.20, permet d'évaluer un système en particulier qui permet d'alimenter plusieurs personnes assises autour de la table sur laquelle le bras robotique est installé. Puisque l'alimentation est une tâche qui exige beaucoup de temps, ce dispositif permet d'optimiser les pertes de temps lors de la mastication d'un usager pour servir les autres utilisateurs. Le projet se concentre sur l'alimentation des personnes âgées principalement, dans les centres spécialisés où le nombre d'utilisateurs est important. L'objectif est de concevoir une assistance qui pourrait alimenter quatre utilisateurs placés autour de la table simultanément, réduisant ainsi le coût d'un tel système par personne. Un système de vision permet de détecter l'ustensile et les assiettes. Évidemment, ce système n'apparaît aucunement opportun, car il ne semble aucunement réaliste, ni opportun de servir plusieurs personnes avec le même outil et le même ustensile.



FIGURE 1.20 – *Multiple-User Feeding Robot* : Assistance permettant de faire manger quatre utilisateurs, ce qui permet d'optimiser le temps d'utilisation du robot lors de la mastication.

On retrouve aussi des aides techniques qui ne sont pas spécifiques à l'alimentation. Par exemple, le *Handy 1* est un bras robotique d'assistance développé à l'Université de Keele

(Tzafestas, 2016) en Angleterre en 1987 par Mike Topping (Topping et al., 1999). Le bras d'assistance se veut un outil personnel polyvalent, permettant de redonner une certaine autonomie aux personnes vivant avec des troubles de mouvement aux membres supérieurs dans les tâches quotidiennes. Ces activités incluent l'alimentation, le brossage des dents, le maquillage, le rasage, etc. Par exemple, pour l'alimentation, l'utilisateur peut sélectionner, via des interrupteurs, le compartiment de nourriture où le robot va prendre la nourriture. Le robot utilise ensuite une série de séquences programmées pour accomplir les différentes actions. Il a été commercialisé par *Rehab Robotics* à la fin des années 1990. *Handy 1* était vendu 6 900 \$ CAD (3 950 \$GPB) en 1996 selon Pourmohammadali (2007)



FIGURE 1.21 – Assistance personnelle *Handy 1*.

Un premier bras d'assistance contrôlé par une télécommande (joystick) (Pourmohammadali, 2007) produit par la compagnie *Exact Dynamics* (Dynamics, 2018) au Pays-Bas a été développé dans les années 1990. Ce bras, appelé *MANUS*, fut par la suite remplacé en 2009 par une version améliorée *iARM*. Ce système présenté à la Fig. 1.22a utilise la batterie d'un fauteuil roulant (Dynamics, 2018). Il peut servir à accomplir des tâches diverses grâce à sa pince à deux doigts à l'effecteur. Une version spécialisée est utilisée pour l'alimentation : *iARM Feeder*. Il a été présenté lors d'expositions en Chine en 2008-2009. Il est présenté sur le site web de la compagnie *Assistive innovations* (Assistive Innovations, 2016a). Il se vend 23 000 \$ (15 000 Euros) selon le site *iARM Robot* (Dynamics, 2018).

Un autre bras robotisé, le robot *JACO*, a été développé par la compagnie Kinova au Québec (Kinova). Le dispositif a été mis en marché en 2010. Le bras présente six degrés de liberté et possède trois doigts. Le bras, tel que montré dans la Fig. 1.22b, permet à l'utilisateur de manipuler différents objets de la vie courante, tel que verres, bouteilles, ustensiles, poignée de porte, etc. Il se détaille 35 000 \$.

Les bras robotisés, tel que le robot *JACO*, sont en général assez complexes à opérer. C'est pourquoi des solutions ont été proposées pour améliorer la collaboration humain-robot. En





(a) Bras iARM de la compagnie Exact Dynamics.



(b) Bras robotique Jaco de la compagnie Kinova.

FIGURE 1.22 – Deux assistances robotiques de compagnies différentes contrôlées par une télécommande qui permettent à l'utilisateur de manipuler des objets et des ustensiles pour manger.

utilisant la vision numérique combinée à des algorithmes intelligents, il est possible d'automatiser la séquence d'alimentation (Herlant, 2018). Le robot peut ainsi pelleter précisément la nourriture détectée dans l'assiette. Ensuite il est possible de détecter le visage de l'utilisateur (Fig. 1.23) afin d'aligner la cuillère avec la bouche et de synchroniser la vitesse d'exécution du robot avec la vitesse de mastication.



FIGURE 1.23 – Utilisation de la vision numérique pour permettre la détection des expressions faciales afin de déterminer automatiquement si l'utilisateur est prêt à recevoir une nouvelle bouchée.

Des robots plus évolués sont aussi proposés. Le PR2 de *Willow Garage* est un robot humanoïde capable de se déplacer et de manipuler des objets usuels (Fig. 1.24). Celui-ci peut être utilisé

comme robot d'assistance pour une personne vivant avec des limitations motrices. Il peut servir à exécuter de nombreuses tâches, dont celle de l'alimentation, remplaçant ainsi le besoin d'un aidant pour s'alimenter (Park et al., 2017; Chen et al., 2013). Il peut être contrôlé à distance à partir d'une interface ou bien automatisé avec des algorithmes et la vision numérique.



FIGURE 1.24 – Robot d'assistance personnelle PR2 pouvant manipuler divers objets et se déplacer.

### Résumé des systèmes robotisés

Afin de comparer plus facilement les différents systèmes robotiques d'aide à l'alimentation, les systèmes présentés dans la présente section sont regroupés dans la Tab. 1.3. L'information disponible par rapport au prix, à l'année de développement et au statut sont présentés.

Système	Prix (\$)	Date	Statut	Figure
<i>Beeson Feeder</i>	n/d	1990	Commercialisé	1.13a
<i>Mealtime Partner</i>	10 400	2010	Commercialisé	1.13b
<i>Mila</i>	400	< 2009	Discont. en 2009	1.14a
<i>iEat E device</i>	n/d	n/d	Commercialisé	1.14b
<i>My Spoon</i>	4 600	1992	Commercialisé	1.15a
<i>KNRC</i>	n/d	2012	Commercialisé	1.15b
<i>Winsford Feeder</i>	5 000	2008	Commercialisé	1.16a
<i>OBI</i>	8 000	2016	Commercialisé	1.16b
<i>Feeding Robot Study</i>	n/d	2017	Modélisation	1.17
<i>Squise</i>	n/d	2009	Commercialisé	1.18
<i>Adaptive Feeding Assistance</i>	n/d	2016	Expérimental	1.19
<i>Multiple User Feeder</i>	n/d	2007	Thèse	1.20
<i>Handy 1</i>	6 900	1987-1996	Commercialisé	1.21
<i>iArm</i>	23 000	2009	Commercialisé	1.22a
<i>Jaco</i>	35 000	2010	Commercialisé	1.22b
<i>PR2</i>	370 000	2010	Commercialisé	1.24

TABLE 1.3 – Comparatif sommaire des aides à l'alimentation robotisées présentées.

## 1.4 Systèmes de réadaptation physique

Les systèmes présentés jusqu'à maintenant visent l'assistance directe à l'alimentation. D'autres types de systèmes visent plutôt la réadaptation physique. Bien que moins en lien avec le projet de maîtrise actuel, ces systèmes de réadaptation physique aux membres supérieurs sont présentés ici. Ils permettent de développer des capacités physiques plutôt que de simplement compenser une incapacité. En effet, les mécanismes utilisés par ceux-ci peuvent s'avérer une importante source d'inspiration pour le développement d'une aide à l'alimentation. Les systèmes les plus pertinents pour le projet sont présentés dans cette section.

Le bras mécanique *EMU* de la Fig. 1.26 est un mécanisme développé pour permettre la réadaptation des membres supérieurs. Le système a été développé à l'Université de Melbourne en Australie et présenté lors de la conférence *ICORR* en 2017 (Fong et al., 2017). Celui-ci se fixe au poignet de l'utilisateur. Lorsque l'utilisateur exécute des mouvements, le mécanisme permet d'exercer certains muscles spécifiques par l'application d'un effort de résistance à certaines directions de déplacement dans l'espace de travail. Le mécanisme permet aussi de modifier le niveau de compensation du poids du bras de l'utilisateur afin de réduire l'importance des efforts demandés et guide certains mouvements pour assurer un exercice contrôlé. Le mécanisme possède 6 degrés de liberté où seulement les mouvements en translations sont actionnés, ce qui permet au poignet une liberté en rotation. Le projet porte sur la conception du mécanisme offrant une bonne transparence, une simplicité d'utilisation et un grand espace de travail. Le mécanisme à quatre barres utilisé permet de reporter l'inertie des trois moteurs à la base du dispositif, évitant ainsi d'avoir à supporter des actionneurs le long du mécanisme. Chaque moteur a un couple nominal de 0.7Nm (2.1Nm crête) avec un ratio de 23 :1 ce qui donne un couple maximal de 48.5Nm par articulation. Cela permet une force à l'effecteur de 48N horizontalement et 38N Verticalement. Le contrôleur utilisé est un *CompactRIO (National Instruments)* ainsi qu'un ordinateur pour l'interface utilisateur en *LabVIEW*.

Un mécanisme de réadaptation simple, illustré à la Fig. 1.25a, permet d'entraîner le bras de l'utilisateur selon une trajectoire linéaire dans le plan de travail. Il est possible d'ajuster l'amplitude et la résistivité des mouvements (Hesse, 2004). Celui-ci utilise un système passif d'amortissement des mouvements (Reha-Stim Medtec AG, 2018).

Le mécanisme de réadaptation *MIT MANUS*, de la Fig. 1.25b, a été développé au début des années 1990 par l'Institut de technologie du Massachusetts. Le robot assiste les mouvements du bras de l'utilisateur dans l'atteinte de cibles dans le plan de travail.



(a) Mécanisme *Bi-Manu-Track*.



(b) Robot de réadaptation *MIT MANUS*.

FIGURE 1.25 – Bras d’assistance à la réadaptation qui permettent d’exercer les muscles des bras.

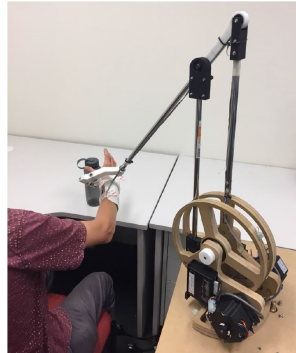
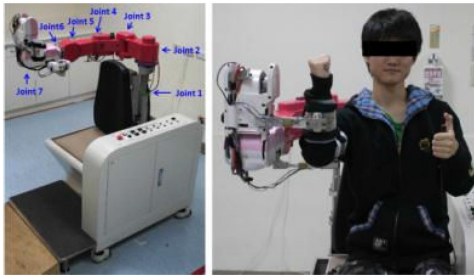


FIGURE 1.26 – Bras développé qui permet de compenser le poids du bras de l’utilisateur et d’exercer certains muscles lors de mouvements spécifiques.

Le *NTUH-ARM* (*NTUH : National Taiwan University Hospital*) de la Fig. 1.27a, est un autre système de réadaptation musculaire par des exercices lors de mouvements du bras. Celui-ci possède différents niveaux de compensation de la gravité. Il a été développé à l’Université Nationale de Taiwan (Hsu et al., 2012) et a été présenté à l’*American Control Conference* en 2012 à Montréal. Celui-ci utilise un bras robotique qui se fixe à l’avant-bras de l’utilisateur. L’objectif du développement de cette assistance est de permettre de mesurer les progrès de la réadaptation de l’utilisateur indépendamment de l’expérience du thérapeute. Le robot utilisé possède sept degrés de liberté. Celui-ci suit le mouvement du bras de l’utilisateur tel un exosquelette. Des capteurs localisés le long du bras permettent de mesurer la force et le couple exercés par le bras de l’utilisateur.

Le mécanisme de réadaptation *MIME* (Fig. 1.27b), pour *Mirror Image Motion Enabler* (Burgar et al., 2000), utilise un robot *PUMA 560* qui entraîne le bras et l’épaule de l’utilisateur en appliquant des forces opposées aux mouvements de l’utilisateur (Hidler et al., 2005). Le dispositif utilise des capteurs de force et de couple pour suivre l’évolution des performances de l’usager au fil des traitements de renforcement des muscles.



(a) Bras robotique *NTUH-ARM* utilisé pour les essais de réadaptation musculaire.



(b) Robot de réadaptation des muscles du bras *Mirror Image Motion Enabler*.

FIGURE 1.27 – Bras d’assistance à la réadaptation.

MAAT est une série d’essais dans le cadre du projet Européen ECHORD pour la réadaptation des membres supérieurs dans laquelle l’utilisateur est assisté par un bras robotique de la Fig. 1.28. L’objectif est de maximiser l’implication et la motivation de l’utilisateur potentiel en incluant les mouvements de son bras dans le contrôle du bras robotique. L’utilisateur exécute des tâches dans un environnement de réalité virtuelle assisté par le robot. L’interface permet la visualisation des mesures de forces et de positions. Le bras robotique utilisé est un robot industriel, jumelé avec une série de capteurs. Il a été développé par des chercheurs en Italie et en Espagne en 2014 (Veiga and Rohbrein, Florian, Natale, 2014).



FIGURE 1.28 – Série d’essais MAAT pour la réadaptation des membres supérieurs.

## Résumé des systèmes de réadaptation physique

Les systèmes de réadaptation physique développés pour exercer les membres supérieurs pour les personnes avec un manque de force musculaire sont résumés dans la Tab. 1.4.

Système	Prix (\$)	Date	Statut	Figure
<i>Bi-Manu-Track</i>	n/d	2004	Commercialisé	1.25a
<i>MIT-MANUS</i>	n/d	2005	Expérimental	1.25b
<i>EMU</i>	n/d	2017	Expérimental	1.26
<i>NTUH-ARM</i>	n/d	2012	Expérimental	1.27a
<i>MIME</i>	n/d	2005	Expérimental	1.27b
<i>MAAT</i>	n/d	2014	Expérimental	1.28

TABLE 1.4 – Comparatif sommaire des systèmes de réadaptation physique des membres supérieurs.

## 1.5 Bibliographie

Able Data. Cp Feeder, 2004. URL <https://abledata.acl.gov/product/cp-feeder>.

AbleData. Beeson Automaddak Feeder (Model H74501) | AbleData, 2004. URL <https://abledata.acl.gov/product/beeson-automaddak-feeder-model-h74501>.

AbleData. Mila One Step Mechanical Feeder | AbleData, 2009. URL <https://abledata.acl.gov/product/mila-one-step-mechanical-feeder>.

Assistive Innovations. Assistive Innovations - iARM, 2016a. URL <https://www.assistive-innovations.com/en/robotic-arms/iarm>.

Assistive Innovations. Assistive Innovations - iEAT Feeding Robot, 2016b. URL <https://www.assistive-innovations.com/en/eatingdevices/ieat-feeding-robot>.

Assistive Innovations. Assistive Innovations - iEAT, 2016c. URL <https://www.assistive-innovations.com/en/eatingdevices/ieat>.

C G Burgar, P S Lum, P C Shor, and H F Machiel Van der Loos. Development of robots for rehabilitation therapy : the Palo Alto VA/Stanford experience. *Journal of rehabilitation research and development*, 37(6) :663–73, 2000. ISSN 0748-7711. doi : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=11321002>. URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11321002>.

