

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE

Faculté de génie

Département de génie mécanique

Conception et évaluation d'un appareil de réadaptation pour le tendon d'Achille

Mémoire de maîtrise

Spécialité : Génie mécanique

Philippe BOUTIN

Jury : Eve LANGELIER

Nathaly GAUDREAULT

Nicola HAGEMEISTER

Alain DESROCHERS

Sherbrooke (Québec) Canada
Décembre 2022

RÉSUMÉ

Le présent mémoire aborde le processus de réadaptation des patients atteints de tendinopathie. Il y a actuellement plusieurs lacunes au niveau de la réadaptation, en particulier le manque de supervision lorsque le patient réalise les exercices à son domicile. L'objectif du mémoire est de se pencher sur le développement d'un appareil pouvant atténuer ces lacunes en offrant un contrôle de qualité des paramètres d'exercices.

Afin d'obtenir un appareil satisfaisant les attentes des physiothérapeutes, les pratiques les plus fréquentes ont été déterminées par l'entremise des études effectuées sur le sujet et par l'étude des mécanismes de fonctionnement du corps. Ainsi, il a été possible de déterminer les meilleures pratiques de réadaptation du tendon d'Achille. À la suite de ces recherches, des physiothérapeutes ont été consultés dans le but de confirmer les résultats obtenus.

Les résultats confirmés ont permis de procéder au développement de l'appareil répondant aux besoins spécifiés. Deux prototypes sont développés afin de valider le fonctionnement de l'appareil. Ces prototypes ont servi à aller chercher des confirmations supplémentaires et à s'assurer que le développement se trouve toujours dans la bonne direction.

L'appareil de réadaptation complet et en grandeur réelle a ensuite été développé. Ce dernier utilise la force mécanique de ressorts à force constante pour simuler la charge du corps. Quelques essais ont pu être réalisés avec l'appareil et on constate qu'il reproduit bien les mouvements excentriques habituellement réalisés lors de la réadaptation. Il est possible de bien sentir la tension dans les muscles gastrocnémien et soléaire.

Enfin, des modifications ont été apportées à l'appareil pour atteindre un niveau de fonctionnement supérieur. Ces modifications viennent soit simplifier le fonctionnement, soit offrir davantage de fonctionnalités. Cet appareil est à la portée des physiothérapeutes et il se retrouve dans un créneau non exploité de la réadaptation. Ne reste plus qu'à le valider avec des professionnels afin de s'assurer qu'il contribue bel et bien à la guérison des tendons d'Achille.

Mots clés : tendinopathie d'Achille, réadaptation, protocole d'Alfredson, exercices excentriques, appareil de réadaptation, conception, guider, paramètres d'exercice.

REMERCIEMENTS

Entreprendre une maîtrise, ce n'est pas une tâche facile. Bien que ce travail soit très enrichissant au niveau académique, il peut être difficile du côté émotionnel. J'ai heureusement eu la chance d'avoir plusieurs personnes qui m'ont soutenu dans cette tâche. Je tiens à remercier tous ces gens qui m'ont supporté dans cette étape de mon parcours scolaire.

Tout d'abord, ma famille s'est toujours montrée présente pour m'épauler autant du côté académique que du côté émotionnel. Ma mère m'a supporté et écouté tout au long de ma maîtrise. Mon père m'a aidé pour la fabrication de prototype et qui s'est intéressé au développement de mon appareil de réadaptation. Mon frère et ma sœur qui ont été là pour me changer les idées quand j'en avais besoin.

Ensuite, je tiens à remercier ma copine qui m'a écouté et supporté dans les moments les plus difficiles. Elle a aussi répondu à l'appel lorsque je cherchais le bon mot pour exprimer ma pensée ou bien pour faire de la couture afin de compléter l'appareil que je développais.

Je tiens aussi à remercier toutes les personnes qui ont contribué au projet de près ou de loin. Aelig Buffard et Jean-Luc Lessard qui ont gravité autour du projet à des moments différents, votre aide a été précieuse pour la réalisation de ce projet. Merci aussi à Nathaly Gaudreault pour avoir partagé ton expérience : ta collaboration a grandement bonifié le projet.

Enfin, je tiens particulièrement à remercier ma directrice de maîtrise Eve Langelier qui a fait preuve de beaucoup de compréhension et d'humanité à mon égard. Je ne crois pas que j'aurais pu avoir une meilleure personne pour me diriger dans cette expérience. Ses conseils, sa patience et sa grande gentillesse font d'elle une personne d'exception. Je suis extrêmement reconnaissant d'avoir pu travailler avec elle.

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	i
REMERCIEMENTS	ii
TABLE DES MATIÈRES	iii
LISTE DES FIGURES	v
LISTE DES TABLEAUX	vi
CHAPITRE 1 – INTRODUCTION	7
1.1. Mise en contexte et problématique	7
1.2. Objectifs du projet de recherche	9
1.3. Contributions originales	9
1.4. Plan du document	10
CHAPITRE 2 – ÉTAT DE L’ART	11
2.1. Le tendon	11
2.2. Les protocoles actuels	14
2.3. Les appareils existants	18
2.3.1. Systèmes multiarticulés	18
2.3.2. Atelles de mobilisation	20
2.3.3. Atelles dynamiques	21
2.3.4. Orthèses articulées	23
2.3.5. Orthèses d’immobilisation	24
2.4. Traitements alternatifs	25
2.5. Conclusion	26
CHAPITRE 3 – ARTICLE : CONCEPTION, FABRICATION ET ÉVALUATION D’UN APPAREIL ENCADRANT POUR LA RÉADAPTATION DU TENDON D’ACHILLE	27
3.1. Avant-propos	27
3.2. Abstract	28
3.3. Introduction	29
3.4. Design, description and operation of the device	31
3.4.1. Design methodology	31
3.4.2. Description of the full scale device	32
3.4.3. Operation of the device	37
3.5. Device performance	38
3.6. Discussion and conclusion	41

3.8. Funding	44
CHAPITRE 4 – INFORMATION ADDITIONNELLE	45
4.1. Méthodologie et conception de l'appareil	45
4.1.1. Méthodologie	45
4.1.2. Choix de concepts.....	46
4.2. Échange avec les physiothérapeutes	49
4.3.1. Boîtier.....	51
4.3.2. Support pour le pied	52
4.3.3. Manche d'activation.....	53
4.3.5. Pistes d'amélioration.....	55
CHAPITRE 5 – CONCLUSION	58
5.1. Sommaire	58
5.2. Contributions originales	59
5.3. Conclusion	61
ANNEXE A : ANALYSE FONCTIONNELLE	62
ANNEXE B : TABLEAU DES SPÉCIFICATIONS	63
ANNEXE C : ANALYSE DE RISQUES	74
RÉFÉRENCES	89

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Exemple du protocole d'Alfredson, largement répandu pour la réadaptation du tendon d'Achille.	8
Figure 2.1 : Composition et subdivision d'un tendon.	12
Figure 2.2 : Anatomie du tendon d'Achille.....	12
Figure 2.3 : Système multiarticulé de marque Biodex.	18
Figure 2.4 : Attelle de mobilisation «Artromot» de la compagnie ORMED.DJO.	20
Figure 2.5 : Attelle dynamique de type Dynasplint.	22
Figure 2.6 : Exemple d'orthèses articulées.....	23
Figure 2.7 : Exemples d'orthèses d'immobilisation.....	24
Figure 3.1 : Functional validation prototypes.	32
Figure 3.2 : Overview of the device.	32
Figure 3.3 : View of the assembled device.....	34
Figure 3.4 : Side view of foot support.	34
Figure 3.5 : Fabricated foot support.	34
Figure 3.6 : Overview of the eccentric exercises reproduction mechanism.	35
Figure 3.7 : Exercises reproduction mechanism fabricated and assembled.....	36
Figure 3.8 : Operating sequence.....	37
Figure 4.1 : Prototype montrant la trajectoire des ressorts.	47
Figure 4.2 : Physique appliquée aux exercices.....	47
Figure 4.3 : Graphique montrant la variation du moment à la cheville.....	48
Figure 4.4 : Ouverture dans l'extrémité d'un ressort utilisé pour le prototype en impression 3D...49	
Figure 4.5 : Le boîtier après la coupe de la partie arrière.....	51
Figure 4.6 : Le support pour pied après améliorations.....	52
Figure 4.7 : Collier d'arbre avec boulon empêchant le glissement.....	53
Figure 4.8 : Bris du manche d'activation.....	54
Figure 4.9 : Utilisation de boulons et écrous pour la sélection des ressorts.	57

LISTE DES TABLEAUX

Table 3.1: Performance data for the device designed according to anthropometry, ankle flexibility, and force to be applied to the injured tendon [64].39

CHAPITRE 1 – INTRODUCTION

1.1. Mise en contexte et problématique

Les tendinopathies du tendon d'Achille peuvent devenir très limitantes pour les personnes qui en sont affectées : une activité aussi banale que la marche peut devenir difficile. Cette atteinte au tendon peut toucher tout type de personnes, actives ou non. La plupart du temps, les tendinopathies sont considérées comme une lésion causée par une surutilisation du tendon [1,2]. Cependant, l'étiologie de la tendinopathie demeure incertaine et il peut être difficile de déterminer la cause exacte de la lésion puisque plusieurs facteurs extrinsèques peuvent contribuer au développement de cette dernière [1,3].

Afin de réduire la douleur et de retrouver une qualité de vie, des traitements conservateurs sont actuellement préférés, et parmi ceux-ci, on retrouve la physiothérapie. Bien que les physiothérapeutes soient en mesure de concevoir et de superviser le programme de réadaptation de leurs patients, les moyens dont ils disposent présentent des lacunes. Par exemple, les exercices de renforcement en mode excentriques occupent une place importante du plan de traitement. Toutefois, il peut être difficile de s'assurer que le patient, seul à son domicile, exécute convenablement les exercices prescrits, notamment en ce qui concerne l'intensité de la charge appliquée. Ce manque de précision a plusieurs conséquences que ce soit au niveau du prolongement de la durée de la guérison ou bien de la difficulté à réaliser des études concluantes sur l'efficacité des programmes de réadaptation. En bref, la pratique actuelle doit être améliorée afin d'optimiser les mécanismes de guérison, la fonction myotendineuse et le retour aux activités des patients.

Actuellement, les protocoles d'exercices excentriques se réalisent sur un marchepied tel qu'illustré sur la figure 1.1. Le patient doit alors réaliser une descente contrôlée de son talon, tout en respectant différents paramètres. En effet, ce dernier doit contrôler la charge qu'il applique sur son tendon, la vitesse de la descente du talon ainsi que l'amplitude du mouvement qu'il effectue. Considérant les nombreux paramètres, il peut être difficile de bien réaliser le protocole prescrit par le physiothérapeute. Pour un suivi plus précis des paramètres, le patient peut réaliser des exercices sous la supervision d'un professionnel ou encore utiliser des appareils hautement

sophistiqués et dispendieux. Il n'en demeure pas moins que, dans ces situations, le patient doit se déplacer régulièrement chez son physiothérapeute et qu'il peut être complexe pour les petites cliniques de se procurer ces appareils. Il y a alors un créneau non exploité dans la réadaptation du tendon d'Achille : aucun appareil à coût abordable ne permet d'aider les patients avec le contrôle des paramètres des exercices excentriques comme l'intensité de la charge, la vitesse et l'amplitude de mouvement.

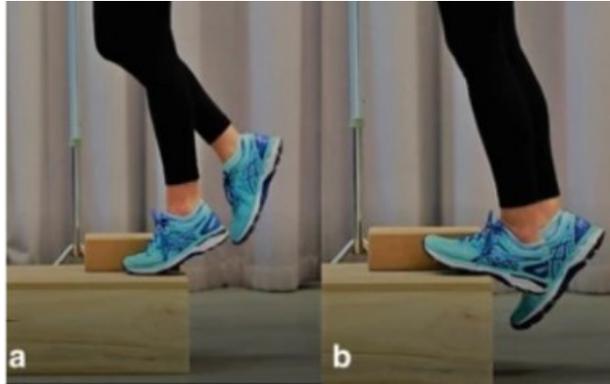


Figure 1.1 : Exemple du protocole d'Alfredson, largement répandu pour la réadaptation du tendon d'Achille.
A) Position initiale sur le bout des pieds. B) Position finale avec un étirement du tendon.

Ainsi, il devient pertinent de concevoir un tel appareil de réadaptation permettant de guider la réadaptation et ses paramètres sans que les patients aient à s'en soucier. Les patients pourraient ainsi réaliser correctement leurs exercices à domicile en suivant les paramètres prescrits et ce, avec beaucoup plus d'autonomie. Pour leur part, les physiothérapeutes pourraient plus aisément faire progresser les paramètres des exercices en les ajustant en fonction de l'état du patient.

De plus, un tel appareil permettrait de mener de meilleures recherches en lien avec la guérison du tendon d'Achille pour approfondir les connaissances sur le sujet afin de bien comprendre les mécanismes de guérison du corps et ainsi prodiguer les meilleurs soins de santé possible.

Ainsi, dans ce projet de maîtrise, nous avons conçu un appareil pour la réalisation d'exercices de réadaptation du tendon d'Achille offrant un contrôle des paramètres d'exercices. Ces derniers sont le contrôle de la charge imposée au tendon, l'amplitude du mouvement ainsi que la vitesse à laquelle le mouvement est exécuté. Un tel appareil devrait idéalement être facile à transporter afin que les patients puissent l'apporter à leur domicile.

Ce projet se trouve à cheval entre le domaine de la santé et celui du génie. D'une part, il est nécessaire de connaître et de comprendre les mécanismes de réadaptation du tendon ainsi que les protocoles recommandés par les physiothérapeutes : le domaine de la physiothérapie prend alors une grande importance dans le projet. D'autre part, la sphère du génie doit être utilisée dans le but de concevoir un appareil répondant aux besoins et contraintes de la réadaptation. Ainsi, l'ingénierie permet de concevoir des mécanismes qui pourront reproduire les protocoles d'exercices et de contrôler leurs paramètres.

1.2. Objectifs du projet de recherche

L'objectif principal du projet de recherche est de concevoir et d'évaluer un appareil pour la réalisation d'exercices excentriques pour la guérison du tendon d'Achille.

Les objectifs secondaires sont :

1. Réaliser un état de l'art afin de bien comprendre les éléments actuellement utilisés pour la guérison du tendon;
2. Faire une analyse fonctionnelle dans le but de bien identifier les fonctions qui devront être réalisées;
3. Réaliser une étude conceptuelle afin de déterminer la meilleure solution;
4. Fabriquer et évaluer le fonctionnement de la solution retenue;
5. Proposer des éléments d'améliorations afin de perfectionner le produit.

1.3. Contributions originales

La tendinopathie d'Achille se doit d'être guérie rapidement pour permettre aux patients de retourner à leurs activités quotidiennes. Il existe déjà des protocoles d'exercices de réadaptation, mais ils demeurent sujet à amélioration étant donné que les paramètres d'exercices sont toujours peu contrôlés et que les appareils existants restent très dispendieux.

La contribution principale du projet est la conception et l'évaluation d'un appareil d'exercice de réadaptation pour le tendon d'Achille. L'appareil se situe dans un créneau actuellement non-exploité. En effet, il n'existe pas d'appareils abordables permettant le contrôle des paramètres d'exercices.

Ce projet profitera, dans un premier temps, aux physiothérapeutes puisqu'ils pourront se procurer un appareil beaucoup plus abordable. Dans un deuxième temps, l'appareil sera bénéfique aux patients puisqu'il pourra diminuer les délais découlant d'une mauvaise exécution de leurs exercices. Enfin, il sera utile aux chercheurs souhaitant étudier l'impact des paramètres d'exercices sur la qualité et la durée de la guérison.

1.4. Plan du document

Ce mémoire expose le développement de l'appareil d'exercice conçu dans le cadre d'un projet de maîtrise. Le chapitre 2 présente l'état de l'art. Il a pour but de situer le projet dans l'ensemble des recherches, présentes et passées, pertinentes au projet.

À la suite de l'état de l'art, on retrouve le chapitre 3 qui constitue le cœur du projet : il s'agit de la conception et de l'évaluation de l'appareil d'exercice, présenté sous la forme d'un article scientifique. Les démarches entreprises et les choix effectués y sont réunis. Des compléments d'information et des détails spécifiques ne trouvant pas leur place dans l'article et revêtant tout de même une certaine importance sont présentés au chapitre 4.

La conclusion, au chapitre 5, se divise en trois parties. Il y a d'abord la synthèse du projet et des éléments développés. Les contributions originales et leur importance respective sont ensuite énoncées. Enfin, cette dernière section se termine sur une note plus ouverte, où certains points de recherche sont proposés dans le but d'amener le travail de recherche plus loin.

CHAPITRE 2 – ÉTAT DE L'ART

Ce mémoire de recherche a pour but de développer un appareil d'exercice de réadaptation pour le tendon d'Achille. Pour y parvenir, il importe d'abord de bien cerner l'anatomie et la physiologie des tendons, les protocoles d'exercice, ainsi que les appareils actuellement proposés.

L'état de l'art présentera donc, dans un premier temps, la structure, la composition, les phases de la guérison et les exercices liés à la guérison des tendons. Ces informations aideront à comprendre le rôle premier et les objectifs à atteindre de l'appareil à concevoir.

Ensuite, il sera question de la méthode de réadaptation la plus répandue, soit des différents protocoles d'exercices excentriques. Il est crucial de bien comprendre leur fonctionnement, mais aussi leurs limites [4,5]. Ceci aidera à mieux comprendre l'intention qui habitait les concepteurs des appareils d'exercice déjà existants et les cibles à viser pour l'appareil à développer.

Enfin, ces appareils et leur fonctionnement seront observés et critiqués. En effet, une comparaison des appareils permettra de ne pas répéter les erreurs des appareils précédemment conçus et de s'inspirer de ce qui fonctionne bien. L'étude de ces appareils permettra enfin de bien situer le projet actuel et de définir en quoi il est original.

2.1. Le tendon

Les tendons se décomposent en plusieurs sous-ensembles (figure 2.1) : ce qu'on appelle tendon est en fait le regroupement de plusieurs niveaux de collagène dont la plus petite division se trouve être le tropocollagène. Le regroupement de plusieurs molécules de collagène forme une entité appelée fibrille. On retrouve ensuite les fibres qui sont composées d'un rassemblement de fibrilles. À leur tour, les fibres se rassemblent sous des fascicules qui, une fois regroupés, mènent à l'agencement connu sous le nom de tendon [6,7]. L'agencement de collagène et d'eau forme la partie la plus importante des tendons. Toutefois, les tendons contiennent aussi d'autres matières telles que des protéines [6,8].