Tiffany L Chen, Matei Ciocarlie, Steve Cousins, Phillip M Grice, Kelsey Hawkins, Kaijen Hsiao, Charles C Kemp, Chih-Hung King, Daniel A Lazewatsky, Adam E Leeper, et al. Robots for humanity : using assistive robotics to empower people with disabilities. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 20(1) :30–39, 2013.

Frank W Clippinger, Robert W Mann, J Raymond Pearson, Charles W Radcliffe, Allen S Russek, Herbert E Pedersen, Clinton L Compere, Charles W Rosenquist, Walter A L Thompson, and Richard Warren. COMMITTEE ON PROSTHETICS RESEARCH AND DEVELOPMENT COMMITTEE ON PROSTHETIC-ORTHOTIC EDUCATION Division of Medical

- Sciences. *Veterans Administration Director of Rehabilitation Nursing Commonwealth Ave, 252(77004) :90242–635, 1969.*
- Exact Dynamics. Exact Dynamics, 2018. URL <http://www.exactdynamics.nl/site/>.
- Winsford Feeder, The Winsford Feeder, and The Winsford Feeder. Winsford Feeder r. 2011.
- Flag House. Action Arm | FlagHouse, 2018. URL <https://www.flaghouse.ca/Daily-Living/Miscellaneous/Action-Arm.axd>.
- Focal Meditech. Nelson | Focal Meditech, 2010. URL <https://www.focalmeditech.nl/en/content/nelson>.
- Justin Fong, Vincent Crocher, Ying Tan, Denny Oetomo, and Iven Mareels. EMU : A transparent 3D robotic manipulandum for upper-limb rehabilitation. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 771–776, 2017. ISSN 19457901. doi : 10.1109/ICORR.2017.8009341. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/8009341/>.
- Mingming Guo, Ping Shi, and Hongliu Yu. Development a Feeding Assistive Robot for Eating Assist. pages 299–304, 2017.
- Laura V Herlant. *Algorithms, implementation, and studies on eating with a shared control robot arm*. PhD thesis, UC Santa Cruz, 2018.
- Richard I? Hermann, Anna C Phalangas, Richard M Mahoney, and Micheal A Alexander. Powered Feeding Devices : An Evaluation of Three Models. 1999. URL [https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(99\)90022-9/pdf](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(99)90022-9/pdf).
- S Hesse. Recovery of gait and other motor functions after stroke : novel physical and pharmacological treatment strategies. *Restorative neurology and neuroscience*, 22(3-5) :359–369, 2004. ISSN 0922-6028.
- Joseph Hidler, Diane Nichols, Marlena Pelliccio, and Kathy Brady. Advances in the Understanding and Treatment of Stroke Impairment Using Robotic Devices. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 12(2) :22–35, 2005. ISSN 1074-9357. doi : 10.1310/RYT5-62N4-CTVX-8JTE. URL <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1310/RYT5-62N4-CTVX-8JTE>.
- Li-Chun Hsu, Wei-Wen Wang, Guan-De Lee, Yi-Wen Liao, Li-Chen Fu, and Jin-Shin Lai. A gravity compensation-based upper limb rehabilitation robot. *American Control Conference (ACC), 2012*, pages 4819–4824, 2012. ISSN 07431619. doi : 10.1109/ACC.2012.6315673.
- S. Ishii, S. Tanaka, and F. Hiramatsu. Meal assistance robot for severely handicapped people. In *Proceedings of 1995 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 2, pages 1308–1313. IEEE, 1995. ISBN 0-7803-1965-6. doi : 10.1109/ROBOT.1995.525461. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/525461/>.

- Kinova. [www.kinovarobotics.com](http://www.kinovarobotics.com). Accessed : 2018-10.
- Vijay Kumar, Tariq Rahman, and Venkat Krovi. Assistive Devices For People With Motor Disabilities. *Mechanical Engineering*, (November 1997), 1997.
- Mealtime Partners INC. The Mealtime Partner Dining System, 2018. URL [http://www.mealtimepartners.com/products/MtP\\_dining\\_device/MtP\\_dining\\_device.htm](http://www.mealtimepartners.com/products/MtP_dining_device/MtP_dining_device.htm).
- Mila Medical Compagny. The Eatery feeding device, 1996. URL <http://www.ewh.ieee.org/soc/es/Aug1996/030/cd/feeding/report/mila.htm>.
- My Special Network. Adaptive Utensils : Great Self-Feeding Solutions for the "I Can Do It Myself" Child - My Special Needs Network, 2012. URL <http://www.myspecialneedsnetwork.com/profiles/blogs/great-self-feeding-solutions-for-the-i-can-do-it-myself-child>.
- Neater Eater. Neater Eater, 2018. URL <http://www.neater.co.uk/neater-eater/>.
- North Coast Medical. Friction Feeder Mobile Arm Support (MAS) Kit | North Coast Medical, 2018. URL [https://www.ncmedical.com/item\\_1634.html](https://www.ncmedical.com/item_1634.html).
- OBI. Obi | Robotic feeding device designed for home care, 2018. URL <https://meetobi.com/>.
- Rahul Pandhi and Sumit Khurana. Assistive feeding device for physically handicapped using feedback control. In *Robot Motion and Control 2007*, pages 351–359. Springer, 2007.
- Daehyung Park, Hokeun Kim, Yuuna Hoshi, Zackory Erickson, Ariel Kapusta, and Charles C. Kemp. A multimodal execution monitor with anomaly classification for robot-assisted feeding. In *2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 5406–5413. IEEE, sep 2017. ISBN 978-1-5386-2682-5. doi : 10.1109/IROS.2017.8206437. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/8206437/>.
- Performance Health. Stable Slide Self-Feeding Support | Performance Health, 2018. URL <https://www.performancehealth.com/stable-slide-feeding-support>.
- Performance Health. Steady Spoon, 2019. URL <https://www.performancehealth.ca/steady-spoons>.
- Homeyra Pourmohammadali. Design of a multiple-user intelligent feeding robot for elderly and disabled. Master's thesis, University of Waterloo, 2007.
- Reha-Stim Medtec AG. Bi-Manu-Track - Reha-Stim Medtec, 2018. URL <https://www.reha-stim.com/en/product/bi-manu-track/>.
- P. D. Roberts. *Robot Motion and Control 2009*, volume 396. Springer, 2009. ISBN 978-1-84882-984-8. doi : 10.1007/978-1-84882-985-5. URL <http://link.springer.com/10.1007/978-1-84882-985-5>.



SECOM Intelligent Systems Lab. SECOM Intelligent Systems Laboratory - Key Technologies for SECOM Robot X, 2018. URL <https://www.secom.co.jp/isl/e2/research/ps/report01/>.

Won Kyung Song, Won Jin Song, Yale Kim, and Jongbae Kim. Usability test of KNRC self-feeding robot. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 1–5, 2013. ISSN 19457898. doi : 10.1109/ICORR.2013.6650501.

Mike Topping, B A Cert, Jane Smith, and B A Hons. ICORR '99 : International Conference on Rehabilitation Robotics, Stanford, CA. *International Conference on Rehabilitation Robotics, Stanford, CA*, pages 244–249, 1999.

Spyros G. Tzafestas. *Roboethics*, volume 79 of *Intelligent Systems, Control and Automation : Science and Engineering*. Springer International Publishing, Cham, 2016. ISBN 978-3-319-21713-0. doi : 10.1007/978-3-319-21714-7. URL <http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-21714-7>.

Germano Veiga and Ciro Rohbrein, Florian, Natale. *Florian Röhrbein Ciro Natale Editors Gearing Up and Accelerating Cross-Fertilization between Academic and Industrial Robotics Research in Europe Technology Transfer Experiments*. 2014. ISBN 9783319029337.

## Chapitre 2

# Mechanical Design of a New Device to Assist Eating in People with Movement Disorders

### 2.1 Résumé

Plusieurs personnes vivant avec des troubles neurologiques tels que la paralysie cérébrale, les accidents vasculaires cérébraux, la dystrophie musculaire ou la dystonie, vivent avec des troubles qui affectent le mouvement des membres supérieurs (spasticité musculaire, contrôle moteur non sélectif, faiblesse musculaire ou tremblements) et présentent des difficultés à s'alimenter de manière autonome. Cet article présente le développement d'un nouveau dispositif d'aide à l'alimentation visant à stabiliser le mouvement des personnes vivant avec des troubles de mouvement aux membres supérieurs. La conception a été guidée par des informations recueillies lors de groupes de discussion, avec des ergothérapeutes et des ingénieurs, sur les défis auxquels sont confrontées les personnes vivant avec des troubles du mouvement aux membres supérieurs. Le dispositif proposé est conçu pour être fixé sur une table et supporter une cuillère ; il permet de conserver une orientation constante de la cuillère. Les amortisseurs et l'inertie du mécanisme permettent de stabiliser les mouvements du bras de l'utilisateur. Un essai préliminaire avec cinq personnes vivant avec une paralysie cérébrale est présenté pour évaluer la performance et guider les futures itérations du prototype. Tel que discuté dans l'article, le prototype a présenté un bon potentiel pour stabiliser l'ustensile et améliorer la fluidité des mouvements lors de l'alimentation.

### 2.2 Abstract

Many people living with neurological disorders, such as cerebral palsy, stroke, muscular dystrophy or dystonia, experience upper limbs impairments (muscle spasticity, unselective motor

control, muscle weakness or tremors) and are unable to eat independently. This article presents the development of a new device to assist with eating, aimed at stabilizing the movements of people who have movement disorders. The design was guided by insights gathered through focus groups, with occupational therapists and engineers, about the challenges faced by individuals who have movement disorders and difficulty in eating autonomously. The proposed assistive device prototype is designed to be fixed on a table and to support a spoon. The mechanism is designed so that the spoon maintains a position parallel to the ground for the user. Dampers and inertia allow stabilizing the user’s motion. A preliminary trial with five individuals living with cerebral palsy is presented to assess the prototype’s performance and to guide future iterations of the prototype. Task completion time generally decreased and movement fluidity generally improved when using the assistive device prototype. The prototype showed good potential in stabilizing the spoon for the user and improving movement fluidity.

## 2.3 Introduction

Being able to eat without the assistance of a caregiver is an important aspect of independent daily living. Unfortunately, many people who have movement disorders (muscle spasticity, unselective motor control, muscle weakness or tremors), arising from a neurological disorder (e.g., cerebral palsy, Parkinson’s disease, dystonia, multiple sclerosis, stroke and muscular dystrophy) cannot eat autonomously. Over the years, different assistive technologies (ATs) have been developed for people living with upper body disabilities. For instance, a variety of commercially available options includes intelligent spoons to reduce the effect of tremors (e.g., Liftware Steady spoon [www.liftware.com]), mechanical devices to reduce the effect of spasms (e.g., Neater Eater [www.neater.co.uk], Action Arm [www.flaghouse.ca], Friction Feeder with forearm support [www.ncmedical.com], Nelson [www.focalmeditech.nl]), robotic systems to bring the food from the plate to the user’s mouth so that the robot can perform these actions as autonomously as possible (e.g., iEAT Feeding Robot [www.assistive-innovations.com], Winsford Feeder (North Coast Medical, 2011), and OBI arm [meetobi.com]) and more sophisticated solutions such as assistive robotic arms (e.g., JACO [www.kinovarobotics.com]; (Campeau-Lecours et al., 2017); (Maheu et al., 2011)). In a more sophisticated range of experimental solutions, humanoid robots have been proposed to autonomously feed the user by detecting the position of the food and that of the user’s mouth with the aid of computer vision (Park et al., 2017). Intelligent algorithms combined with computer vision were also proposed to automate the eating sequence for assistive robotic arms (Herlant, 2016). A hybrid design using a motor, pulleys and cables to enable eating with legs and head movements has also been proposed (Roberts, 2009). An extensive review of assistive eating devices synthesizes some of those sophisticated experimental solutions (Pourmohammadali, 2007).

While a variety of different solutions have been proposed, the literature also points to a number of factors that limit user adoption of AT devices in general, including high cost, difficulties

of operating devices, deceiving performance, and insufficient adaptation to the users' needs (Statistics Canada, 2013; Federici et al., 2016). From informal discussions with occupational therapists in our rehabilitation setting (Quebec, Canada), it was revealed that many people living with movement disorders could not eat by themselves (or with difficulty) and that no existing AT was able to fully meet their needs and help them in that task.

In that context, the overall goal of this paper was to design a device to assist eating for people living with movement disorders. To restrict the scope of the project, we first aimed to address two types of motor disorders : a) contractures due to spasticity or joint deformities (which prevents the user from holding the utensil parallel to the ground), and b) abrupt movements (e.g. spasms, ataxia, dystonia). The specific objectives were threefold : 1) to establish the current situation related to autonomous eating amongst the target population, 2) to design an AT prototype that would stabilize the user's motion and enable independent eating (while simplifying its design as much as possible so that the device will also be affordable and universally accessible), and 3) to perform a preliminary evaluation of the prototype to assess its performance and to guide the development of future iterations.

## **Objective 1 – Current situation and needs assessment :**

### **Methods and Results**

#### **Methods**

Using a qualitative design, a structured roundtable discussion was held in order to establish the current situation for eating assistance and establishing the needs for this population for autonomous eating. Prior to the roundtable, a review of currently commercially available devices and technologies proposed in the literature was performed by the research team. This review allowed to feed the discussion.

Three occupational therapists (from Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux (CIUSSS) de la Capitale-Nationale, Québec, Canada), four potential technology user (three children and one adult living with cerebral palsy) and four caregivers (three parents and one spouse) participated in the roundtable.

A questionnaire was first answered to assess : 1) how well current technologies met the users' needs, and 2) the relevance of developing a new eating assistive technology with respect to autonomy. The technology review (images, videos, demonstrations of available systems) was then presented to the group for discussion, in order to examine the perceived advantages and drawbacks of each solution, based on their experience with such devices and their insights based on their practice.

Finally, a semi-structured group interview was completed to raise any remaining pertinent information. Written notes were taken by a research team member during this interview.

### 2.3.1 Results

The questionnaire was meant to assess how well current existing technologies meet the users' needs and the relevance of developing a new assistive technology on various aspects of autonomy. The results are shown in Table 2.1.

FIGURE 2.1 – Answers to the survey about the development of a new assisting device from different groups. Answers from the occupational therapists are represented by the squares, the potential users are triangles and the caregivers in circles.

		Mean	Entirely disagree (1)	Mostly disagree (2)	Neutral (3)	Mostly agree (4)	Entirely agree (5)
Current assistive eating technologies:	meet my needs, the user's needs and can be used in practice.	1.0	□ □ □				
		2.0	△ △		△ △		
		3.3	○		○	○	○
Relevance of developing an assistive eating device. An assistive eating device could potentially:	increase task efficiency.	1.7	□ □		□		
		2.5	△	△	△	△	
		4.0			○	○ ○	○
	reduce caregiver workload.	4.0			□	□	□
		4.5				△ △	△ △
		4.5				○ ○	○ ○
	increase user's autonomy feeling.	4.7				□	□ □
		5.0					△ △ △ △
		5.0					○ ○ ○ ○
	contribute to user upper limb motor skills and mobility.	4.0				□ □ □	
		4.0			△ △		△ △
		4.3			○	○	○ ○

Results from this questionnaire showed that, in their opinion, current assistive eating devices did not meet the needs of target users. For the relevance of developing a new assistive device, reactions to the potential increase in the task efficiency were mixed : for those who usually eat by themselves (although with difficulty), a potential assistive device had the potential to improve efficiency ; for those eating with the help of a caregiver, it was thought that eating with a potential assistive device could not be more efficient than with a caregiver. Every respondent, however, agreed that a potential assistive device could reduce caregiver workload, increase the user's autonomy and contribute to the user's upper limb movement skills development or maintenance.

A clearer understanding of the advantages and drawbacks of different existing systems emerged from the focus group discussion. For instance, it was revealed that the existing mechanical systems aimed at reducing the effect of abrupt movements were too difficult to operate in practice (either because they provided insufficient degrees of freedom or required non-negligible force to operate). Robotic eating devices and robotic assistive devices were revealed to be an interesting option for people living with movement disorders. However, four main problems

emerged, namely i) the cost of these devices (ranging from approximately  $8kUSD$  to  $35k USD$ ) is a significant obstacle to accessibility, ii) while some of these devices allow the user to execute various tasks, they might be time consuming and difficult to operate and do not provide the user with a sufficient level of dexterity (i.e., some devices do not allow the user to pick up certain objects or users may have difficulty with fine manipulation), iii) some of these devices requires only minimal movement by the user (e.g., pressing a switch or operating a small joystick); some individuals living with motion-limiting conditions, however, often have the capacity to move their arms in space but not smoothly enough to eat autonomously; it is thus hypothesized that a system that would enable these individuals to eat autonomously by stabilizing their movement might be more appropriate, as it would encourage them to make maximum use of their motor skills, iv) no middle-of-the-road solution exists between simplistic mechanical devices and sophisticated robotic devices, both in terms of cost and functionality.

## 2.4 Objective 2 – Development of the device

### 2.4.1 General overview

From the discussions that emerged from the roundtable, different solutions were explored and a prototype was developed through an iterative process in collaboration with occupational therapists and researchers in engineering and rehabilitation, through a user-centered approach based on Design Thinking (a user-centered approach that places the individual and his/her needs to the center of the reflexion and involves him/her to participate actively in the innovation) (Brown, 2009). The final proposed system is shown in Fig. 1. The device is designed to be installed on a table, on a wheelchair tray in front of the user or on the side, to enable eating from a plate situated between the device's base and the user. A standard utensil (spoon) is attached to the device. As a result of the mechanical design, the spoon always level. Users operate the device by grasping the handle to move the spoon from the plate to their mouths. Mechanical inertia and dampers allow stabilization of the user's motion as these actions are carried out. The whole solution is purely mechanical (no electronics), which could help reduce the complexity and cost of an eventual product.

### 2.4.2 Mechanism

This section presents the mechanical design. Fig. 2.3 presents three variations in order of increasing complexity (Fig. 2.3a, b, and c, respectively), all of which allow the same three degrees of freedom. Fig. 2.3a shows a simple system with three pivots (J1, J2, and J3), which is known as an RRR mechanism. Three main drawbacks are associated with this design. In order to damp the motions, three dampers should be added, one at each joint (J1, J2, and J3). However, having a damper at J3 would be very cumbersome since it would require both the mechanism and the user to support that damper's weight. Secondly, the spoon's orientation



FIGURE 2.2 – Complete assembly of the assistive eating device.

would change depending on where the spoon is in space (shaded parts in Fig. 2.3a). Finally, the equilibrium of the device would be more difficult to perform (as discussed in the “static balancing” section below).

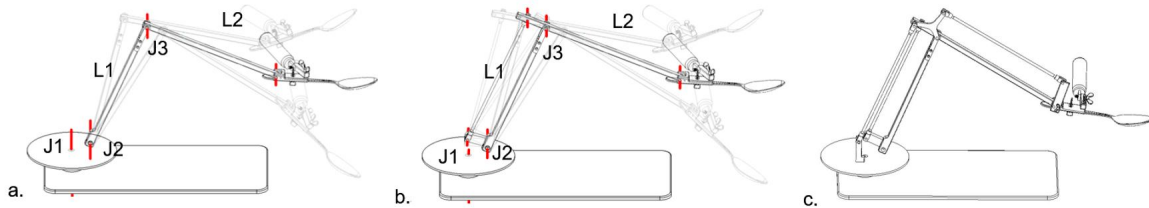


FIGURE 2.3 – Presentation of the planar parallel bar assembly. The base mechanism is shown in Fig. a. Figure b shows the added parallelogram indicating where the second damper would be located on the base. Shaded positions of the spoon show the non-constraint spoon rotation. Figure c. shows the complete assembly with the two parallelograms used to maintain the orientation of the spoon.

Figure 2.3b shows an improved version where a four-bar mechanism replaces link L1. The additional link allows all the dampers to be placed at the base of the device. This prevents the user from having to support the weight of the damper since it is now fixed to the base. In addition, this prevents the mechanism from having to support the damper’s weight, which allows for the use of thinner links. Static balancing (equilibrating) of the mechanism is also easier (as detailed in the “static balancing” section below). However, the spoon orientation in this arrangement is still dependent on the mechanism position as in Fig. 2.3a. Figure 2.3c shows an improved version where two more links are added to the mechanism. The resulting mechanism consists of two new parallelograms linked together. Each parallelogram consists of four bars, which are fixed at two points to the base plate and share two points with the other parallelogram. The upper parallelogram is fixed to the end effector where the spoon is attached. This mechanism has all the advantages of mechanism 2.3b, but because of the additional links forming a total of three parallelograms, it maintains the utensil in a constant

orientation throughout the workspace. A more detailed description of the mechanism is presented in a patent (U.S. Provisional Pat., 2018). Figure 2.4 shows the final device in various configurations. It can be observed that the spoon remains in a constant, level orientation, for different configurations of the mechanism.

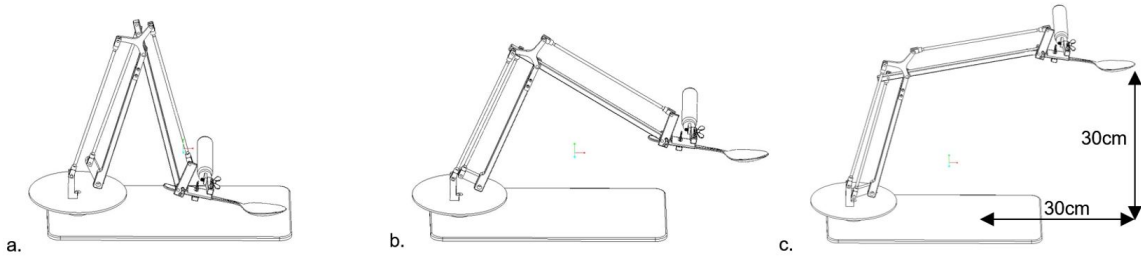


FIGURE 2.4 – The three different positions of the mechanism illustrated here show the constant orientation of the spoon during use. Low position is shown in a, and an intermediate position is shown in b. In c., the maximum reach distance from the plate to the user’s mouth is shown.

A disadvantage of the spoon’s constant orientation is that it restricts the user from being able to control its orientation; for instance, to perform a scooping motion. At present, based on our discussions with occupational therapists, the preferred approach is however to maintain the utensil in a constant orientation. Indeed, if the mechanism allows the user to control the utensil orientation, this also means that the user could inadvertently change the orientation of the utensil and thus drop its content. In the target population, this would most likely occur because of spasticity, ataxia or joint contractures. It is thus preferred to keep the orientation of the utensil constant and for the user to use it to shovel the food from the plate. However, it may still be possible to allow the user to perform a scooping motion, through a minor modification to the mechanism that we will explore in future work.

The mechanism’s dimensions are shown in Fig. 2.4c. With these dimensions, the utensil has a reach distance from the plate to the mouth of 30cm vertically and 30cm horizontally. These dimensions were selected for an average-sized adult user. A smaller version could be designed for use by children.

### 2.4.3 Stabilizing the movements

The mechanism presented in Fig. 2.4 allows the user to guide the motion of the utensil while keeping the utensil at a constant orientation. However, it does not damp or absorb abrupt motions on its own. To this end, dampers were added to the mechanism. Fig. 2.5 shows the damper on the prototype. Damper 1, placed under the round base, allows dampened motion along joint 1 (for left-right motions), damper 2 allows damping motion along joint 2 (for forward-backward motions) and damper 3 allows damping motions along joint 3 (for up-down motions).



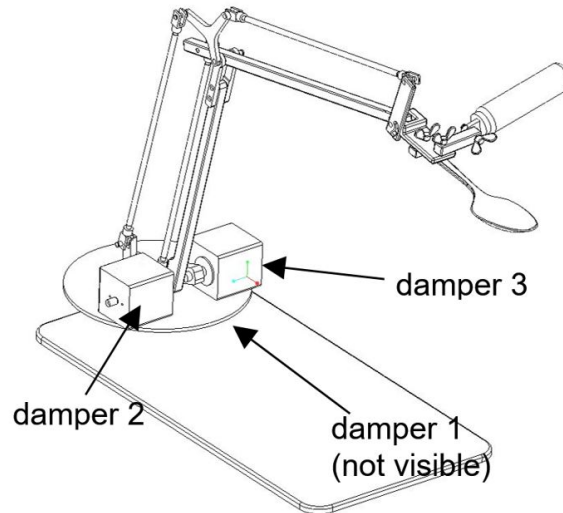


FIGURE 2.5 – Simplified view of the proposed eating device. The first damper is linked to left-to-right movement, the second damper is for forward-backward motion and the third damper is for up-down movements.

#### 2.4.4 Static balancing

Some users in the target population may have limited muscular strength in which muscles could make use of the device difficult. Springs can be used for gravity compensation. They support the mechanism and maintain it in position, wherever the mechanism effector is in space, as shown in Fig. 2.6.

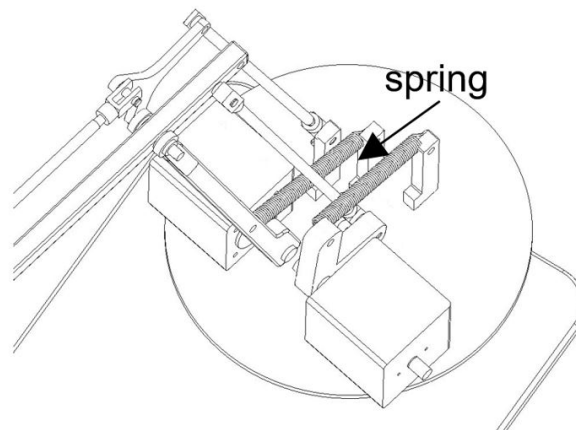


FIGURE 2.6 – Static balancing setup to hold the device steady in any position when not in use.

#### 2.4.5 Handle design

The handle is installed with an adjustable support. First, the plastic handle is able to turn along its length to allow the wrist of the device to move freely (axis 5 shown in Fig. 2.7). This

is intended for users with limited wrist movements or contractures. The handle orientation can be adjusted in any direction by the caregiver through axis 4. Axis 3 allows to flip the handle for right- or left-handed users. The axis-2 screw is used to attach the spoon. Finally, axis 1 allows for control of the default tilt of the spoon. The screw used on axis 1 can also be released to unlock the orientation of the spoon (to allow the user to control this degree of freedom).

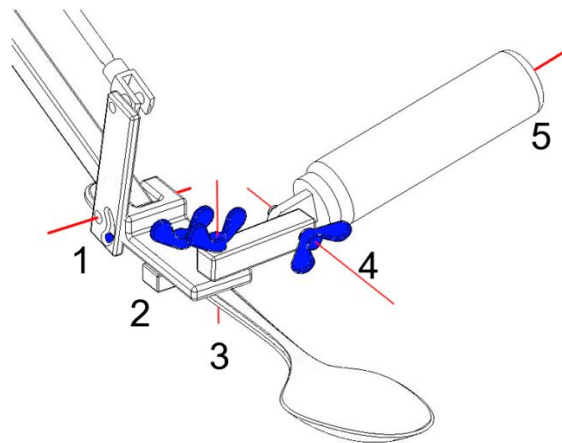


FIGURE 2.7 – Close-up view of the handle and spoon holder. The tilt adjustment screw is shown in 1. The second screw is the spoon fixation. The adjustment screw in 3 allows the side the handle is on to be changed for right- or left-handed users. The fourth screw changes the elevation angle of the handle. Axis 5 shows the rotation axis of the handle.

## 2.5 Objective 3 – Evaluations

### 2.5.1 Methods

#### Participants and recruitment

Five participants with cerebral palsy completed the evaluation. Participants were included if they were over 6 years old and had upper arm disabilities that limited their capacity to eat independently. Participants characteristics are detailed in Table 2.8.

This study was approved by the Research Ethics Board at the «removed for blinding» and informed consent was obtained from each participant. Participants were recruited through the Neurological Disorders Department at the «removed for blinding» and from a list of people who had participated in other studies and agreed to be contacted for future studies.

#### Experimental procedure

Each person participated in an individual videotaped testing session, which lasted approximately 30 minutes. Apple puree was placed in a plate on a table adjusted in height to the

FIGURE 2.8 – Participants’ characteristics.

	Sex	Age	Usually eat by themselves	Usual adapted utensil
Participant 1	M	6	Yes	Big handle
Participant 2	M	8	Yes	Big handle, attached to the hand
Participant 3	M	14	Yes	Big handle, curved 60°
Participant 4	F	14	Yes	Big handle
Participant 5	M	46	No	N.A.

participant. First, the participant had to bring the food to their mouth with their usual adapted utensil ten times. Afterwards, the assistive device prototype was installed on the table in front of the participant and the height was verified again to fit the participant. The setup is shown in Fig. 2.9. They were given time to practice with the device and the testing session started when the participant felt ready and confident, generally after 1-2 minute(s). Each participant then had to try to bring apple puree to their mouth using the prototype of the assistive device.



FIGURE 2.9 – Participant using the assistive eating device during experimental validation.

### Performance variables

At the beginning of each session, sociodemographic and clinical data were collected using a home-made questionnaire on age, gender and diagnosis. Then, during the evaluation without and with the assistive device prototype, we measured task completion time (from the mouth to the plate and back to the mouth), the spoon’s maximum angle during the trajectory, the capacity to put the food in the mouth and the qualitative fluidity of the movement.

### Data analysis

Descriptive statistics were used to characterize the sample and the performance variables (mean / standard deviation).

### 2.5.2 Evaluations

The use of the prototype for participants 1 and 2 (6 and 8 years old) was very difficult, because the required shoulder elevation and wrist extension movement amplitudes were too important. Participant 5, who usually requires to be fed by a caregiver, was successful in taking a few bites independently with the prototype ; the movement was however difficult to perform, mainly because of the range of motion required at the shoulder. Participants 3 and 4 (14 years old) were having difficulties to maintain their usual adapted utensil straight and presented movement incoordination and thus spilled their food for both these reasons. The use of the eating assistive device prototype helped to damp involuntary movements and to maintain the utensil straight.