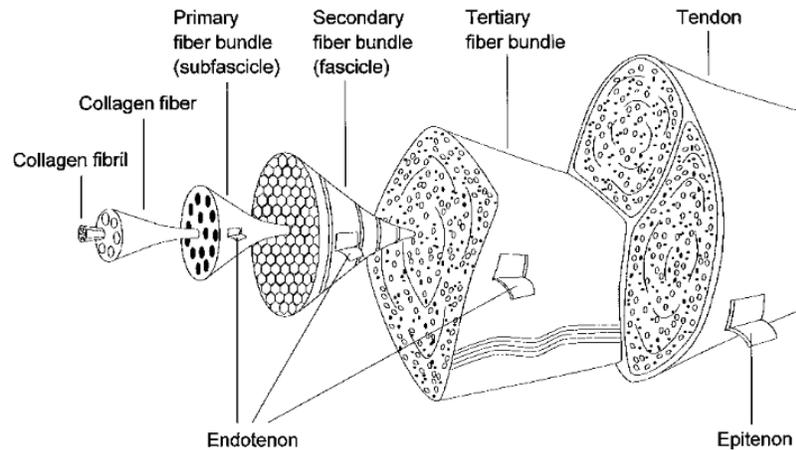


Figure 2.1 : Composition et subdivision d'un tendon.[7]

Le tendon d'intérêt dans ce projet est le tendon d'Achille. Ce dernier se situe au niveau de la jambe (figure 2.2) et s'insère entre les muscles du triceps sural à l'arrière de la jambe et le calcanéum [8,9]. Étant donné son emplacement, il s'agit de l'un des plus gros tendons dans le corps humain puisqu'il peut avoir à reprendre des charges atteignant plusieurs fois le poids du corps [6,7,10]. Il s'agit d'un endroit peu vascularisé et dans l'éventualité d'une blessure, le tissu se guérit difficilement [11,12].

La tendinopathie de surutilisation ou chronique est due à des mouvements répétitifs et elle se présente comme une tentative de guérison échouée ou une dégénérescence du tissu [2,8,13]. La guérison du tendon d'Achille demeure primordiale puisqu'il est nécessaire pour se déplacer de

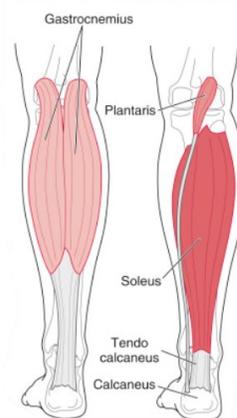


Figure 2.2 : Anatomie au tendon d'Achille.

façon autonome : un tendon endommagé peut causer des douleurs au moindre chargement [14,15]. La connaissance du processus de guérison du tendon peut faciliter le développement d'un appareil d'exercice. Il subsiste cependant une certaine ambiguïté au niveau du processus de

guérison des tendinopathies puisque l'étiologie et la pathologie demeurent abstraites [16–18]. D'un côté, il existe des tendinopathies aiguës, dites traumatiques. Ces dernières se présentent souvent après une surcharge ou un mouvement brusque. Pour ce type de tendinopathie, le repos et les modalités physiothérapeutiques et/ou pharmacologiques visant à réduire l'inflammation sont généralement prescrits [8,9,18,19]. De l'autre côté, pour les tendinopathies chroniques ou de surutilisation, il n'est pas clair s'il existe une phase inflammatoire. Il s'agit toutefois de ce type de tendinopathie qui survient le plus souvent et qui nécessite un programme de réadaptation. Selon certains, elle se divise en trois étapes en incluant une phase inflammatoire pouvant durer quelques jours [6,20]. Durant cette phase, il est dit que la meilleure chose à faire est d'immobiliser le tendon et d'y appliquer de la glace. L'inflammation contribue à amener des globules rouges et autres types de cellules au site de la blessure afin de la nettoyer. Ces mêmes cellules activent le processus de synthèse de collagène [6,20,21]. La deuxième phase s'enclenche alors et la réparation du tissu s'amorce. Cette étape peut durer plusieurs semaines. Lors de cette phase intermédiaire, le collagène est produit et déposé sur la blessure. Il est important de noter que la production de collagène est stimulée par la réalisation d'exercices adaptés [6,20,21]. Finalement, environ six semaines à la suite de la blessure, le remodelage du collagène débute. C'est lors de cette troisième phase qu'un tissu cicatriciel est formé. Les exercices ont, ici encore, un effet positif en contribuant à l'organisation et au remodelage des nouvelles fibres de collagène [6,20,21]. Il se peut toutefois, comme d'autres le mentionnent, que la phase inflammatoire ne soit pas présente ou bien que ce soit une combinaison de plusieurs facteurs incluant l'inflammation et la dégénérescence [9,16,22,23]. En effet, il est difficile de le savoir et de déterminer la cause exacte de la douleur [16,24]. C'est dans les situations de tendinopathie chronique ou de surutilisation que les exercices excentriques pourraient avoir un effet sur la structure du tendon et sur la désensibilisation de ce dernier [10,25,26].

Des exercices adaptés facilitent la guérison du tendon d'Achille [10,13]. Ces exercices se présentent, pour la plupart, sous forme d'exercices excentriques. Il s'agit d'exercices se réalisant en appliquant un chargement sur l'ensemble muscle-tendon alors que celui-ci est étiré. Des exercices concentriques peuvent aussi être utilisés. Dans ce cas, l'ensemble est encore soumis à l'effet d'une charge, mais il est raccourci au lieu d'être étiré. La méthode de réalisation des exercices excentriques consiste à se placer le bout des pieds sur une marche et, avec le poids du corps, d'abaisser le talon de façon contrôlée : le tendon est ainsi étiré [4,10]. Ces exercices

contribuent au remodelage des fibres de collagène afin de développer une plus grande résistance en tension [10,27].

Il n'y a pas encore de consensus quant à l'exercice le plus efficace, mais les exercices excentriques sont souvent préférés aux autres. Cette préférence peut s'expliquer par la plus grande difficulté à contrôler l'exécution des exercices excentriques en comparaison aux autres types d'exercices. Cette difficulté stimulerait davantage la réorganisation des fibres vers l'obtention d'un tendon plus résistant [28]. Toutefois, il y a peu d'études appuyant ce choix puisque les mécanismes d'action de la guérison sont encore peu connus [9,10,15,29]. De plus, d'autres types d'exercices, comme les isométriques, sont utilisés dans certains protocoles de guérison des tendinopathies. Ces exercices ont comme caractéristique de conserver la même longueur de l'ensemble muscle-tendon lors de la répétition [2,30,31].

Après discussions avec des spécialistes, l'appareil développé se basera sur les exercices excentriques puisqu'il s'agit des exercices les plus souvent utilisés. Des résultats ont pu être observés avec ces exercices alors il est intéressant de continuer avec ces derniers.

2.2. Les protocoles actuels

Les patients touchés par une tendinopathie doivent consulter un physiothérapeute afin d'être traités et de recevoir un protocole d'exercices pour guérir le tendon. Les protocoles d'exercices excentriques sont largement utilisés et ils s'inspirent souvent de ceux proposés par Stanish et par Alfredson [5,10,13,29]. Il s'agit de programmes basés sur l'application d'une charge sur le tendon tout en l'étirant [4,32]. Ces protocoles sont étroitement liés à la réadaptation depuis leur création, particulièrement le protocole d'Alfredson [13,33]. Ils sont simples à exécuter et aucun équipement n'est nécessaire à la réalisation des exercices : il ne faut qu'un accès à un dénivelé du type marche d'escalier [10].

En ce qui concerne le protocole de Stanish, il a été proposé au milieu des années 80 [5,34]. Il s'agit d'un premier protocole proposant des exercices excentriques dans le but de réduire la douleur. Le protocole élaboré demande aux patients de commencer par une séance d'étirements. Il est nécessaire de faire trois à cinq étirements du tendon d'une durée de 15 à 30 secondes avant de procéder aux exercices excentriques [5,34]. Le patient place ensuite le bout de ses pieds sur

une marche et il effectue une descente du talon. Dans le cadre de ce protocole, c'est la vitesse de descente qui est le principal paramètre à surveiller. Les deux premiers jours de chaque semaine, la descente du talon se fait lentement. Les jours trois à cinq donnent lieu à une descente à vitesse modérée. Le reste de la semaine, la descente doit être exécutée rapidement : le patient doit presque se laisser tomber et amortir la chute de son talon au dernier instant. Cela peut occasionner un inconfort, cependant les douleurs ne devraient pas se présenter avant la dernière série. Les exercices se composent de trois séries de dix répétitions et ils doivent être réalisés une fois par jour. Chaque série doit être espacée d'une pause de deux minutes et le poids est augmenté à la fin de chaque semaine. Pour l'ajustement du poids, le patient utilise initialement ses deux jambes pour répartir le poids de son corps, ensuite il utilise seulement la jambe affectée et, enfin, il ajoute du poids [5]. Après l'exercice, il est important de répéter les étirements et d'appliquer de la glace de cinq à dix minutes. Au bout de six semaines, la fréquence de réalisation de l'exercice diminue à trois jours par semaine pour un autre cycle de six semaines [5].