For participants 3 and 4, three metrics were evaluated. 1) The task completion time is shown in Fig. 2.10 ; the assistive device slightly decreased the task completion time for the two users but this was not statistically significant (using a Wilcoxon Signed Ranked test with  $p < 0.05$ ). 2) Video analysis allowed approximated spoon maximum angle measurements. From the plate to the mouth, their usual adapted spoon reached a maximum average of  $40^\circ$  (participant 3) and  $35^\circ$  (participant 4). With the prototype, however, the spoon was always kept parallel to the ground. 3) Overall, for the individuals with uncoordinated movements, the assistive device allowed movements that were more fluid and faster. The device also helped participants 3, 4 and 5 to spoon the food from the plate more easily. When it comes to behaviour, participant 3 was worried that if a spasm occurred while he was bringing the food to his mouth that he would spill it all around. With his usual utensil, he was thus forcing himself to do this movement very fast because of this apprehension. With the assistive device, we could observe that he was more relaxed, knowing that the device would stop the spasms if they occurred.

In the end, the prototype allowed participants 3 and 4 to take more complete bites and prevented them from spilling food. It was also observed that the prototype allowed to improve the overall posture of the users by maintaining their arm and body in a better alignment to reach the spoon. Indeed, with their usual utensil, users tend to lean their body forward in order to get closer to the plate.

### 2.5.3 Discussion

The objectives of this paper were threefold : 1) to establish the current situation related to autonomous eating amongst the target population (people living with movement disorders related to contractures and movement incoordination (ataxia, dyspraxia), 2) to design a prototype of an assistive device that would stabilize the user's motion and enable them to eat independently, and 3) to perform a preliminary evaluation of the prototype to evaluate its performance and to guide the development of future iterations. From the roundtable, it was confirmed that currently available devices did not answer the needs of the target population

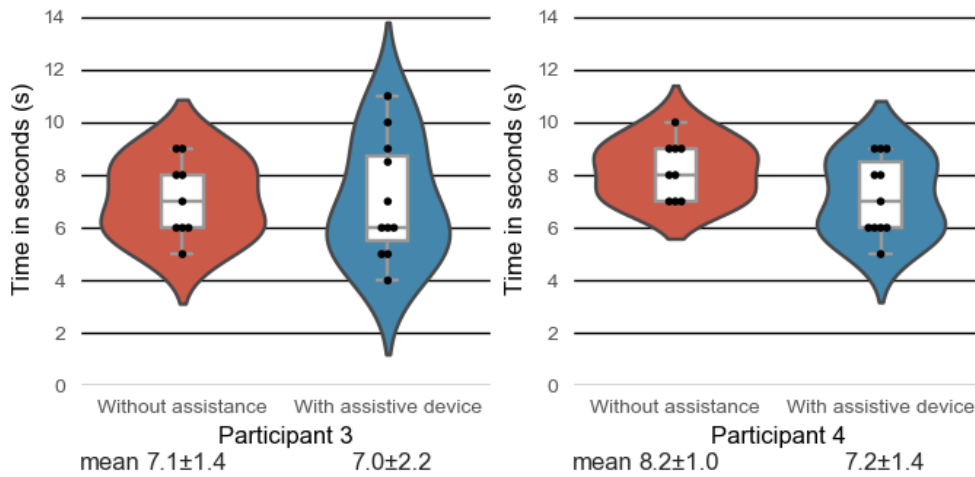


FIGURE 2.10 – Time required to complete an eating movement from two different potential users, i.e. to take the utensil to the plate and back to the mouth.

and that developing a new assistive technology that could help people living with movement disorders was relevant in terms of reducing caregiver’s workload, increasing the user’s autonomy and contributing to the user’s upper limb movement skills development.

A prototype was then developed following an iterative process and was evaluated with five participants. As a first version of a prototype, the evaluation led to encouraging results. While it was not suitable for participants 1, 2 and 5, it showed a great potential for participants 3 and 4, by helping them to maintain the utensil’s orientation and to stabilize their movement. The task completion time was not improved ; however, it was a first experience for these users with the device and it is hypothesised that more experience could decrease task completion time. More importantly, the evaluations led to the observation of important improvements, that will be brought to the device in future iterations. We believe that these improvements should reduce the task completion time and enable to assist a larger range of user (ex. participants 1, 2 and 5). Four main improvements for future iterations of the prototype were identified. Firstly, the most important aspect is to reduce the required amplitude at the shoulder to perform the movement. Indeed, as it can be observed in Figs. 2.2 and 2.9, the spoon’s height is lower than the handle to prevent the mechanism from hitting the plate ; this thus requires elevating the shoulder higher than when using a normal spoon. An improved version to reduce the required shoulder elevation will also add clearance between the mechanism’s links and the user’s face. Secondly, different shapes of handles should be offered with different textures to add adhesion. Thirdly, the amount of damping provided by the mechanism should be adjustable. Finally, the mechanism currently constrains the utensil to be parallel to the ground (which is the desired behavior for a spoon to prevent the user to inadvertently rotate the spoon) but it would be

necessary to rotate the utensil for other situations (ex. picking food with a fork).

## 2.6 Conclusion

This paper has presented a prototype of an assistive eating device prototype for people living with movement disorders. The device is completely mechanical and helps to maintain the utensil straight while stabilizing the user's movements thanks to mechanical damping and inertia. In the short term, future work consists in improving the prototype with the points that were revealed in this study. An improved aesthetic design is also being considered for acceptability considerations. The possibility to modify the design for manual writing assistance will also be explored. Future work will also include the design of another version of the device in which the dampers will be replaced by smart electronic dampers that would allow to modify the damping ratio in real-time based on evaluation of the user's motion smoothness with sensors.

## 2.7 Acknowledgements

This work was supported by the Fonds de recherche Québec Nature et Technologies (FRQNT - INTER Strategic Network) under Grant 2018-RS 203302 ; and the Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration (CIRRS) of the Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux (CIUSSS) de la Capitale-Nationale. François Routhier is a Fonds de recherche du Québec – Santé (FRSQ) Research Scholar under Grant #34699.

## 2.8 Bibliographie

Tim Brown. Change by design. 2009.

Alexandre Campeau-Lecours, Hugo Lamontagne, Simon Latour, Philippe Fauteux, Véronique Maheu, François Boucher, Charles Deguire, and Louis-Joseph Caron L'Écuyer. Kinova modular robot arms for service robotics applications. *International Journal of Robotics Applications and Technologies (IJRAT)*, 5(2) :49–71, 2017.

Stefano Federici, Fabio Meloni, and Simone Borsci. The abandonment of assistive technology in italy : a survey of users of the national health service. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 52(4) :516–526, 2016.

Laura V Herlant. Algorithms, implementation, and studies on eating with a shared control robot arm, 2016.

V. Maheu, Julie Frappier, Philippe S. Archambault, and F. Routhier. Evaluation of the JACO robotic arm : Clinico-economic study for powered wheelchair users with upper-extremity

- disabilities. In *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 1–5. IEEE, jun 2011. ISBN 978-1-4244-9862-8. doi : 10.1109/ICORR.2011.5975397. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/5975397/>.
- North Coast Medical. Winsford Feeder, 2011. URL [https://www.ncmedical.com/wp-content/uploads/2011/07/Winsford-Broch\\_{\\_}web\\_{\\_}0611.pdf](https://www.ncmedical.com/wp-content/uploads/2011/07/Winsford-Broch_{_}web_{_}0611.pdf).
- Daehyung Park, Hokeun Kim, Yuuna Hoshi, Zackory Erickson, Ariel Kapusta, and Charles C. Kemp. A multimodal execution monitor with anomaly classification for robot-assisted feeding. In *2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 5406–5413. IEEE, sep 2017. ISBN 978-1-5386-2682-5. doi : 10.1109/IROS.2017.8206437. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/8206437/>.
- Homeyra Pourmohammadali. Design of a multiple-user intelligent feeding robot for elderly and disabled. Master’s thesis, University of Waterloo, 2007.
- P. D. Roberts. *Robot Motion and Control 2009*, volume 396. Springer, 2009. ISBN 978-1-84882-984-8. doi : 10.1007/978-1-84882-985-5. URL <http://link.springer.com/10.1007/978-1-84882-985-5>.
- Statistics Canada. Disability in Canada : initial findings from the Canadian Survey on Disability : fact sheet. Technical report, Social and Aboriginal Statistics Division, 2013. URL <http://www.publications.gc.ca/site/eng/454412/publication.html>.

## Chapitre 3

# Développement du mécanisme

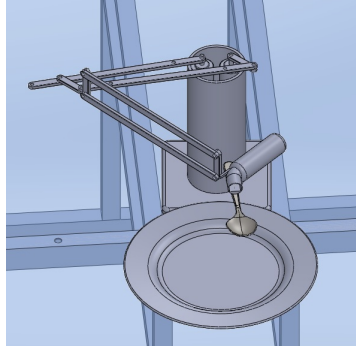
La sélection de la configuration du prototype a été réalisée suivant un processus itératif. Différents montages rudimentaires ont été assemblés et présentés à l'équipe d'ergothérapeutes afin d'obtenir un prototype qui répond aux besoins des personnes vivant avec des troubles de mouvement aux membres supérieurs. Cette section est un complément à l'information présentée dans l'article du chapitre 2. Cela permet de présenter en détail des informations pertinentes à la compréhension du cheminement et du choix de conception du mécanisme.

### 3.1 Sélection d'une architecture

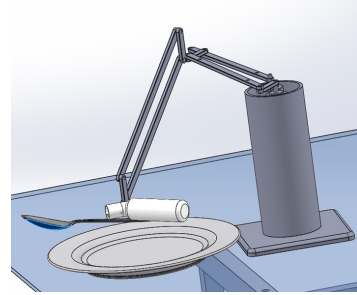
Dans le cadre de ce projet, plusieurs types de mécanismes ont été étudiés afin d'être comparés pour choisir la meilleure configuration possible. Pour commencer, des modélisations ont été réalisées afin d'illustrer les idées préliminaires. Parmi les premières ébauches, on retrouve le mécanisme illustré à la Fig. 3.1. Celui-ci présente une base cylindrique verticale, déposée sur la table, sur laquelle le mécanisme est fixé. L'amortisseur correspondant au deuxième degré de liberté (dans le plan horizontal) peut être positionné à la base grâce à l'ajout de barres entre la base et le coude. Cela permet de positionner les amortisseurs des mouvements gauche-droite et avant-arrière, à l'intérieur de ce volume. La hauteur de cette base cylindrique est d'environ 20 cm, ce qui correspond à la demi-hauteur entre la table et la bouche de l'utilisateur. Cette configuration permet de maximiser la portée verticale des membrures, en augmentant la hauteur du point d'attache, et de minimiser la longueur des barres utilisées. L'orientation de la cuillère, par rapport au plan de la table, est maintenue constante dans cette architecture grâce au mécanisme à quatre barres utilisé entre le coude et la cuillère. La cuillère peut pivoter de gauche à droite, ce qui peut s'avérer utile pour exécuter certains mouvements avec plus de dextérité. Par contre, cette liberté additionnelle peut aussi nuire à l'efficacité de l'amortissement lors de mouvements involontaires, ce qui nécessiterait un quatrième amortisseur à l'effecteur pour régler ce défaut. Un autre défaut est que l'amortisseur pour l'élévation (mouvement haut-bas) doit être positionné au niveau de l'articulation du coude (non présenté sur



l'illustration). Cela a comme impact négatif un sur-dimensionnement des membrures à la base et une augmentation de l'inertie du mécanisme, dûs à cette masse ajoutée. Un autre inconvénient à ce mécanisme est son apparence potentiellement imposante rendant son acceptabilité sociale plus difficile.



(a) Vue de face



(b) Vue de côté

FIGURE 3.1 – Première modélisation de l'assistance à l'alimentation. Le point d'attache sur-élevé permet de minimiser la longueur des barres nécessaire pour atteindre la bouche.

Ensuite, afin de mieux comparer les architectures, des prototypes préliminaires ont été assemblés. L'utilisation de montages rudimentaires permet d'avoir un aperçu rapide du comportement et de la facilité à contrôler un mécanisme en particulier. Par exemple, un premier montage réalisé est basé sur le modèle présenté précédemment (Fig. 3.1). Pour l'essai, certaines simplifications sont apportées, telles que de simples articulations utilisant des pivots, un profit abaissé (sans la base cylindrique) et aucun amortisseur. Le montage est illustré à la Fig. 3.2. Il présente une première articulation autour de l'axe vertical au niveau de la base, deux axes de rotation au niveau du coude (un axe vertical et un axe horizontal) et un dernier axe vertical de rotation au niveau de la cuillère. Le mécanisme est ainsi plus compact, mais la première membrure risque maintenant d'interférer au niveau de l'assiette lors de certains mouvements. Le mécanisme est réversible pour une personne gauchère ou droitère simplement en positionnant la première membrure dans la direction opposée. Les mouvements du mécanisme sont très prometteurs, ils permettent d'exécuter les déplacements nécessaires à l'alimentation facilement tout en présentant une architecture compacte. Par contre, deux des trois amortisseurs devront être placés au niveau du coude du mécanisme, soit un pour le mouvement latéral et un pour l'élévation, de même qu'un quatrième au niveau de la cuillère pour son mouvement gauche-droite. Les membrures devront être dimensionnées pour supporter ces amortisseurs. Cet ajout de masse pourrait avoir un impact négatif sur l'équilibre du mécanisme ainsi qu'augmenter l'inertie lors de déplacements. L'utilisation d'un parallélogramme pour la membrure d'élévation permet de maintenir l'orientation horizontale de l'ustensile peu importe la position.



FIGURE 3.2 – Prototype préliminaire présentant un degré de liberté au niveau de la base, deux au niveau du coude et un quatrième au niveau de l’attache ustensile.

Une architecture similaire est présentée à la Fig. 3.3. Dans ce cas, les deux membrures ont été inversées. La membrure horizontale se déplace maintenant en hauteur. Cette nouvelle configuration a pour principal avantage de positionner deux axes de rotation à la base, ce qui permettrait de placer un seul amortisseur au niveau du coude. En pratique, le contrôle de ce mécanisme semble par contre être moins fluide que la configuration précédente. Étant donné que la membrure horizontale doit maintenant être supportée par la première membrure, la masse à déplacer pour monter/descendre est maintenant plus grande. Cette masse ajoutée influence négativement le comportement de l’assistance dans le mouvement haut-bas.

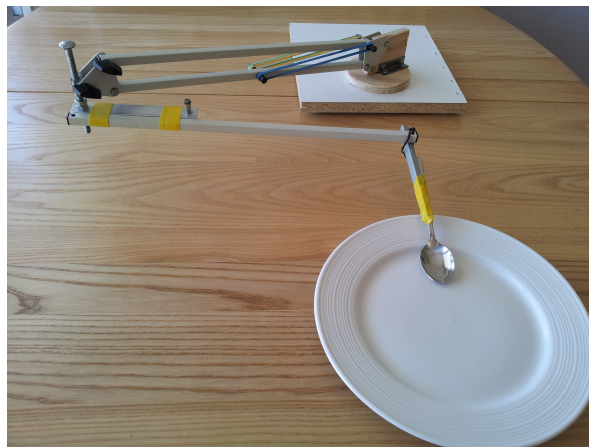
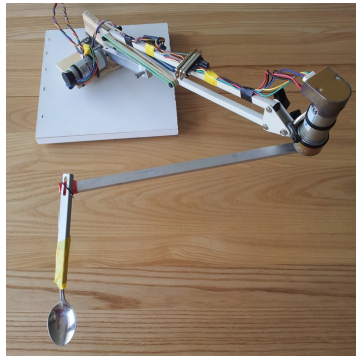


FIGURE 3.3 – Prototype pour lequel la première membrure sert à modifier la hauteur de la cuillère tandis que la deuxième membrure reste dans un plan horizontal. Seule une rotation autour de l’axe vertical est possible au niveau du coude.