En ce qui a trait au protocole d'Alfredson, il a été proposé en 1998. Il marque un véritable début dans l'étude des exercices excentriques dans le cadre de la réadaptation [35]. Ce dernier ressemble au protocole de Stanish bien que des différences majeures persistent. Tout comme pour le protocole de Stanish, il s'agit de réaliser une descente du talon alors que le bout du pied se retrouve sur une marche. Cependant, pour ce protocole, la descente doit être contrôlée de manière à ce que le mouvement soit plutôt lent [35]. Le paramètre d'intérêt du protocole d'Alfredson est plutôt la charge : c'est la charge qu'on doit augmenter dans le temps afin de parvenir à une réadaptation complète. De plus, l'exercice doit se réaliser avec la jambe bien droite dans un premier temps et avec le genou fléchi ensuite. Ce protocole s'étend sur une période de 12 semaines et les exercices sont réalisés deux fois quotidiennement. Chaque séance est composée de trois séries de 15 répétitions, et ce, pour chacune des positions (jambe droite et genou fléchi) : à la fin de la journée, 180 répétitions doivent avoir été effectuées. Contrairement au protocole de Stanish, il faut continuer l'exercice même si la douleur subvient avant la dernière série. Chacune des séries se doit d'être espacée d'un laps de deux minutes [5].

Un dernier protocole intéressant à étudier est celui de Silbernagel. Ce dernier demeure pertinent à regarder puisqu'il est répandu et il ajoute de nouvelles dimensions à la réadaptation du patient

[33]. Le protocole de Silbernagel recommande la réalisation de quatre à cinq exercices selon la phase du processus de réadaptation à laquelle le patient se situe. En comparaison, le protocole d'Alfredson recommande de réaliser deux types d'exercices (genou droit puis fléchi) [33,36]. Ce protocole se découpe en trois phases et il s'étend aussi sur 12 semaines. Il comprend, tout comme le protocole d'Alfredson, des exercices excentriques où l'on doit descendre son talon de façon contrôlée. Cependant, il inclut aussi des exercices concentriques où l'on doit lever le talon afin de se retrouver sur le bout des pieds et des exercices pliométriques. Ce protocole se réalise seulement une fois par jour et chaque exercice doit être réalisé dans le format de trois séries de 15 répétitions. Les exercices doivent être réalisés même s'il y a apparition de douleurs, toutefois la douleur ne doit pas excéder un seuil prédéterminé [2].

Bien que ces protocoles d'exercices demeurent largement utilisés de nos jours, il faut aussi souligner les lacunes qui s'y rattachent. Une première lacune importante se trouve au niveau de l'adhésion du patient au protocole : il peut être difficile pour le patient de se discipliner et d'effectuer les exercices chaque jour. Un protocole tel que celui d'Alfredson est plus propice à un manque de discipline du patient puisque contrairement aux protocoles de Stanish et de Silbernagel, il doit être réalisé deux fois par jour [33,37]. Si le patient n'est pas assidu sur la réalisation des exercices prescrits, il est certain que les résultats ne seront pas au rendez-vous.

Ensuite, la sensation du patient vis-à-vis la douleur prend une grande part dans la réalisation des exercices. D'un côté, les protocoles d'exercices excentriques demandent que les exercices soient réalisés malgré la douleur [37,38]. De l'autre, la douleur ne doit pas devenir trop grande, ainsi une échelle de douleur est utilisée pour bien orienter le patient et ne pas aggraver sa situation. Sur une échelle de 1 à 10 (10 étant une douleur insoutenable), la douleur peut atteindre un maximum de 5 [36]. Ainsi, le patient ne doit pas dépasser ce qu'il considère comme étant une douleur ressentie de 5. Cependant ces indicateurs laissent place à interprétation et il peut être difficile de bien les appliquer. Par ailleurs, il peut être difficile pour un patient de se rappeler plusieurs informations puisque la compréhension entre ce que le physiothérapeute désire et ce que le patient comprend peut être sujette à interprétation [39]. Des études démontrent aussi que la mémoire liée à la douleur est subjective, qu'elle n'est pas toujours fiable et qu'elle peut varier selon des facteurs externes [40]. Il n'existe pas de preuve indubitable dans le domaine, cependant quelques pistes tendent à démontrer que la mémoire liée à la douleur peut être soumise à des biais

[41,42]. Donc, il est important de se demander si le patient peut bien répéter l'exercice une fois seul à son domicile considérant que l'indicatif de douleur peut être soumis à des biais. Si les biais sont trop importants, il se peut que le patient ne réalise pas l'exercice correctement. Par conséquent, le traitement peut perdre de son efficacité et s'étirer dans le temps. La venue d'un appareil de contrôle des paramètres serait utile dans les études sur les protocoles de réadaptation puisqu'elle permettrait au patient de ne pas avoir à se remémorer les différents paramètres d'exercices : le déroulement des exercices serait ainsi plus régulier.

Subséquemment, la charge appliquée sur le tendon peut constituer un problème pour les protocoles d'Alfredson et de Silbernagel. Dans les cas où le poids du patient doit partiellement être appliqué sur le tendon, le patient doit retenir une partie de son poids. Il peut alors devenir très difficile de déterminer ce qui constitue le pourcentage de poids à appliquer au tendon. Une erreur d'inattention au niveau du chargement ou de l'amplitude peut alors être commise et ainsi retarder la guérison. Le protocole de Stanish ne fait pas mieux en plaçant la vitesse au centre du protocole de réadaptation puisqu'il peut aussi être difficile de déterminer la vitesse appropriée.

Tel que démontré, ces protocoles viennent avec leur lot de lacunes et il est difficile de les réaliser de manière optimale alors qu'on se retrouve à domicile, sans supervision. Malgré tout, ils demeurent une référence pour la réadaptation du tendon d'Achille. En effet, certaines études tendent à démontrer cette efficacité. Une étude d'Alfredson montre un haut taux de succès de guérison pour les tendinopathies d'Achille [22]. Une autre étude portant sur différents plusieurs recherches confirment, quant à elle, l'efficacité des exercices excentriques bien qu'ils ne soient pas adaptés pour tous [27].

Finalement, les recherches dans le domaine de la réadaptation ont toutes des conclusions similaires : les raisons pour lesquelles ces protocoles fonctionnent demeurent difficiles à cerner et des études supplémentaires doivent être réalisées. Cependant, peu importe le nombre d'études sur le sujet, il est difficile d'établir des preuves hors de tout doute puisque les protocoles contiennent plusieurs paramètres variables. Il est nécessaire de mieux contrôler ces paramètres d'exercices (ex. : charge, vitesse, amplitude) dans le but d'optimiser la réponse du tendon et d'obtenir un meilleur environnement pour la réalisation d'études de qualité. Afin de parvenir à ces études de qualité, l'avènement d'un appareil transportable favorisant la constance des protocoles d'exercices serait pertinent. Ainsi, il serait possible de mieux comprendre l'effet de chacun des

paramètres individuellement pour atteindre une meilleure compréhension de ces derniers. Cette amélioration de la compréhension pourrait se traduire ultérieurement en une optimisation des protocoles d'exercices de réadaptation pour le tendon d'Achille.

2.3. Les appareils existants

Il existe plusieurs types d'appareils ayant pour but de contribuer à la guérison du tendon d'Achille. Chacun de ces appareils présente des avantages et des inconvénients. Actuellement, il n'existe pas d'appareil présentant les caractéristiques idéales puisqu'aucun d'entre eux ne contrôle tous les paramètres de réadaptation tout en étant accessible. Il n'en demeure pas moins qu'il est nécessaire d'étudier les systèmes qui existent afin d'apprendre ce qui fonctionne particulièrement bien ou d'éviter de reproduire les caractéristiques les moins bonnes.

2.3.1. Systèmes multiarticulés

De nombreux appareils se retrouvent actuellement sur le marché et les plus complets en ce qui concerne la guérison du tendon d'Achille sont les systèmes multiarticulés (figure 2.3). Ces systèmes permettent un meilleur contrôle des paramètres d'exercice via un appareil complexe [43]. Ainsi, la vitesse, la charge et l'amplitude peuvent être contrôlées par le système et les patients peuvent réaliser les exercices sans se soucier de bien se conformer aux différents paramètres d'exercices.



Figure 2.3 : Système multiarticulé de marque Biodex [44].

L'utilisation d'un tel appareil passe systématiquement par une clinique de physiothérapie : le patient doit se rendre à la clinique de son physiothérapeute pour accéder à ce type d'appareil [43]. Le système est composé d'une chaise et d'un ordinateur auxquels s'ajoutent des outils amovibles selon les exercices souhaités [45]. Il est possible de sélectionner la vitesse de réalisation des exercices ou bien la charge appliquée au tendon selon ce qui est désiré. Le physiothérapeute prépare le système avec les outils et la configuration nécessaire et le patient s'installe ensuite dans la chaise. Dans le but d'éliminer les mouvements indésirables, certaines parties du corps du patient sont stabilisées relativement à l'appareil. Les exercices excentriques peuvent subséquemment débiter dans un cadre favorisant une réalisation adéquate du protocole désiré puisque certains paramètres sont contrôlés. Or, le physiothérapeute n'a pas besoin de superviser les exercices après que les ajustements aient été effectués. De plus, il est possible d'obtenir une rétroaction sur la réalisation des exercices.

Bien que ce type d'appareil présente des qualités plus qu'intéressantes, il présente aussi de grandes lacunes qui font qu'il est impossible de s'en servir sur une base régulière. Ce système est effectivement très polyvalent et il est possible de l'utiliser pour plusieurs types d'exercices, que ce soit sur le haut ou le bas du corps. Il s'adapte aussi aux différentes morphologies qui lui sont proposées. En contrepartie, il peut être difficile de trouver une position adéquate pour la réalisation de certains exercices, ce qui n'est toutefois pas problématique dans le cas des exercices pour le tendon d'Achille. Même si ce type d'appareil est idéal pour le contrôle des paramètres d'exercice individuellement, il n'est pas possible de contrôler la charge et la vitesse à imposer en même temps. Le logiciel, quant à lui, n'est pas très intuitif et nécessite une bonne connaissance des fonctionnalités pour en faire une bonne utilisation. Bien que l'appareil offre une certaine autonomie aux patients lorsqu'ajusté, il n'en demeure pas moins qu'il est difficile pour les cliniques de physiothérapies d'en posséder plusieurs. Il peut même être impossible d'en posséder un pour certaines cliniques de physiothérapie de plus petite taille, car ces appareils sont dispendieux et volumineux. Par ailleurs, les patients ne sont pas toujours en mesure de se déplacer quotidiennement dans une clinique. De leur côté, les physiothérapeutes ne pourraient pas recevoir les patients tous les jours afin que ces derniers réalisent des exercices sur le système multiarticulé.

Il existe plusieurs types de systèmes multiarticulés, cependant ils se ressemblent pour la plupart et l'accessibilité reste difficile. Quoique bien utile pour la recherche, il demeure très complexe de mener une étude exhaustive avec des paramètres d'exercice contrôlés dans son entièreté sur un système multiarticulé. En effet, le nombre réduit de ces appareils restreint l'envergure des études pouvant être menées. Ainsi, un appareil plus accessible est nécessaire tant pour la recherche que la clinique afin que le patient puisse exécuter correctement ses exercices à son domicile. Enfin, il est possible de s'inspirer du fonctionnement de ces appareils, mais les lacunes sont plus nombreuses que les avantages que l'appareil peut offrir.

2.3.2. Atelles de mobilisation

Dans la gamme des appareils de réadaptation, on retrouve aussi des attelles. Il s'agit d'appareils beaucoup moins complexes que les systèmes multiarticulés. Ils sont par ailleurs plus petits et plus accessibles que les systèmes présentés précédemment. Ces appareils sont aussi plus spécifiques : il en existe une déclinaison pour toutes parties du corps contrairement au système multiarticulé qui forme un tout adaptable à plusieurs problématiques. La déclinaison intéressante pour ce projet est celle conçue pour l'articulation de la cheville (figure 2.4).



Figure 2.4 : Attelle de mobilisation «Artromot» de la compagnie ORMED.DJO [46].

L'attelle de mobilisation prend la forme d'un support dans lequel on appuie sa jambe et son pied. Le patient s'assoie sur une chaise puis sa jambe et son pied sont fixés dans l'attelle. Les exercices peuvent alors débuter. Avec l'aide d'une télécommande, le patient peut choisir d'imposer des

flexions plantaires ou dorsales à son pied. Il existe cependant des programmes prédéfinis pouvant être sélectionnés par le physiothérapeute. La vitesse, l'amplitude et la durée du programme sont les paramètres d'intérêts dans le cadre de l'attelle de mobilisation : il est possible d'imposer des valeurs pour chacun d'eux au patient. La flexion dorsale peut atteindre 50 degrés et la flexion plantaire peut en atteindre 40.

Le fonctionnement de l'attelle de mobilisation est simple. Aussi, il va de soi que l'appareil est bien adapté pour l'articulation de la cheville puisqu'il est conçu pour cela. Malgré son intuitivité et l'autonomie qu'il offre avec sa télécommande, il est peu adapté aux protocoles de réadaptation du tendon d'Achille. En effet, les protocoles actuellement utilisés pour le tendon d'Achille doivent imposer une charge sur le tendon afin de stimuler ce dernier. Or, les attelles de mobilisation ne permettent pas ce contrôle de la charge. Les seuls paramètres de contrôle sur cet appareil sont en déplacement, soit au niveau de l'amplitude du mouvement et de la vitesse d'exécution. Il s'agit d'exercices passifs, en d'autres mots, le patient n'a aucun effort à réaliser dans le cadre des exercices avec l'attelle. Il « subit » plutôt un étirement du tendon. L'attelle n'est pas encombrante avec un poids de 11 kg et un volume d'un peu moins de 0.13 m³. Elle est donc assez facile à transporter.

Quelques appareils de ce type existent sur le marché. Ils sont néanmoins plus utiles dans le cadre d'une reconstruction du tendon, par exemple à la suite d'une rupture. Ils présentent quelques caractéristiques intéressantes pour le présent projet tel le support pour la jambe et le pied. Malgré tout, l'attelle de mobilisation n'est pas du tout optimale pour l'exécution d'exercices excentriques.

2.3.3. Attelles dynamiques

En ce qui a trait à l'attelle dynamique (figure 2.5), elle est plus petite que l'attelle de mobilisation et elle se décline aussi en plusieurs versions, chacune d'entre elles adaptée à une partie du corps. Il s'agit d'un support pour le membre concerné dans lequel le patient peut effectuer des exercices.

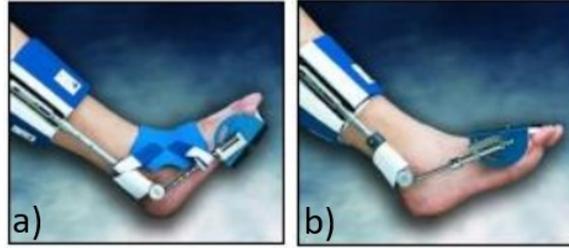


Figure 2.5 : Attelle dynamique de type Dynamaplast [47].
 En a), l'appareil pour la flexion dorsale. En b), l'appareil pour la flexion plantaire.

Le fonctionnement de l'attelle dynamique est plutôt simple. Le patient doit d'abord y installer son pied et l'attacher avec les quelques sangles. L'attelle offre la possibilité d'appliquer une certaine tension au niveau du tendon pour la réalisation du mouvement de flexion et d'ajuster cette dernière. La tension ne s'applique pas dans les deux sens de flexion et il faut donc choisir l'appareil en fonction du type de flexion désirée : plantaire ou dorsale. Pour une déclinaison de l'appareil dédié aux exercices en flexion dorsale, l'amplitude du mouvement varie entre 50 degrés de flexion plantaire et 40 de flexion dorsale. Pour l'appareil dédié aux exercices en flexion plantaire, l'amplitude se situe plutôt entre 25 et 115 degrés de flexion plantaire seulement. Enfin, il est intéressant de remarquer que le centre de rotation de l'appareil se situe près de la cheville du patient.

Les attelles de mobilisation présentent des qualités plutôt intéressantes au niveau du support et des attaches sur la jambe. De plus, le centre de rotation coïncidant avec l'axe de la malléole est très intéressant puisque cela permet un exercice plus proche de la réalité. Aussi, le patient doit participer à l'exercice contrairement aux exercices réalisés avec l'attelle de mobilisation. En contrepartie, l'attelle ne permet pas d'effectuer des exercices excentriques comme désiré. Les exercices réalisés ne peuvent qu'être concentriques puisque le mouvement se trouve produit par les muscles du corps. Ainsi, le patient ne résiste pas à un effort externe à son corps comme ce serait le cas lors d'un exercice excentrique. Il a été mentionné précédemment que ce sont les exercices excentriques qui sont préférés pour la réadaptation. Il est donc préférable de sélectionner ce type d'exercices et de soumettre le tendon à une charge. Les muscles soléaire et gastrocnémien sont donc étirés de façon excentrique comme il est recommandé par le protocole d'Alfredson.

2.3.4. Orthèses articulées

Ensuite, il est intéressant de se pencher sur le cas des orthèses. Bien qu'il ne soit pas possible de réaliser des exercices excentriques avec ces dernières, elles permettent d'observer plusieurs types de prises sur la jambe. Cela peut être utile pour le développement du support dans lequel les exercices seront effectués. De plus, certaines orthèses permettent un mouvement qui peut être utile dans la conception d'un système de chargement. C'est le cas des orthèses articulées qui offrent la possibilité au patient de garder une amplitude de mouvement malgré la blessure. Il en existe plusieurs types spécifiquement pour l'articulation de la cheville.

Ces orthèses, exposées à la figure 2.6, se portent pour la majeure partie d'une journée puisqu'elles assistent le patient dans ses déplacements. Elles s'enfilent comme un bas ou une



Figure 2.6 : Exemples d'orthèses articulées.

botte au niveau du bas de la jambe et du pied [48,49]. Le patient doit ensuite serrer les sangles afin de l'ajuster. Certaines orthèses articulées sont même assez petites pour être enfilées dans un soulier. Les autres orthèses remplacent directement les souliers en agissant comme des bottes. Dans tous les cas, le seul degré de liberté permis est au niveau de la flexion dorsale et plantaire. L'articulation se retrouve quant à elle au niveau de la malléole et permet le mouvement de flexion. Les orthèses articulées n'appliquent pas de force au tendon, mais permettent aux patients de se déplacer en minimisant les douleurs. Les paramètres de réadaptation ne sont généralement pas contrôlés avec ces orthèses, seulement l'amplitude du mouvement peut être restreinte dans certains cas.

Ces orthèses ne sont pas adaptées pour la réalisation d'exercice, car leur fonction principale est de restreindre certains mouvements et ainsi minimiser, voire éliminer, les douleurs liées à ces mouvements. L'articulation de l'orthèse se fait, ici aussi, au niveau de la malléole. Il s'agit d'un point important à retenir pour rendre le mouvement le plus réel possible. De plus, la forme de la botte est intéressante puisqu'elle enveloppe bien le pied et la cheville. Cette dernière est d'ailleurs contrainte à réaliser le mouvement désiré.