Encore une fois, la cuillère est maintenue horizontale pour limiter les renversements de nourriture. Cependant, l’élévation du mécanisme est limitée par la longueur des barres de la première

membre. À la Fig. 3.4, des moteurs ont été installés sur le prototype afin de mesurer le couple aux articulations produit par les mouvements d'un bras lors des mouvements liés à l'alimentation.



(a) Mécanisme en position basse



(b) Mécanisme en position élevée

FIGURE 3.4 – Prototype pour lequel la première membrure sert à modifier l'élévation sur lequel des moteurs ont été installés afin d'en mesurer les forces nécessaires pour amortir les mouvements saccadés.

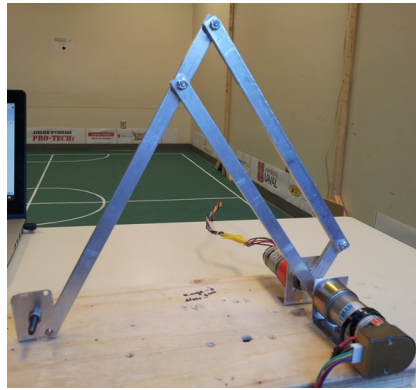
Une autre version présentée à la Fig. 3.5 place deux articulations à la base et une au coude afin de former une configuration verticale. Celle-ci libère complètement l'espace de part et d'autre de l'assiette. Par contre, il manque dans la configuration présentée le maintien de l'orientation de la cuillère qui pourrait être ajouté par un système de barres supplémentaires.



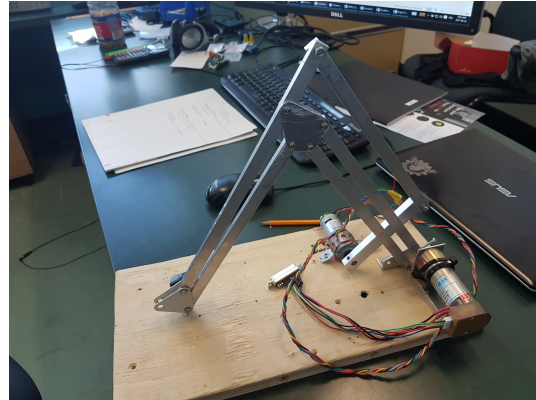
FIGURE 3.5 – Configuration préliminaire verticale de l'aide à l'alimentation

On peut ajouter à la configuration de base de la Fig. 3.5 une série de barres tel que présenté en (a) de la Fig. 3.6. Ces barres permettent de ramener l'actionneur du coude à la base du bras. Cela permet de réduire la dimension des membrures et de concentrer le poids à la base. Une deuxième série de barres présentée en (b) de la Fig. 3.6 sert à maintenir la cuillère horizontale. Ces barres de maintien sont mises en évidence à la Fig. 3.8.

Une fois le mécanisme préliminaire déterminé, une modélisation permet de mieux intégrer chacun des éléments nécessaires tel qu'illustré à la Fig. 3.7



(a) Positionnement des actionneurs à la base.



(b) Mécanisme avec barres pour le maintien de la cuillère

FIGURE 3.6 – Ajout des barres permettant le positionnement à la base du moteur servant à entrainer la seconde membrure ainsi que les barres permettant de maintenir la cuillère horizontale indépendamment de la position du mécanisme. On peut voir le positionnement de deux actionneurs, le troisième permettant les mouvement gauche-droite n'est pas sur ce prototype préliminaire.

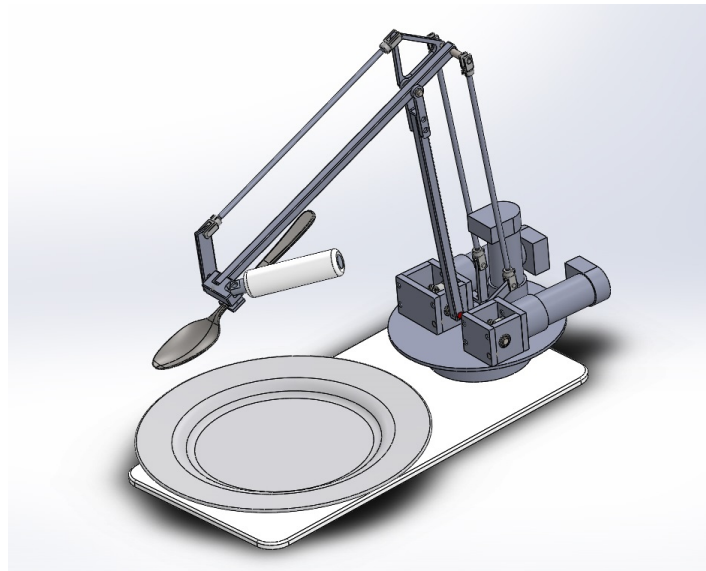


FIGURE 3.7 – Modèle du bras d'assistance, on remarque la présence de trois moteurs à la base. Ceux-ci remplacent les amortisseurs passifs de la première itération du prototype

Le bras d'assistance est installé sur une plateforme déposée sur la table. La plateforme rectangulaire permet l'installation de serre-joints ou de pinces pour fixer le système à la bordure de la table. Cette méthode de fixation a pour avantage de pouvoir se fixer sur une table peu importe sa dimension. La base du bras est fixée directement devant l'utilisateur de manière à libérer l'espace de part et d'autre de l'assiette. La plateforme évite aussi le basculement du prototype accidentel vers l'utilisateur dans le cas d'une mauvaise utilisation.

L'effecteur avec la poignée et la cuillère sont maintenus à un angle constant par des barres fixées à la base, mises en évidence à la Fig. 3.8. Cela a pour objectif de minimiser les renversements de nourriture lors de mouvements incoordonnés.

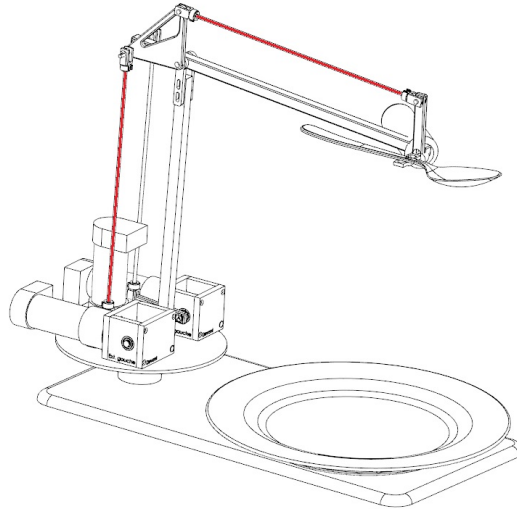


FIGURE 3.8 – Barres attachées à la base et à l'effecteur pour maintenir la cuillère horizontale.

## 3.2 Architecture choisie

Enfin, l'architecture avec le plus grand potentiel a été sélectionnée pour produire le prototype passif présenté dans l'article du chapitre 2. Celle-ci permet de maintenir l'orientation de la cuillère, offre une configuration compacte et permet de positionner tous les amortisseurs à la base. L'architecture est visible sur la version passive à la Fig. 3.9.

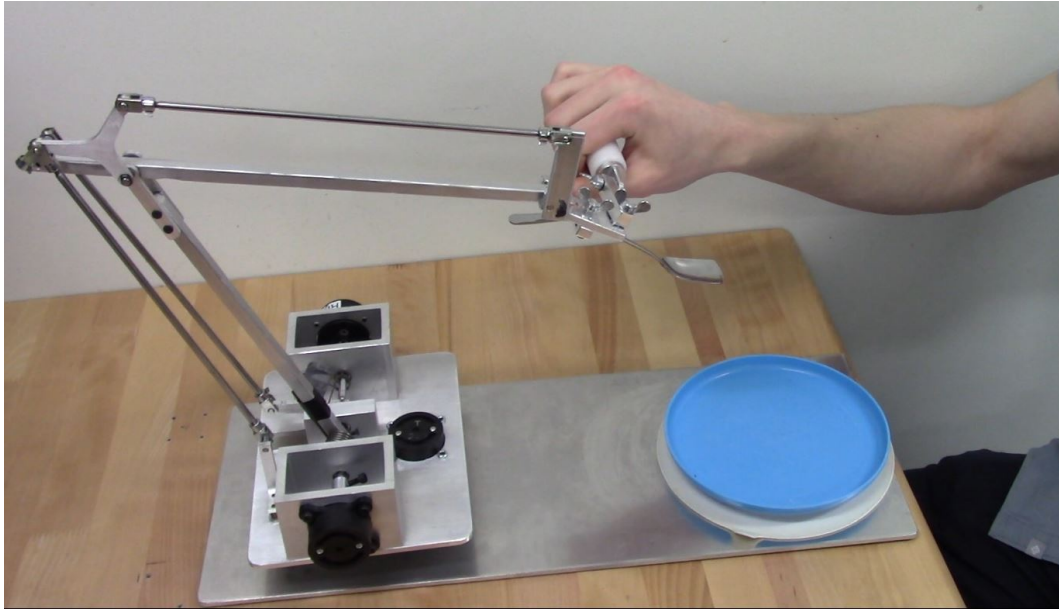


FIGURE 3.9 – Photo du prototype passif présentant l'architecture sélectionnée.

## Chapitre 4

# Preliminary Design of an Active Stabilization Assistive Eating Device for People Living with Movement Disorders

### 4.1 Résumé

Dans ce deuxième article, la version mécatronique du prototype de l'aide à l'alimentation est présentée. Cette assistance destinée aux personnes vivant avec des troubles de mouvement aux membres supérieurs utilise la même structure mécanique que le premier prototype présenté dans le Chap. 2. Dans cette nouvelle version, les amortisseurs rotatifs passifs sont remplacés par des moteurs électriques. L'amortissement se fait maintenant de manière active en utilisant des moteurs, des capteurs et un microcontrôleur. L'avantage principal de cette version est la possibilité d'implémenter des algorithmes permettant un amortissement variable en fonction du type de mouvement et un ajustement flexible pour répondre au besoin d'un utilisateur en particulier. Le coefficient d'amortissement peut être automatiquement réduit lors de mouvements lents et contrôlés, tandis que l'amortissement peut être augmenté lors de mouvements rapides et brusques. Cette assistance à l'alimentation active a été testée par des sujets sains afin de vérifier le fonctionnement et d'en ressortir les problèmes potentiels qui pourraient nuire à son utilisation par une personne présentant des incoordinations aux membres supérieurs. Dans l'article, on présente brièvement le mécanisme, puis il est question de la méthode d'amortissement active. Ensuite, l'équipement électronique et les algorithmes implantés sont présentés, puis les expérimentations préliminaires avec des sujets sains.



## 4.2 Abstract

This paper presents the development of a new active assistive eating device, which aims to stabilize the movements of people living with movement disorders, such as spasticity and ataxia. Many people living with upper-body incapacities are unable to eat on their own, due to movement disorders (ex. tremors, spastic motions, lack of muscular tone), resulting from various ailments like Cerebral palsy, Parkinson’s disease, Dystonia, Multiple sclerosis, strokes, and Muscular dystrophy). Our past work focused on the development of a purely mechanical device, which involved damping of the system via passive mechanical dampers. This paper extends said work by using active stabilization of user movements. The active assistance enables the design of intelligent algorithms that can assist human movements more efficiently. This active version has the benefits of being easily adjustable ; the level of damping can be adjusted in real-time, depending on the user movement ; different control modes are offered, and the guiding of user movements is also allowed. Firstly, the mechanical design of the device is presented, followed by the damping arrangement, the electronic design, the control algorithms and finally, the preliminary experiments are mentioned.

## 4.3 Introduction

Being able to eat without the assistance of a caregiver is a fundamental aspect of maintaining a sense of autonomy in one’s life. Unfortunately, many people living with movement disorders (ex. tremors, spastic motions, lack of muscular tone, contractures), caused by various medical conditions (ex. Cerebral palsy, Parkinson’s disease, Dystonia, Multiple sclerosis, strokes and Muscular dystrophy) cannot eat autonomously.

Over the years, different assistive technologies (AT) have been developed to aid people living with upper body disabilities. For instance, solutions to reduce the effect of tremors were presented ; such as intelligent spoons (e.g., Liftware Steady (Liftware)), adapted gloves (e.g., Weighted therapeutic glove (Hall Jr and Evans, 2003)) or adapted utensils. Simple mechanical systems were also designed to reduce the effect of uncoordinated movements of the arm (e.g., (Kozłowski, 2009), iEat (Assistive Innovations) and Nelson (Focal Meditech)). More sophisticated solutions, such as assistive robotic arms, which are normally operated through a control interface, such as a joystick, (e.g., JACO (Kinova), (Campeau-Lecours et al., 2017), (Maheu et al., 2011)) were also proposed to help patients during eating and performing various daily tasks. Autonomous robotic systems capable of bringing the food from the plate to the user’s mouth (e.g., iEatE device (Assistive Innovations), Winsford Feeder (North Coast Medical, 2011), OBI (Obi)) were also developed. More recent research work has also proposed the use of intelligent algorithms, combined with computer vision, to automate the eating sequence for assistive robotic arms (Herlant, 2016), along with the use of humanoid robots that autonomously feed the user, by detecting food and the user’s mouth via computer vision (Park et al.,

2017).

The objective of this project is to design an assistive eating device for people living with movement disorders (ex. spasms, dyspraxia, spasticity). Based on a review of solutions proposed commercially, and within the realms of scientific literature, we conducted focus groups comprising of rehabilitation researchers and occupational therapists from the Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration (CIRRI) and the CIUSSS de la Capitale Nationale, Quebec, Canada (Turgeon et al., 2019). It was revealed that the current solutions for these people were very limited, either because of the current AT functionality, or their cost. It was also revealed that it is very important that most of a user’s capacities are harnessed. For instance, even if autonomous robotic systems are able to feed the user with a single push of a button, they might not be good because they don’t take advantage of all of the user’s capacities. Indeed, some individuals living with movement disorders often have the capacity to move their arms in space, just not smoothly enough to eat autonomously. It is thus hypothesized that a system that would enable these individuals to eat autonomously, by stabilizing their motion, might be more appropriate, as they would encourage them to make maximum use of their existing motor skills. Towards that end, we have developed in previous work (Turgeon et al., 2019), a mechanical prototype allowing the user to stabilize their movements. The prototype has been developed through an iterative process, using a user-centered approach based on Design Thinking (Brown, 2009). The device is designed to be installed on a table, or a wheelchair tray, present in front of the user, with a plate situated between the mechanism’s base and the user. A standard utensil, as a spoon, is attached to the mechanism. As a result of this mechanism design, the spoon always remains parallel to the ground. Users operate the device by grasping the handle to move the spoon from the plate to their mouths. Mechanical inertia and dampers allow stabilization of the user’s motion, as these actions are carried out.

This paper extends aforementioned work by proposing a new prototype that uses active stabilization. Instead of passive mechanical dampers used in (Turgeon et al., 2019), actuators are used. The objective of using actuators is not to autonomously complete the movement for the user, but rather to assist them more efficiently. Active stabilization brings more movement assistance possibilities than passive assistance. In addition to being able to modify in real time, the damping or the inertia felt by the user as function of the user motion (that is detected in order to provide resistance to involuntary movements but not to voluntary movements), it should add more flexibility to the assistance, which is provided through the design of intelligent algorithms. This paper is structured as follows : the mechanism is first presented, followed by the system’s electronics ; then the damping and proposed algorithms are mentioned. Finally, preliminary experiments (performed with healthy subjects) are detailed to assess the prototype and guide the developments.

## 4.4 Mechanism

The device is designed to be installed on a table, or a wheelchair tray. A tray first supports the mechanical apparatus along with a bowl as shown in Fig. 4.1.

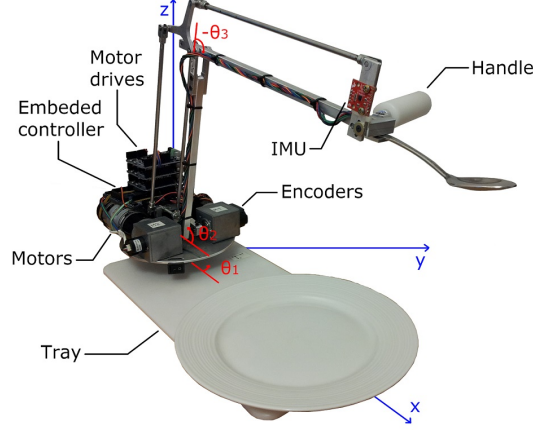


FIGURE 4.1 – Complete assembly of the active assistive device prototype. The user use the handle to perform the eating task. Motors are placed at the base of the mechanism.

The mechanical apparatus consists of an arm that is placed on a rotating base, which is in turn attached to the tray. The arm consists of an assembly of linkages forming parallelograms. This design, detailed in (Turgeon et al., 2019; Campeau-Lecours et al., 2018), allows placing all the dampers/actuators at the base of the mechanism which eradicates the need to support them. The mechanism has three degrees of freedom which allow performing three translations (X, Y and Z). The mechanism arrangement also ensures that the utensil is maintained in a constant orientation everywhere in the workspace, as shown in Fig. 4.2. The end-effector consists of a plastic handle (the interface to control the device) and a utensil fixation. Both the handle and the default spoon orientation can be adjusted as shown in Fig. 4.3.

### System modeling

In order to map the system's inputs (articular joints  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ ) in Fig. 4.1 to the system's output (Cartesian coordinates  $X, Y, Z$ ), the system kinematics is presented as follows. The relation between the Cartesian coordinates and the articular coordinates is defined as

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 c_1 + l_3 c_1 c_2 - l_4 c_1 s_2 s_3 + l_4 c_1 c_2 c_3 \\ l_1 s_1 + l_3 c_2 s_1 - l_4 s_1 s_2 s_3 + l_4 c_2 c_3 s_1 \\ l_3 s_2 + l_4 c_2 s_3 + l_4 c_3 s_2 + l_2 \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

where  $s_i$  stands for  $\sin \theta_i$  and  $c_i$  for  $\cos \theta_i$ . The parameters  $l_1, l_2, l_3$  and  $l_4$ , correspond to the length of the device, as defined in Fig. 4.2.

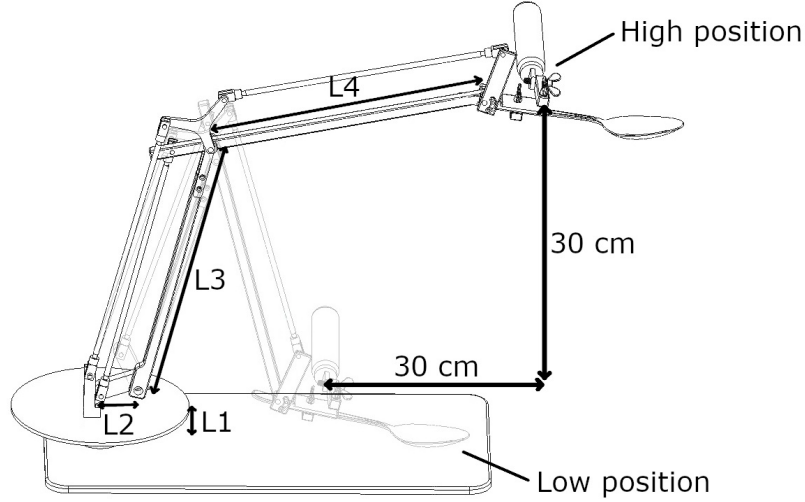


FIGURE 4.2 – Two different positions of the mechanism. The maximum reach from low (light gray) to high (black) positions is 30 cm horizontally and 30 cm vertically.

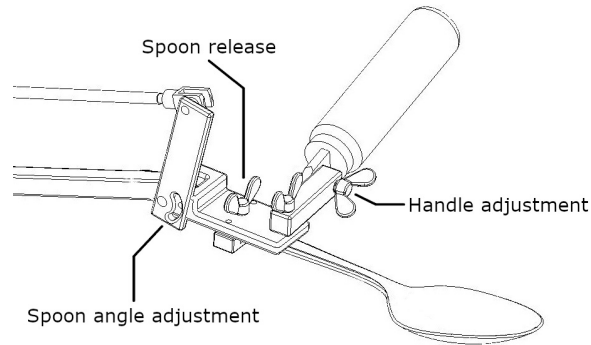


FIGURE 4.3 – Close up view of the handle and the utensil. Adjusting screws allow to select the default angle of the utensil and the orientation of the handle.

In order to map the system's input velocities (articular joints  $\dot{\theta} = [\dot{\theta}_1; \dot{\theta}_2; \dot{\theta}_3]$ ) to the system's output velocities (Cartesian  $\dot{\mathbf{x}} = [\dot{x}; \dot{y}; \dot{z}]$ ), the following relation is used

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}\dot{\theta} \quad (4.2)$$

where  $\mathbf{J}$ , the system's Jacobian, is defined as a 3x3 matrix :

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \mathbf{v}_1 & \mathbf{v}_2 & \mathbf{v}_3 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

where  $\mathbf{v}_1$ ,  $\mathbf{v}_2$  and  $\mathbf{v}_3$  are the following column vector :

$$\mathbf{v}_1 = \begin{bmatrix} l_4 s_1 s_2 s_3 - l_3 c_2 s_1 - l_4 c_2 c_3 s_1 - l_1 s_1 \\ l_1 c_1 + l_3 c_1 c_2 + l_4 c_1 c_2 c_3 - l_4 c_1 s_2 s_3 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

$$\mathbf{v}_2 = \begin{bmatrix} -c_1(l_3s_2 + l_4c_2s_3 + l_4c_3s_2) \\ -s_1(l_3s_2 + l_4c_2s_3 + l_4c_3s_2) \\ \left( s_1(l_3c_2s_1 + l_4c_2c_3s_1 - l_4s_1s_2s_3) \right) \\ \left( +c_1(l_3c_1c_2 + l_4c_1c_2c_3 - l_4c_1s_2s_3) \right) \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

$$\mathbf{v}_3 = \begin{bmatrix} -c_1l_4(c_2s_3 + c_3s_2) \\ -s_1l_4(c_2s_3 + c_3s_2) \\ c_1l_4(c_1c_2c_3 - c_1s_2s_3) + s_1(c_2c_3s_1 - s_1s_2s_3) \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

## 4.5 Damping

By using the handle, the objective is to allow the users to go from the plate to their mouth. The first level of assistance provided is maintaining the utensil parallel to the ground, as described in section 4.4. The second level is the stabilization of the users' movements (ex. in the presence of spasms, ataxia or dyspraxia). To that end, three general types of stabilization can be provided :

- Passive stabilization, through passive mechanical dampers and the addition of inertia. A previous version of the prototype, using three passive dampers (one for each joint  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\theta_3$ ) is presented in (Turgeon et al., 2019). The main advantage of this solution is its simplicity (no electronics) and low cost. However, it provides a resistance against all movements, no matter if they are voluntary or involuntary (ex. spasms).
- Semi-active stabilization uses electronic components ; but not active actuators that would be able to drive the system. These electronic technologies allow modifying the damping and inertia in real-time (through magnetorheological fluid, motors' counter electromotive force or inertia generators (Gosselin et al., 2014). The idea is to modify the inertia and the damping, in real-time, in function of the level of uncoordinated motions (ex. spasms or tremors) that are detected, in order to provide resistance to involuntary movements, but not to voluntary movements.
- Active stabilization uses actuators in order to provide assistance to the user. It adds even more possibilities to movement assistance. In addition to being able to modify, in real-time, the damping or the inertia felt by the user (as with semi-active solutions), it allows increased flexibility to the assistance, that is provided through the design of intelligent algorithms, as detailed in section 4.7.

Active stabilization is the solution presented in this paper. Three actuators ( $M1$ ,  $M2$ ,  $M3$ ) are used for this prototype ; one for each axis. The actuators are fixed to the base as shown in Fig. 4.4.

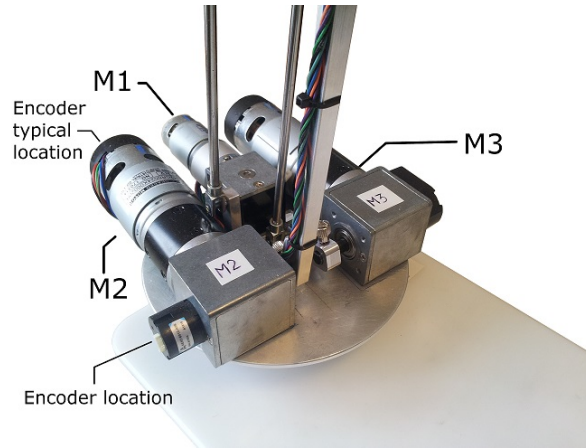


FIGURE 4.4 – View of the motor assembly, gearbox, transmission and encoders without the control electronic boards.

The main objective is to detect involuntary movements, in real-time, by using different sensors, and to provide movement assistance, with the help of these actuators.

## 4.6 Electronics, actuators and sensors

In order to achieve active stabilization, many components are required ; such as a microcontroller, actuators, drives, a power source, a user configuration interface and sensors. The overall block diagram is presented in Fig. 4.5.

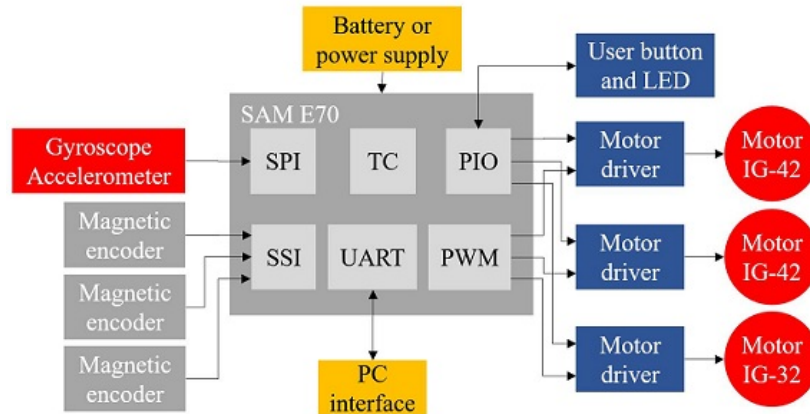


FIGURE 4.5 – Diagram showing electrical devices used in the prototype. Links between the input sensors (left), microcontroller, drivers and actuators (right), are shown.

### Embedded controller (MCU)

The device uses an Atmel's SAM E70 ARM Cortex-M7 core based microcontroller. It offers extensive computing power to allow execution of complex algorithms in real-time. Many em-

bedded peripherals are used for the assistive device. The Serial Peripheral Interface (SPI) is used to communicate with the accelerometer module. A custom Synchronous Serial Interface (SSI) is used to interface to the magnetic encoder sensors (4.6). The Peripheral Input/Output Controller (PIO) sends direction signal to the motor drivers, while the Pulse-Width Modulation (PWM) sends the desired current signal. Finally, the Universal Asynchronous Receiver-Transmitter (UART) is used to send data to, and receive data from, the computer development visualization interface. The embedded controller is used to measure the outputs of the sensors, control the actuators, execute the algorithms presented in section 4.7, and monitors the motor current to avoid overheating. This microcontroller runs at a 500Hz frequency.

## Actuators

The actuators are brushed DC motors (shown in Fig. 4.4) : two IG42CR0024 for joints  $\theta_2$  and  $\theta_3$  and a smaller IG32R0027 (Shayang Ye Industrial Co., Ltd.) for joint  $\theta_1$ . The actuators for joints  $\theta_2$  and  $\theta_3$  require more torque than the one for  $\theta_1$ , since the motion associated with these actuators is in the principal direction of use. It was determined experimentally that ideal gearbox and motor combination is a ratio between 18 :1 to 25 :1 in order to allow the use of a compact motor without increasing inertia and friction to an annoying level. Also, motor should rotate smoothly to avoid vibration into the mechanism movements. Motor and gearbox assembly should be selected with the low-cost objective in mind since those three motors represent the main critical parts of the device. Output torque needed to dampen the spasms is between 1.0 to 2.5 Newton-meter. The actuators are attached to a 24 :1 gearbox to provide the required torque for the application. The IG42CR0024 assembly is rated 24V, with a rated torque of 0.8Nm at 240 RPM. The required joint torque capacities were determined thanks to the previous passive version (Turgeon et al., 2019). A right angle transmission is used in order to reduce the overall size by placing motor assembly toward the rear of the device.

## Actuator drives

The actuator drives are H-Bridge, (SHIELD-MD10 by Cytron Technologies), controlling output voltage from power source to motor winding by PWM. The driver can deliver current of up to 10A continuous and 15A peak to the motor. By controlling the duty cycle (PWM) of the voltage applied to the motor winding, the applied current is approximately controlled since the motor is mainly stationary (presents a constant impedance). This current is proportional to the applied torque at the gearbox output neglecting loss in the motor and gearbox.

## Power source

The device uses a 24V DC power source. It can either be powered from an outlet or from a battery pack. Because the mechanism supports itself (thanks to static balancing achieved

with springs) Turgeon et al. (2019), actuators are not required to support the mechanism’s weight, which helps in reducing energy consumption. The system requires 3 Watts when it is stationary and up to 20 Watts for important spasms.

## PC interface

A graphical interface is used to measure the prototype’s efficiency and adjust control values. The interface is not required to use the system, but it presents a visualization of the system parameters for development and validation purposes.

## Sensors

Sensors are used to measure the arm displacement in order to detect involuntary movements, and to provide feedback to the control system.

## Encoder

Encoders are used to measure the position of joints  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  and  $\theta_3$ . They are based on magnetic technologies. The model is AEAT-6012 from Avago Technologies. They offer an absolute angle measurement from 0 to 360° with 12 bit resolution (equivalent of 0.0879°).

Classically, encoders would be placed directly on the motor as shown in Fig. 4.4. However, free play in the gearbox assembly decreases precision of the effector’s measured trajectory, when they are placed there. Therefore, the encoders have instead been placed on the transmission assembly’s output shaft (the shaft directly linked to the arm) as in Fig. 4.4. In the current configuration, Cartesian resolution is approximately 0.70mm (at mid-range ; varies with the mechanism’s position). Cartesian position and velocity can be determined with Eq. 4.1 and 4.2.