2.3.5. Orthèses d'immobilisation

En ce qui concerne les orthèses d'immobilisation, elles demeurent une source d'inspiration pertinente si on observe les moyens utilisés pour attacher le pied dans un mécanisme. Cependant, il est impossible d'utiliser ces orthèses dans un contexte de réadaptation à l'aide d'exercices puisqu'aucun mouvement n'est permis.

La plupart des orthèses d'immobilisation prennent aussi la forme d'une botte dans lequel on insère le pied tel qu'illustré à la figure suivante [50,51]. Cette botte s'attache souvent avec des



Figure 2.7 : Exemples d'orthèses d'immobilisation.

velcros et le patient peut l'enfiler et la dégrafer aisément. Certaines orthèses sont plus petites et axées sur la stabilisation plutôt que l'immobilisation. Elles s'apparentent au « taping » effectué par les physiothérapeutes et elles permettent le port d'un soulier par-dessus. Encore là, ce sont des velcros qui servent à l'ajustement de l'orthèse.

En ce qui a trait à la réadaptation, les orthèses de style « taping » sont beaucoup moins intéressantes puisqu'elles ne sont pas solides, et donc, il n'est pas possible de construire un appareil sur cette base. Une base solide est nécessaire dans le but de fixer des éléments pouvant

induire un chargement sur le tendon. Or, les orthèses de types « bottes » sont beaucoup plus pertinentes à ce niveau.

2.4. Traitements alternatifs

Enfin, il existe plusieurs autres façons de procéder à une réadaptation. Cependant elles ne sont pas toutes aussi simples que les méthodes présentées précédemment. Le protocole d'Alfredson, par exemple, permet au patient de réaliser des exercices menant à la guérison de son tendon dans le confort de son domicile. Ce type de traitement est préférable puisqu'il minimise la charge de travail de tous les acteurs impliqués dans la réadaptation. D'un côté, le patient a moins de déplacement à la clinique et, de l'autre, le physiothérapeute n'a pas à superviser le patient.

Des traitements alternatifs existent et il est intéressant d'en faire un bref survol sans toutefois s'y attarder. Certains de ces traitements peuvent aussi être agencés à la réalisation d'exercices excentriques comme l'administration de médicaments au patient. D'autres sont plus radicaux comme la chirurgie.

La prescription d'agents anti-inflammatoires non stéroïdiens est parfois suggérée dans les tendinopathies aiguës afin de freiner l'inflammation et d'aider à la gestion de la douleur ressentie par les patients. Cependant, leur utilisation n'aide pas à la guérison dans les cas chroniques ou lorsque la surutilisation est à la source du problème : ce traitement est loin d'être optimal [52,53].

Ensuite, il existe des thérapies par ondes de choc. Ce genre de thérapie consiste à envoyer des chocs à l'intérieur du tendon affligé d'une tendinopathie dans le but d'activer une réponse biologique. Ce traitement a une efficacité prouvée et il peut être prodigué en parallèle à la réalisation d'exercices excentriques [9].

Il arrive que des patients se voient contraints de subir une chirurgie au tendon d'Achille [9]. Cette option est proposée seulement aux cas réfractaires.

2.5. Conclusion

Somme toute, la réadaptation non invasive du tendon demeure préférable. Dans ce contexte, il est pertinent de s'interroger sur la qualité des exercices réalisés par les patients une fois à la maison sans supervision et comment il est possible de les améliorer. Plusieurs appareils existent afin de faciliter la réalisation des exercices excentriques, cependant ils présentent souvent des caractéristiques empêchant leur viabilité à domicile.

Cet état de l'art a permis d'évaluer de nombreux appareils dans le but d'en comprendre leurs qualités et leurs défauts. Finalement, on se rend compte qu'il n'existe pas vraiment d'appareil conçu spécifiquement pour une réadaptation du tendon d'Achille à domicile. Des facteurs tels qu'un prix trop élevé, une accessibilité complexe ou un fonctionnement inadéquat dans le contexte rendent la plupart des appareils inintéressants. Ainsi, la conception d'un appareil spécialement pour la guérison du tendon d'Achille prend tout son sens.

CHAPITRE 3 – ARTICLE : CONCEPTION, FABRICATION ET ÉVALUATION D’UN APPAREIL ENCADRANT POUR LA RÉADAPTATION DU TENDON D’ACHILLE

3.1. Avant-propos

Auteurs et affiliation :

P. Boutin : étudiant à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie,
Département de génie mécanique

E. Langelier : professeure, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de
génie mécanique

N. Gaudreault : professeure, Université de Sherbrooke, Faculté de médecine et des
sciences de la santé, École de réadaptation

Date de soumission : 18 avril 2022

Revue : Journal of Medical Devices

Titre français : Conception, fabrication et validation d’un appareil pour la réadaptation du
tendon d’Achille

Contribution au document :

Cet article contribue au mémoire en élaborant sur le développement de l'appareil et sur la validation de ce dernier. On y découvre le cheminement emprunté afin de parvenir à un appareil permettant de contrôler les paramètres des exercices de réadaptation.

Résumé français :

La tendinopathie d'Achille peut devenir assez douloureuse pour les personnes étant affectées. Actuellement, les protocoles de réhabilitation conservateurs sont beaucoup utilisés et ils passent par la réalisation d'exercices excentriques. Le patient doit placer le bout de son pied sur une marche ou un marchepied et, ensuite, il descend lentement, de façon contrôlée, le talon afin d'étirer le tendon sous le poids de son corps. Cependant, à son domicile, le patient ne bénéficie d'aucune supervision. Cela peut mener à une mauvaise exécution des paramètres d'exercices tels que le pourcentage du poids à appliquer, la vitesse d'exécution ou bien la plage de flexion. Le manque de contrôle de ces paramètres peut étirer la période de réadaptation, diminuer l'efficacité de la réadaptation ou bien mener à l'abandon du protocole. Dans le même ordre d'idée, la mauvaise exécution des exercices peut bloquer la progression de la compréhension des tendinopathies puisque les études menées sur le sujet perdent en efficacité. Le but du projet est de développer un appareil accessible et transportable pouvant faciliter la conformité des protocoles d'exercices excentriques actuels. Cet appareil permettrait aux physiothérapeutes d'assigner des paramètres d'exercices basés sur le profil anthropométrique de chaque patient. Un appareil de réadaptation contrôlant les paramètres d'exercices (charge et plage de flexion) a été développé et validé. Cet appareil s'ajuste pour des patients du 5^e percentile femme au 95^e percentile homme. À court terme, cet appareil pourrait être utilisé dans les cliniques de physiothérapie et à la maison pour la réadaptation de patients touchés par une tendinopathie d'Achille. À long terme, ce dernier contribuera à améliorer la qualité des études menées sur ce sujet.

3.2. Abstract

Achilles tendinopathies can be troublesome for sufferers. Currently, conservative rehabilitation protocols consist in eccentric exercises. The patients place the forefoot on a step, then slowly stretches the tendon under their own body weight in a controlled descent. However, at home, the

patients perform the exercises without clinical supervision, which can lead to non-compliance with recommended exercise parameters such as percentage body weight used as the load, speed of motion, and range of ankle flexion. Lack of control over the execution of prescribed exercises and the patients' compliance can result in consequences, such as prolonged rehabilitation, reduced effectiveness, or protocol abandonment. Similarly, in the field of research, inadequate execution of prescribed exercises can hinder the progress of scientific studies aimed at clearly identifying the impact of exercise parameters on healing. As such, the main objective of this study was to develop an accessible portable device inspired by current eccentric exercise protocols that would allow physiotherapists to determine exercise parameters based on each patient's clinical and anthropometric profile. To that end, we designed and validated a device that controls the load and range of flexion, and adjusts globally from the 5th percentile female to the 95th percentile male. In the short term, it could be used in clinics and at home for Achilles tendon rehabilitation. In the longer term, it will contribute to improving studies on the subject.

3.3. Introduction

Even though it is a common condition in the sports world, Achilles tendinopathy can also affect other populations, including sedentary people [4,5,22,54]. It can restrict daily activities such as walking, due to severe pain [4,5,8,14].

To treat Achilles tendinopathy, physiotherapy is first considered to promote a return to normal activity while avoiding invasive measures such as injections or surgery [15,22,54,55]. In current practice, physiotherapists frequently recommend that Achilles tendinopathy patients follow eccentric exercise protocols, such as the one introduced by Alfredson [4,8,15,26,54]. This protocol requires the patients to place their forefoot on a step and then drop their heel in a controlled manner to produce an eccentric contraction of the triceps surae muscle [8,15,56–58]. The knee can be flexed or not depending on the portion of the tendon to be activated. Over a period of twelve weeks, the patients perform three sets of fifteen repetitions, twice a day.

This type of protocol is well documented and helps to reduce pain and restore function. However, the reasons why the eccentric exercise protocol works remain unknown [8,15,52,59]. There are various hypotheses to explain the effectiveness of this protocol, one of which is that the

production of type I collagen, which is more resistant than the type III collagen often found in tendinopathies, is stimulated by eccentric exercises [60]. It is thought that the increased difficulty in controlling eccentric exercises induces high-frequency oscillations to the tendon and that would promote the production of a more resistant type of collagen (type I) [28].

A challenge identified with eccentric exercise protocols is the difficulty physiotherapists have in optimally dosing certain exercise parameters, such as execution speed, applied load, and range of motion [8,13,15,22,37]. For optimal effectiveness, these parameters should ideally be adjusted on a case-by-case basis [27,54,61]. The difficulty in optimally adjusting the parameters is due to the current lack of understanding of the mechanisms of action of eccentric exercises. Ultimately, the effectiveness of the protocol is compromised [4,8].