## Inertial Measurement Unit (IMU)

An Inertial Measurement Unit (IMU) (model LSM9DS1), composed of three accelerometers and three gyroscopes is placed at the end effector. It allows measuring acceleration in three directions, ( $x$ ,  $y$  and  $z$ ) of the effector movement. The gyroscope is only used for left to right movement (axis 1) due to the sensor placement. The combined movement of the two other axes does not allow correct measurement of each rotation axis independently. The accelerometer has a  $\pm 4g$  range, with a resolution of 0.0001g. The relation between the articular accelerations and Cartesian accelerations is given as :

$$\mathbf{J}\ddot{\theta} = \dot{\mathbf{t}} - \dot{\mathbf{J}}\dot{\theta} \quad (4.7)$$



## 4.7 Algorithms

This section presents different algorithms that can be used in order to stabilize the user's movements. The inputs of the algorithms are the sensor measurements and their outputs are the current values sent to the actuators.

### Data fusion

A Kalman filter data fusion scheme is used to merge information from the encoders and the accelerometers, to reduce measurement errors. The data fusion is performed in the Cartesian frame  $X_0Y_0Z_0$  and all the measurements are thus transposed in that frame. The joint angles are obtained with the encoders and the joint velocities are obtained by deriving this signal. Both the Cartesian positions and velocities are then found by using Eqns. 4.1 and 4.2. The linear accelerations, obtained from the accelerometers, are measured in the Cartesian end effector frame, and must be converted to the Cartesian frame  $X_0Y_0Z_0$ . Angle  $\theta_1$  is first used to realign the end effector and the base frame  $X$  axes. Then, the inclination of the sensor in the mechanism movement plane  $XZ$  has to be compensated for. This inclination is obtained thanks to a specific fusion scheme between the accelerometers and gyroscopes. High pass filters are then applied to the resulting acceleration measurements, in order to remove the constant effect of gravity, and to compensate for the possible incline of the assistive device (ex. if the table is not to the level).

Next, a Kalman filter uses aforementioned measurements to estimate the current state of the arm. The following vector contains the state, which consists of the velocity and acceleration of the end effector :

$$\mathbf{X} = \left[ \dot{x} \ \dot{y} \ \dot{z} \ \ddot{x} \ \ddot{y} \ \ddot{z} \right]^T \quad (4.8)$$

where  $\dot{x}, \dot{y}, \dot{z}$  are the Cartesian velocities and  $\ddot{x}, \ddot{y}, \ddot{z}$  the accelerations. The equations used in prediction of the filter are :

$$\dot{x}(k) = \dot{x}(k-1) + \ddot{x}(k-1)\Delta t \quad (4.9)$$

where the velocity  $\dot{x}(k)$  corresponds to the sum of the last step velocity  $\dot{x}(k-1)$  and the product of the last step acceleration  $\ddot{x}(k-1)$  multiplied by the time step. and where  $\ddot{x}(k) = a_x$  from the accelerometer and  $\dot{x}(k) = \theta_x$  are obtained by derivating the encoder's signal.

### Cartesian velocity based damping

The first algorithm reacts to the arm's velocity, similarly to a passive mechanical damper. However, one of the challenge with passive damping is that the damping is constant and is at the articular level. The effective Cartesian damping is thus highly dependant on the configuration of the mechanism, which can lead to an intuitive damping behaviour in the mechanism's

workspace (for instance the damping in the vertical direction ( $z$ ) being ten times more important than the forward direction ( $x$ ) in some configurations). Thanks to the flexibility of the active solution, the damping on each joint can be modified in real-time, in order to enable a constant Cartesian damping value throughout the mechanism workspace.

The articular damping is defined as :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{D}\dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (4.10)$$

where  $\boldsymbol{\tau} = [\tau_1 ; \tau_2 ; \tau_3]$ ,  $\boldsymbol{\theta} = [\theta_1 ; \theta_2 ; \theta_3]$  and  $\mathbf{D}$  is a 3x3 matrix. where  $d_1$ ,  $d_2$  and  $d_3$  represents the damping for each joints. The Cartesian damping is defined as :

$$\mathbf{f} = \mathbf{C}\dot{\mathbf{x}} \quad (4.11)$$

where  $\mathbf{f} = [f_1 ; f_2 ; f_3]$ ,  $\mathbf{x} = [x ; y ; z]$  and

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} c_x & 0 & 0 \\ 0 & c_y & 0 \\ 0 & 0 & c_z \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

where  $c_x$ ,  $c_y$  and  $c_z$  represent the damping for each Cartesian direction. The relation between the torque at the articular level and the Cartesian force is given by :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}^T \mathbf{F} \quad (4.13)$$

Combining equations 4.11 and 4.13 leads to

$$\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} = \mathbf{J}^T \begin{bmatrix} c_x & 0 & 0 \\ 0 & c_y & 0 \\ 0 & 0 & c_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{z} \end{bmatrix} \quad (4.14)$$

Then, combining equations 4.2 and 4.14 leads to

$$\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} = \mathbf{J}^T \begin{bmatrix} c_x & 0 & 0 \\ 0 & c_y & 0 \\ 0 & 0 & c_z \end{bmatrix} \mathbf{J} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}^T \mathbf{C} \mathbf{J} \dot{\boldsymbol{\theta}}$$

And thus

$$\mathbf{D} = \mathbf{J}^T \mathbf{C} \mathbf{J} \quad (4.16)$$

Matrix  $\mathbf{D}$  in Eqn. 4.16, combined with Eqn. 4.10, allows the provision of the desired Cartesian damping. In the equations, the Cartesian damping was set to different values for each axis ( $x$ ,  $y$  and  $z$ ), for the sake of generality but they would normally be equal for each axis.

## Cartesian inertia and damping stabilization

In the last section, a Cartesian damping algorithm was presented. In this section, the algorithm is extended to add virtual inertia to counter not only the device velocity, but also its acceleration. The Cartesian equation is

$$\mathbf{f} = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{x}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{x}} \quad (4.17)$$

where  $\mathbf{M}$  is the virtual mass coefficient matrix and  $\mathbf{C}$  is the virtual damping matrix. This equation can be transformed to joint torques, similar to the last section with Eqn. 4.13.

The main issue when only damping is used is that it provides resistance once the movement is started. The motivation to add inertia is to react against a movement more quickly ; as soon as it is started. Another advantage of the active solution is that the virtual damping and inertia can be adjusted in real time (Lecours et al., 2012; Campeau-Lecours et al., 2016) based on the detected user intention ; this would not be possible with a passive system. The virtual mass and damping coefficients could, for instance, be increased specifically when the acceleration rate is higher than a given level, or when the acceleration derivative (jerk) is over a given threshold. Machine learning algorithms could also eventually be used in order to recognize the starting of an undesired motion, so that the damping and inertia can be quickly adjusted. To work towards that goal, we have performed eating tests with healthy subjects, where sensors were attached to the participants' hand. In the experiments presented at the end of this paper 4.8, we compared the performance of the different damping techniques in a realistic eating scenario to measure the advantage of the active mechanism over the passive version.

## Cartesian impedance stabilization

The preceding two techniques allow free motion in space. It could, however, be interesting to still allow the user to move in space wherever he/she wants, while constraining the utensil from automatically coming back to a given position. The proposed method allows the caregiver to set two points in the device workspace (ex. the plate or the user's mouth). By pressing a button, the user can toggle between the different points, so that the robot can automatically reach the appropriate point. The challenge, however, is that once the device reaches said point, the user must still be able to move it around that point (for instance, to pick the food he/she wants). To that end, a Cartesian impedance controller, which extends the one presented in Eqn. 4.17 is proposed where a rigidity matrix has been added, so that the end effector gets attracted to the desired position  $x_d$ .

$$\mathbf{f} = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{x}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{x}} + \mathbf{K}\mathbf{x} - \mathbf{x}_d \quad (4.18)$$

## Movement constraint

With the three preceding techniques, the user is free to move the device anywhere in its workspace (even if it might be attracted to specific points). A feature suggested by two occupational therapists, who were consulted for the project, is to constrain the user movement to specific areas in the workspace.

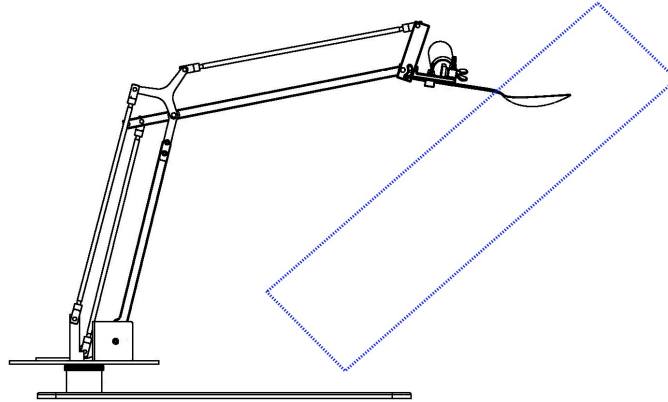


FIGURE 4.6 – Restriction technique limiting movements to a 3D cylindrical zone, outside of which they are heavily damped.

For instance, as shown in Fig. 4.6, the user’s motion in the plate, and to a narrow zone going from the plate to the user’s mouth, is restricted. In this implementation, movements within the allowed zone are slightly damped, while movements outside the zone are highly damped. This constrains movement mainly in the desired zone, which should simplify control for the user, since it would restrict the possible motions and he/she would not be preoccupied by uncoordinated motions toward those zones.

## 4.8 Experimental validation

This section presents the experimental protocol along with the experiment’s results.

**Methods and Results** The main objective was to validate the design choices and to compare the performance between different implementation conditions. Four conditions were tested with two prototypes : 1) a mechanical prototype using mechanical dampers (Turgeon et al., 2019), and the mechatronic prototype detailed in this paper with 2) active Cartesian damping (section 4.7), 3) Cartesian impedance (section 4.7), 4) Movement constraint (section 4.7). For each condition, the experiment consisted to eat five bites of an apple puree with the assistive device. For the mechatronic prototype, participants were not told which condition was used and the order was varied between subjects. Four healthy participants, members of the research group, aged between 22 and 46, participated in the experiments. After each condition, participants were asked 1) “Could you efficiently complete the tasks using this condition ?” and

2) “Do you like using this condition?”. The results are shown in Table 4.9. An interview was also performed at the end of the experiments. Data was collected during the task from a force sensor placed at the handle (ATI Mini-45) and an inertial measurement unit (XSENS) placed on the participants’ hand. The results shown in Figs. 4.7 and 4.8.

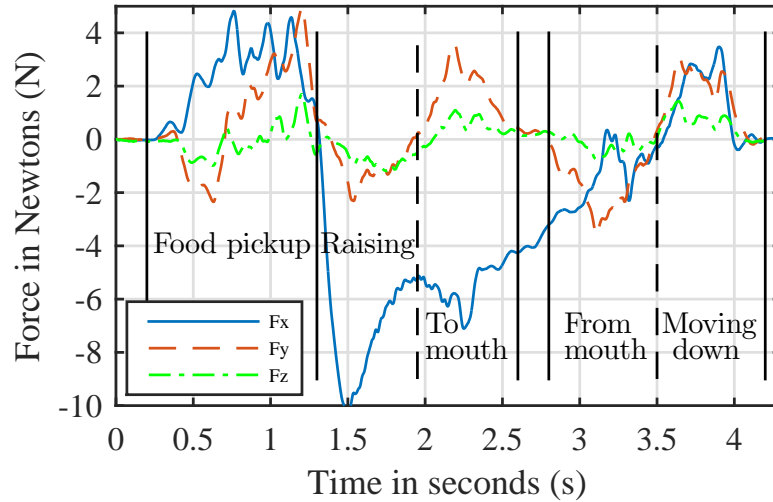


FIGURE 4.7 – Force measured at the handle with active Cartesian damping condition for each phase of the eating sequence.

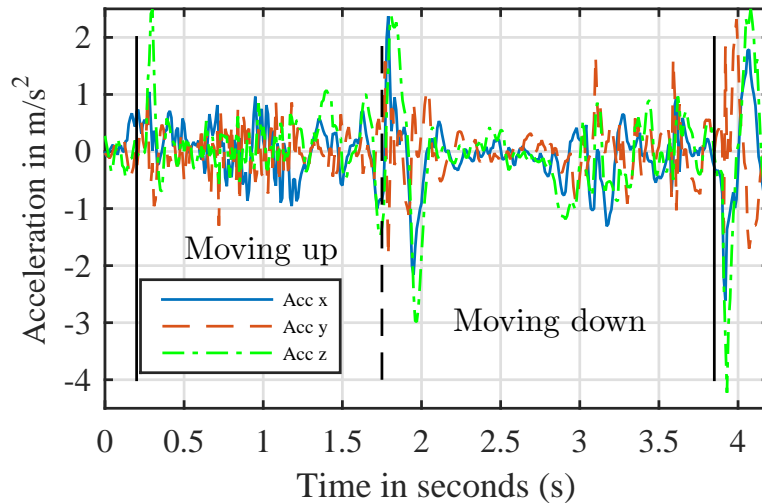


FIGURE 4.8 – Acceleration measurements without gravity measured at user’s hand for each phase of the eating sequence.

**Discussion** This paper has presented an active stabilization assistive eating device for people living with movement disorders. The development of the prototype along with different implementation conditions were presented. Experiments were then performed to assess the per-

FIGURE 4.9 – Answers from four subjects, members of the research group, about the assistive device’s efficiency and the user experience.

		Mean	Entirely disagree (1)	Mostly disagree	Neutral	Mostly agree	Entirely agree (5)	
Passive	Efficiency	3.0		●●		●●		
	User-friendly	3.3		○	○	○○		
Active prototype	No damping	Efficiency	3.3	●	●	●●		
		User-friendly	3.5			○○	○○	
	With damping	Efficiency	3.0	●	●●		●	
		User-friendly	3.3		○○○		○	
	With guide	Efficiency	4.0			●●		●●
		User-friendly	3.5		○○			○○

formance of the prototype and to find improvements for future developments. Subjective evaluations, performed by four participants, are shown in Table 4.9. They show a mixed response between conditions 1), 2) and 3) and a general preference for condition 4). With condition 1 (mechanical damping), the main challenge that was reported was that the device was difficult to control near the base where damping on a given joint can be much higher than another joint. This is due to the fact that the damping is acting on each joint independently and because that configuration is close to a singularity. The mechanical dampers also present a deadzone where movements within  $\sim 5^\circ$  are not damped and which leads to an awkward behavior. With conditions 2, 3, 4, the control near the base was reported to be more intuitive because of the Cartesian damping where the actuators work together to provide an equal damping/inertia. Thanks to the motors’ feedback, the deadzone present with mechanical dampers was not an issue. The main disadvantage of the active version, however, was that the chosen motors have the downside of producing small vibration during use due to small number of poles and their placement. This effect was partially compensated by a fixed minimal current in the winding while moving. Two participants also suggested that the damping should be varied in function of the abruptness of the movement (low damping for steady movements and high damping for abrupt movements), which is possible with the sensors and actuators.

Finally, in general, the users preferred the last condition (4), with the movement constraint. It was reported that this feature allowed to guide the movement and reduce the amount of effort (both physically and cognitively) to perform the movement.