Another challenge is that once at home without any clinical supervision, it may be difficult for patients to control the exercise parameters (load, speed, and range of flexion) or follow the program diligently [5,15,26]. The issues patients have with following the recommended parameters stem from their difficulty estimating the amount of body weight used during the exercises according to their pain [15,27,37,54]. They may also experience a lack of motivation related to the duration of the process, which leads to lower adherence [15].

To overcome these challenges, physiotherapists can use multi-joint dynamometers (e.g., Biodex) to establish the initial exercise parameters and adjust them during patients follow-up. Not only have these systems been proven effective for rehabilitation, they also help monitor the patients rehabilitation process and provide feedback [43,62]. However, these devices are bulky and prohibitively expensive, making them difficult for clinicians—and therefore patients—to access.

Lack of control over the execution of the assigned exercises and patients compliance can lead to consequences such as a prolonged rehabilitation process, reduced effectiveness, or protocol abandonment [5,15,33,34,37]. After several months, the patients' dissatisfaction could lead them to resort to surgery in an attempt to regain their pre-injury level of mobility [8,55,63]. At the same time, protocol abandonment can hinder the progress of scientific studies aimed at clearly identifying the impact of the exercise parameters.

The objective of this project was therefore to develop an accessible, portable device inspired by current eccentric exercise protocols. The device must help to identify the initial eccentric exercise

parameters (load, speed, and range of flexion) based on the clinical and anthropometric profile of each patient. The physiotherapists would adjust the exercise parameters on the device as the exercise program progresses. In order to design a viable device, the approach of product development was used. The result is a portable, affordable, ambidextrous device that is adjustable to different body types and that allows the user to control the applied load.

3.4. Design, description and operation of the device

3.4.1. Design methodology

Initially, a functional analysis was performed to identify the various characteristics sought in a rehabilitation device. Physiotherapists were also consulted in order to identify priority needs. The answers all tended to go in the same direction: There is a lack of control over parameters such as load, speed, and range of motion applied to the tendon during eccentric exercises. In other words, it would be preferred to have better control over the execution of the exercises, especially in terms of the applied load.

Smaller prototypes were developed and tested, before the full-scale device was produced. An initial prototype (Figure 3.1a) was developed to confirm the feasibility of using constant-force springs. This first test validated whether the force applied by the springs would remain constant. However, we needed to make sure the springs followed a relatively circular trajectory to ensure that the moment developed at the malleolus remained constant. This test was conclusive, and a first computer-aided design (CAD) of the rehabilitation device was produced in SolidWorks 2020 (*Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France*). To ensure the safety of the device, the model was subjected to a Failure Mode, Effects, and Criticality Analysis (FMECA) in order to prevent as many operational failures as possible. A second prototype manufactured using 3D printing (Figure 3.1b), confirmed that overall handling and use were satisfactory at this stage. Finally, a design review confirmed that the specifications were met, paving the way for production of a full-scale device. Discussions with physiotherapists took place throughout the design process in order to properly frame the design.



Figure 3.1 : Functional validation prototypes. A) Model for spring validation;
 b) 3D-printed scale model.

3.4.2. Description of the full scale device

The rehabilitation device (Figure 3.2) consists of three subsystems: the housing, the foot support, and the exercise reproduction mechanism. The first subsystem (1), in blue, protects and holds together the inner components. The housing also makes it easy for the patient to transport the device. The second subsystem (2), in green, is used to adjust and position the foot. The third

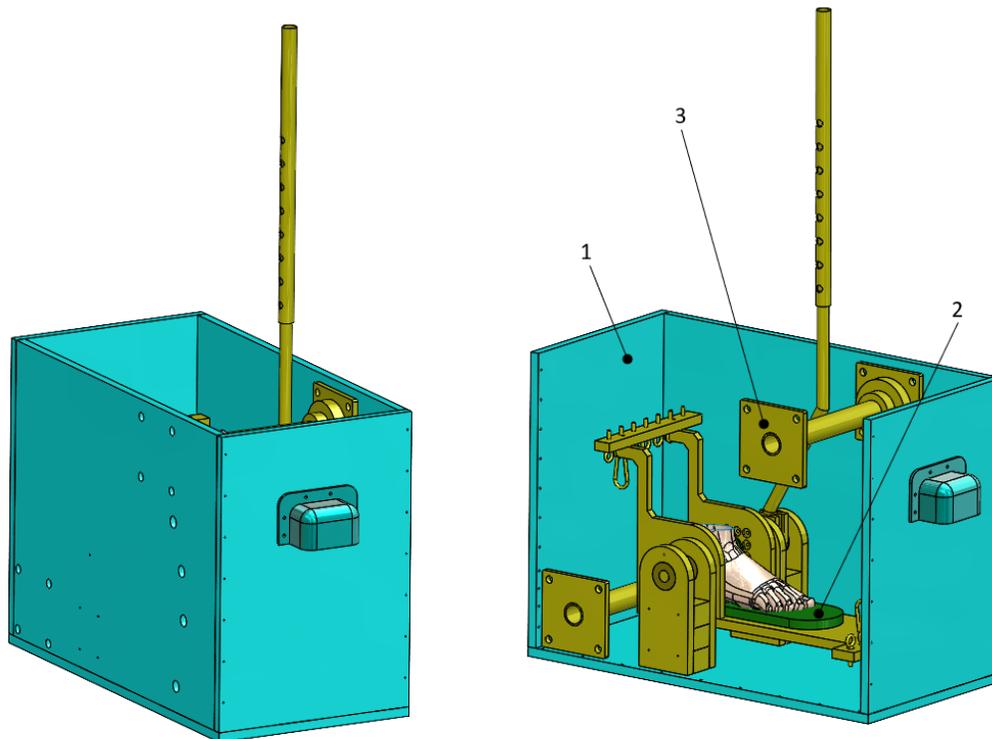


Figure 3.2 : Overview of the device. A) Presentation of the external housing. B) View of the internal mechanism.

subsystem (3), in yellow, reproduces the eccentric exercises in a controlled manner.

The housing

The first subsystem (Figure 3.3) is shaped like a large box. Its purpose is to protect, hold together, and transport the other two subsystems. There are handles on both sides to help with lifting and transporting the rehabilitation device. A future version could have wheels to make it even easier to transport from the clinics to the patients' house. The housing also has another function, i.e., it limits the range of dorsiflexion of the foot. Rotation of the foot support is limited by a cylindrical rod inserted in holes drilled into the sides of the housing. The current dorsiflexion settings are 15, 30 and 45 degrees.

The assembled device (Figure 3.3) allows to see the housing, the foot support and the exercise reproduction mechanism. The outside view shows the angle adjustments on the left wall. When all springs are in place, there is a stacking as it is shown on the left below. It was also found that springs tend to wrap around themselves.



Figure 3.3 : View of the assembled device. A) Inside and B) and outside.

Foot support

The second subsystem (Figure 3.4) is used to adjust the device to the anthropometric characteristics of each patient. It includes horizontal and vertical adjustments to align the ankle

joint axis with the device's centre of rotation. A heel rest (2.2) moves along a groove to adjust the horizontal position of the ankle joint axis and shims are used to adjust it vertically. The support also immobilizes the foot to restrict the number of degrees of freedom and to minimize unwanted movement. For that reason, straps are included (not shown) to attach and stabilize the foot on the device with the slots in the triangular part (2.3). That way, only ankle rotation is preserved, thereby promoting quality exercises.

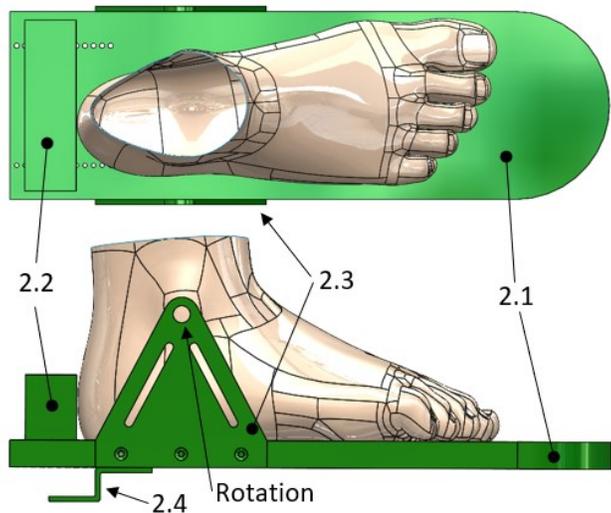


Figure 3.4 : Side view of foot support

Finally, the foot support (2) is removable: it can be removed from the device in order to adjust it or to more easily attach it to the foot. The bracket (2.4) fits into a machined opening in the reproduction mechanism platform (see Section 2.2.3).

Foot support subsystem assembly (Figure 3.5) is shown below. The circular mark in the upper part of the triangle indicates device's center of rotation : the malleolus has to coincide with this mark for a better functioning. Straps will be added to slots to maintain the foot in place.



Figure 3.5 : Fabricated foot support.