**Limitations** While it has been shown that such small samples ( $n=4$ ) are enough to document the usability of assistive devices (Virzi, 1992), it is important to remain cautious in the analysis of the results. More importantly, the experiments were performed with healthy subjects, which are not the end users of this technology but they provide valuable insights on possible

improvements.

## 4.9 Conclusion

The active version of the assistive device presented in this article showed many benefits. By using motors to act as dampers and adding multiple sensors, the increased flexibility of the device allow better customization to the users. It is hypothesized that it will allow users to eat by themselves more easily and reduce the caregiver workload. Compared to an assistive robot able to feed the user autonomously, the main advantage of the proposed device is that it allows to take advantage of the user's ability. Future work includes the design of intelligent adaptive damping strategies able detect voluntary and involuntary movements and to adjust the level of damping in function of the category and severity of movements that are detected. Additional sensors will be considered to better understand the user behaviour (e.g. torque sensors at each joint) and the suggestions received during the experiments will be brought to improve the prototype.

## Acknowledgment

This work is supported by the Fonds de recherche Québec Nature et Technologies (FRQNT 2019-NC-253352) and funding provided by the Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRRS)

## 4.10 Bibliographie

Assistive Innovations. ieat. [www.assistive-innovations.com/en/eatingdevices/ieat-feeding-robot](http://www.assistive-innovations.com/en/eatingdevices/ieat-feeding-robot). Accessed : 2018-10.

Tim Brown. Change by design. 2009.

Alexandre Campeau-Lecours, Martin JD Otis, and Clément Gosselin. Modeling of physical human-robot interaction : Admittance controllers applied to intelligent assist devices with large payload. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 13(5) :1729881416658167, 2016.

Alexandre Campeau-Lecours, Hugo Lamontagne, Simon Latour, Philippe Fauteux, Véronique Maheu, François Boucher, Charles Deguire, and Louis-Joseph Caron L'Écuyer. Kinova modular robot arms for service robotics applications. *International Journal of Robotics Applications and Technologies (IJRAT)*, 5(2) :49–71, 2017.

Alexandre Campeau-Lecours, Philippe Turgeon, Thierry Laliberté, and Francois Routhier. Feeding assistance apparatus, 2018.

- Focal Meditech. Nelson. [www.focalmeditech.nl/en/content/nelson](http://www.focalmeditech.nl/en/content/nelson). Accessed : 2018-11.
- Clément Gosselin, Alexandre Lecours, Thierry Laliberté, and M Fortin. Design and experimental validation of planar programmable inertia generators. *The International Journal of Robotics Research*, 33(4) :489–506, 2014.
- Bruce L Hall Jr and Nathan Wayne Evans. Weighted therapeutic glove, April 29 2003. US Patent 6,553,574.
- Laura V Herlant. Algorithms, implementation, and studies on eating with a shared control robot arm, 2016.
- Kinova. [www.kinovarobotics.com](http://www.kinovarobotics.com). Accessed : 2018-10.
- Krzysztof Kozłowski. *Robot Motion and Control*. Springer, 2009.
- Alexandre Lecours, Boris Mayer St-Onge, and Clément Gosselin. Variable admittance control of a four-degree-of-freedom intelligent assist device. In *ICRA*, pages 3903–3908, 2012.
- Liftware. Liftware steady. [www.liftware.com/steady](http://www.liftware.com/steady). Accessed : 2018-10.
- Veronique Maheu, Philippe S Archambault, Julie Frappier, and François Routhier. Evaluation of the jaco robotic arm : Clinico-economic study for powered wheelchair users with upper-extremity disabilities. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on*, pages 1–5. IEEE, 2011.
- North Coast Medical. Winsford feeder. [www.ncmedical.com/wp-content/uploads/2011/07/Winsford-Broch\\_web\\_0611.pdf](http://www.ncmedical.com/wp-content/uploads/2011/07/Winsford-Broch_web_0611.pdf), 2011. Accessed : 2018-10.
- Obi. [meetobi.com](http://meetobi.com). Accessed : 2018-10.
- Daehyung Park, Hokeun Kim, Yuuna Hoshi, Zackory Erickson, Ariel Kapusta, and Charles C. Kemp. A multimodal execution monitor with anomaly classification for robot-assisted feeding. In *2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 5406–5413. IEEE, sep 2017. ISBN 978-1-5386-2682-5. doi : 10.1109/IROS.2017.8206437. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/8206437/>.
- Philippe Turgeon, Michaël Dubé, Thierry Laliberté, Philippe S. Archambault, Véronique Flaman, François Routhier, and Alexandre Campeau-Lecours. Mechanical design of a new device to assist eating in people with movement disorders. In *Assistive Technology Journal*, 2019.
- Robert A Virzi. Refining the test phase of usability evaluation : How many subjects is enough ? *Human factors*, 34(4) :457–468, 1992.



# Conclusion

L'objectif de ce projet de maîtrise consistait à développer une aide à l'alimentation pour les personnes vivant avec des troubles de mouvement aux membres supérieurs (spasmes, ataxie, dystonie). En effet, ces personnes peuvent avoir de la difficulté à s'alimenter de manière autonome et, tel qu'il a été établi, les systèmes d'assistances présentement disponibles ne répondent pas bien aux besoins de cette population. Pour atteindre cet objectif, une revue des systèmes existants a été réalisée afin d'étudier les mécanismes et systèmes d'amortissement. Ensuite, deux prototypes ont été réalisés. Le premier est entièrement passif et a permis de valider le fonctionnement du mécanisme et d'obtenir une mesure de la performance potentielle. Les essais préliminaires avec des utilisateurs potentiels se sont montrés très encourageants. Ensuite, le deuxième, prototype intégrant des moteurs et des capteurs, a permis de tester le potentiel d'une assistance intelligente qui s'adapte au besoin de chaque utilisateur. Cette version fut présentée à des sujets sains pour en faire ressortir les avantages et inconvénients, pour ensuite avoir une idée des améliorations à apporter pour un usage quotidien.

Les travaux futurs consisteront à continuer le développement de la version passive et de la version active afin d'en améliorer le fonctionnement, puis d'évaluer ces versions de manière itérative en milieu clinique afin de guider les développements. Les travaux d'ingénierie réalisés s'inscrivent également dans un programme de recherche de plus grande envergure visant à développer différents systèmes d'aides techniques. Les connaissances acquises dans ce projet serviront donc grandement à l'élaboration de futurs systèmes tels qu'une aide à l'écriture, des supports de bras et des exosquelettes.

## 4.11 Lien avec les travaux du laboratoire

Les travaux présentés dans ce mémoire sont en lien avec différents travaux effectués au cours des dernières années en interaction humain-robot et en ingénierie de la réadaptation au laboratoire de robotique de l'Université Laval et au Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRIS). Afin de mettre les travaux de ce mémoire dans ce contexte et de donner des références au lecteur par rapport à ces travaux afin de continuer ses lectures, voici une courte mise en contexte.

Au cours des dernières années, différents travaux ont été entrepris en ingénierie de la réadaptation. Ce mémoire s’inscrit dans ce contexte. L’objectif global des travaux est de permettre aux personnes vivant avec des incapacités physiques d’accomplir différentes activités de la vie quotidienne de manière autonome et ainsi accroître leur qualité de vie. Les travaux portent sur le développement de mécanismes d’assistance (Lemire et al., 2019; Turgeon et al., 2019b,a), d’algorithmes intelligents (Vu et al., 2017; Campeau-Lecours et al., 2019, 2017, 2016; Campeau-Lecours and Gosselin, 2016; LeBel et al., 2017, 2019) et d’interfaces de contrôle (Poirier et al., 2019; Fall et al., 2018b, 2019; Cote-Allard et al., 2019; Nougrou et al., 2019; Fall et al., 2017, 2015; Crepin et al., 2018; Côté-Allard et al., 2019; Fall et al., 2018a), l’évaluation de ces technologies (Lebrasseur et al., 2019b,a; Schmidtler et al., 2017; Lebrasseur et al., 2018), ainsi que l’utilisation de technologies en réadaptation (Poitras et al., 2019a,b).

## 4.12 Bibliographie

Alexandre Campeau-Lecours and Clément Gosselin. An anticipative kinematic limitation avoidance algorithm for collaborative robots : Two-dimensional case. In *IROS*, pages 4232–4237, 2016.

Alexandre Campeau-Lecours, Véronique Maheu, Sébastien Lepage, Hugo Lamontagne, Simon Latour, Laurie Paquet, and Neil Hardie. Jaco assistive robotic device : Empowering people with disabilities through innovative algorithms. *Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America (RESNA)*, 2016.

Alexandre Campeau-Lecours, Hugo Lamontagne, Simon Latour, Philippe Fauteux, Véronique Maheu, François Boucher, Charles Deguire, and Louis-Joseph Caron L’Écuyer. Kinova modular robot arms for service robotics applications. *International Journal of Robotics Applications and Technologies (IJRAT)*, 5(2) :49–71, 2017.

Alexandre Campeau-Lecours, Ulysse Côté-Allard, Dinh-Son Vu, François Routhier, Benoit Gosselin, and Clément Gosselin. Intuitive adaptive orientation control for enhanced human-robot interaction. *IEEE Transactions on robotics*, 2019.

Ulysse Cote-Allard, C-L. Fall, Alexandre Campeau-Lecours, Clément Gosselin, Francois Laviolette, and Benoit Gosselin. Deep learning for electromyographic hand gesture signal classification using transfer learning. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2019.

Roxane Crepin, Cheikh Latyr Fall, Quentin Mascaret, Clement Gosselin, Alexandre Campeau-Lecours, and Benoit Gosselin. Real-time hand motion recognition using semg patterns classification. In *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 2655–2658. IEEE, 2018.

- U. Côté-Allard, C. L. Fall, A. Drouin, A. Campeau-Lecours, C. Gosselin, K. Glette, F. Laviolette, and B. Gosselin. Deep learning for electromyographic hand gesture signal classification using transfer learning. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 27(4) :760–771, April 2019. ISSN 1534-4320. doi : 10.1109/TNSRE.2019.2896269.
- Cheikh Latyr Fall, P Turgeon, Alexandre Campeau-Lecours, V Maheu, Mounir Boukadoum, S Roy, Daniel Massicotte, Clément Gosselin, and Benoit Gosselin. Intuitive wireless control of a robotic arm for people living with an upper body disability. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE*, pages 4399–4402. IEEE, 2015.
- Cheikh Latyr Fall, Gabriel Gagnon-Turcotte, Jean-François Dubé, Jean Simon Gagné, Yannick Delisle, Alexandre Campeau-Lecours, Clément Gosselin, and Benoit Gosselin. Wireless semg-based body-machine interface for assistive technology devices. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 21(4) :967–977, 2017.
- Cheikh Latyr Fall, Francis Quevillon, Martine Blouin, Simon Latour, Alexandre Campeau-Lecours, Clément Gosselin, and Benoit Gosselin. A multimodal adaptive wireless control interface for people with upper-body disabilities. *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, 12(3) :564–575, 2018a.
- C.L. Fall, Alexandre Campeau-Lecours, Clement Gosselin, and Benoit Gosselin. Evaluation of a wearable and wireless human-computer interface combining head motion and semg for people with upper-body disabilities. In *IEEE International NEWCAS Conference*. IEEE, 2018b.
- C.L. Fall, Ulysse Côté-Allard, Quentin Mascret, Alexandre Campeau-Lecours, Clement Gosselin, and Benoit Gosselin. Toward a flexible and modular body-machine interface for individuals living with severe disabilities : a feasibility study. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2019.
- Philippe LeBel, Clément Gosselin, and Alexandre Campeau-Lecours. An anticipative kinematic limitation avoidance algorithm for collaborative robots : Three-dimensional case. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2017 IEEE/RSJ International Conference on*, pages 3075–3080. IEEE, 2017.
- Philippe LeBel, Clément Gosselin, and Alexandre Campeau-Lecours. A constraint based kinematic limitation avoidance : The sliding algorithm for six-dimensional collaborative robots. *IEEE Transactions on robotics*, 2019.
- Audrey Lebrasseur, Josiane Lettre, François Routhier, Philippe Archambault, and Alexandre Campeau-Lecours. Assistive robotic device : evaluation of intelligent algorithms. *Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America (RESNA)*, 2018.

- Audrey Lebrasseur, Josiane Lettre, Francois Routhier, Philippe Archambault, and Alexandre Campeau-Lecours. name. *Assistive Technology Journal*, 2019a.
- Audrey Lebrasseur, Josiane Lettre, Francois Routhier, Philippe Archambault, and Alexandre Campeau-Lecours. Assistive robotic arm : Evaluation of the performance of intelligent algorithms. *Assistive Technology Journal*, 2019b.
- Gabrielle Lemire, Thierry Laliberte, Katia Turcot, Veronique Flamand, and Alexandre Campeau-Lecours. Preliminary design of a device to assist handwriting in children with movement disorders. *Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America (RESNA)*, 2019.
- F. Nougrou, A. Campeau-Lecours, D. Massicotte, M. Boukadoum, C. Gosselin, and B. Gosselin. Pattern recognition based on hd-semg spatial features extraction for an efficient proportional control of a robotic arm. *Biomedical Signal Processing and Control*, 53 : 101550, 2019. ISSN 1746-8094. doi : <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2019.04.027>. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809419301247>.
- Samuel Poirier, Ulysse Cote-Allard, Francois Routhier, and Alexandre Campeau-Lecours. Voice control interface prototype for assistive robots for people living with upper limb disabilities. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2019 International Conference on*. IEEE, 2019.
- Isabelle Poitras, Mathieu Biemann, Alexandre Campeau-Lecours, Catherine Mercier, Laurent J Bouyer, and Jean-Sébastien Roy. Validity of wearable sensors at the shoulder joint : Combining wireless electromyography sensors and inertial measurement units to perform physical workplace assessments. *Sensors*, 19(8) :1885, 2019a.
- Isabelle Poitras, Frédérique Dupuis, Mathieu Biemann, Alexandre Campeau-Lecours, Catherine Mercier, Laurent J Bouyer, and Jean-Sébastien Roy. Validity and reliability of wearable sensors for joint angle estimation : A systematic review. *Sensors*, 19(7) :1555, 2019b.
- Jonas Schmittler, Klaus Bengler, Fotios Dimeas, and Alexandre Campeau-Lecours. A questionnaire for the evaluation of physical assistive devices (quead) : Testing usability and acceptance in physical human-robot interaction. In *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2017 IEEE International Conference on*, pages 876–881. IEEE, 2017.
- Philippe Turgeon, Michael Dube, Thierry Laliberte, Philippe Archambault, Veronique Flamand, Francois Routhier, and Alexandre Campeau-Lecours. Mechanical design of a new assistive eating device for people living with movement disorders. *Assistive Technology Journal*, 2019a.
- Philippe Turgeon, Thierry Laliberte, Francois Routhier, and Alexandre Campeau-Lecours. Preliminary design of an active stabilization assistive eating device for people living with

movement disorders. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2019 International Conference on*. IEEE, 2019b.

Dinh-Son Vu, Ulysse Côté Allard, Clément Gosselin, François Routhier, Benoit Gosselin, and Alexandre Campeau-Lecours. Intuitive adaptive orientation control of assistive robots for people living with upper limb disabilities. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2017 International Conference on*, pages 795–800. IEEE, 2017.