Exercise reproduction mechanism

The last subsystem is the most complex (Figure 3.6). It is also the main component since it is used to reproduce and control the eccentric exercises. The reproduction mechanism uses constant-force springs (3.3) to replicate the load—usually produced by the person’s own weight—applied to the tendons during exercise. Although other options were considered,

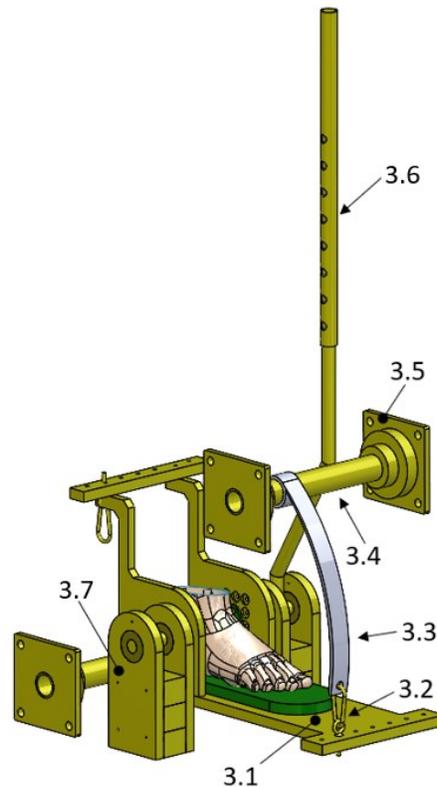


Figure 3.6 : Overview of the eccentric exercises reproduction mechanism.

including motors, springs were the preferred method of energy transfer, mainly because of their simplicity. An axis of rotation allows the support platform (3.1) to rotate, reproducing the effect of performing exercises on a step.

More specifically, the support platform (3.1) holds the foot support subsystem (2) once it is adjusted to the patient. The platform is equipped with screw eye rings into which snap hooks (3.2) are inserted. The springs (3.3) are then engaged by attaching them to the snap hooks. The springs are mounted on a shaft (3.4) attached to two ball bearings (3.5) screwed into the sides of the housing. The mechanism is loaded with the activation lever (3.6), which stores the potential energy in the springs. The lever is divided into two parts: a top part that fits over a bottom part.

The geometry of the bottom part is angled in places to avoid colliding with the various other parts. The base in which the handle is inserted is shaped like a shaft collar, allowing users to quickly move the handle to the other side depending on which foot is being targeted. It also allows the handle to be removed easily for transportation. The rotation supports (3.7) raise the mechanism off the floor of the housing, to produce a slight plantar flexion of 10 degrees. This is also the axis for the rotation that reproduces the eccentric exercises.

A maximum of eleven springs can be engaged to replicate the correct load to be applied to the tendon. Five are located at the back of the device and six at the front. The springs are all identical (9293K467, McMaster-Carr, Elmhurst, Illinois, USA). The use of constant-force springs (3.3) and snap hooks (3.2) makes it easy to adjust the load. Physiotherapists can simply engage more or less springs (using the snap hooks) to apply the desired load to the tendon. A single spring generates a force of 73 N. The springs at the back develop a moment at the ankle of about 17 Nm and those at the front, 27 Nm. However, to determine the load applied to the tendon, the physiotherapists need to consider the patients' foot length. In fact, the load applied to the tendon will vary because foot leverage differs from patient to patient. This results in a tendon load of approximately 162 N (back springs) and 252 N (front springs) for the 5th percentile female, and 119 N (back springs) and 184 N (front springs) for the 95th percentile male.

Finally, the exercises reproduction mechanism is assembled (Figure 3.7). The springs cannot be seen as they are assembled in the housing. Carabiners used to engage springs reproducing body weight are shown. To the right, the shaft collar is fixed on the shaft. The activation lever would be inserted into the collar.



Figure 3.7 : Exercises reproduction mechanism fabricated and assembled..

3.4.3. Operation of the device

The purpose of the device is to reduce patient's subjectivity and to upgrade exercise parameters while still being easy to use. Physiotherapists must feel confident letting patients do their exercises without clinical supervision. At the same time, patients must need to feel comfortable using the device. To achieve this, the various parts of the device must be easy to use.

Adjustments

The first step for the physiotherapists is to determine the load that each patient must apply to the tendon. The physiotherapists then select the number of springs needed to reproduce that load. The foot is then positioned horizontally and vertically on the support: the heel piece is moved into place, and the necessary shims are installed on the support so that the ankle lines up with the reference point. The degree of dorsiflexion is adjusted using an aluminum rod and holes drilled into the sides of the device. The physiotherapists select the desired range of motion and inserts the rod into the corresponding hole to lock the movement in the correct place. Finally, they adjust the lever by inserting it into the shift collar on the desired side and pressing the button to lengthen or shorten it to the patient's height.

Performing the exercises

Once the device has been adjusted, the patients can take it home. The first step in performing the exercises is to insert the lever into the shaft collar. Then, they tighten the straps on the foot support (already adjusted to the patient's foot) to immobilize the foot. The patients then places their resting foot on a step stool so that both feet are at the same height (to prevent an imbalance).

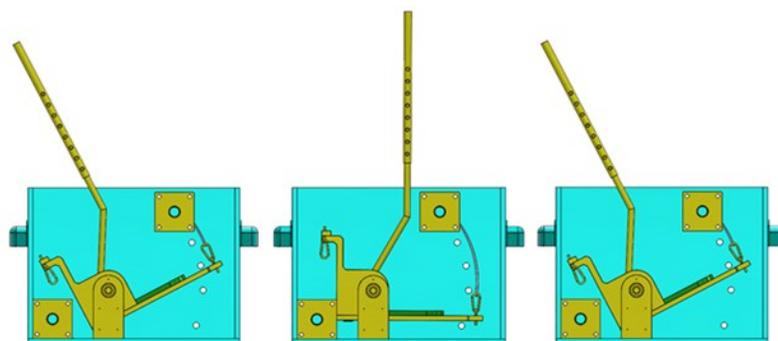


Figure 3.8 : Operating sequence. A) Support in neutral position, B) Lever pushed forward, which stretches the springs, C) Return to neutral position.

They insert their foot, attached to the support, into the square opening in the support platform.

They then move their foot back to engage the bracket with the platform. Once these preliminary steps are completed, the patients begin the exercises (Figure 3.8): They push on the lever to engage the springs and position the platform in the active position. The patients then resist their foot returning to the neutral position. The patients respect the pace and execute the number of repetitions specified by the physiotherapists. At the end, the patients move their foot forward to disengage the support and unbuckle the straps to free their foot.

3.5. Device performance

The device must adjust to various patient characteristics, such as anthropometrics, ankle flexibility, or the load to be applied to the injured tendon. Table 1 shows the performance of the device with respect to these characteristics. Regarding anthropometrics, the device generally fits from the 5th percentile female to the 95th percentile male. However, the height adjustment of the centre of rotation (i.e., malleolar height) needs to be improved, because it is currently only reaching the 60th percentile of a man (corresponding roughly to a woman in the 98th percentile) [64].

In terms of the load to be applied to the injured tendon, each spring generates a force of 73.4 N. When all five springs at the back are engaged to generate the baseline force, this results in approximately 592 N applied to the tendon for a man in the 95th percentile. For a woman in the 5th percentile, this would be 810 N, which is far too high. It is possible to engage fewer springs at the back to reduce the force applied to the tendon. Thus, engaging three springs at the back would produce 486 N for the same woman. To increase the force generated, six springs at the front can be engaged one by one. Each spring adds approximately 252 N to the tendon for the 5th percentile female and 184 N for the 95th percentile male (for details, see Table 1). Compared to the current protocol, the load applied to the tendon of a woman in the 5th percentile is estimated at 503 N versus 1,086 N for a man in the 95th percentile.

The range of motion is 55° and varies between 45° dorsiflexion and 10° plantar flexion. According to the range of motion data reported in the literature [65–67], the range of motion is known to vary, approximately, between 10° and 20° for the dorsiflexion. For the plantarflexion, it would be between 40° and 55°. The range of motion of the device is therefore not representative

of that of a healthy human ankle, i.e., without a tendon injury. The 45° angle of dorsiflexion is much too high and would have to be reconsidered.

Table 3.1: Performance data for the device designed according to anthropometry, ankle flexibility, and force to be applied to the injured tendon [64].

Anthropometric parameters	Results
Width of foot support	11 mm, or 1 mm less than 95 th percentile male
Length of foot support	32 mm, or more than 99 th percentile male (when heel rest is moved back)
Horizontal adjustment of centre of rotation (using the heel rest on the foot support)	36.5 mm, or from 5 th percentile female to 95 th percentile male
Vertical adjustment of centre of rotation (using 3-mm spacers)	73 mm, or up to 50 th percentile male
Load resolution for back springs	17.2 Nm, i.e.: <ul style="list-style-type: none"> • 162.0 N at the tendon for the foot of a woman in the 5th percentile • 118.5 N at the tendon for the foot of a man in the 95th percentile
Load resolution for front springs	26.7 Nm, i.e.: <ul style="list-style-type: none"> • 252.1 N at the tendon for the foot of a woman in the 5th percentile • 184.5 N at the tendon for the foot of a man in the 95th percentile
Number of load levels	11
Maximum tendon load for back springs	17.2 Nm/spring for a maximum of 85.9 Nm at the ankle, i.e.:

	<ul style="list-style-type: none"> • 810.2 N for the foot of a woman in the 5th percentile • 592.3 N for the foot of a man in the 95th percentile
Maximum tendon load for front springs	26.7 Nm/spring for a maximum of 160.3 Nm at the ankle, i.e.: <ul style="list-style-type: none"> • 1512.3 N for the foot of a woman in the 5th percentile • 1105.6 N for the foot of a man in the 95th percentile
Range of flexion	55°: from 45° dorsiflexion to 10° plantar flexion
Resolution in flexion	15° for dorsiflexion, 10° for plantar flexion

The device must be quick and easy for physiotherapists to adjust. Thus, only three common tools (hex keys, wrench, screwdriver) and shims are needed to adjust the device. Initially, the time needed to adjust the load, using the snap hooks, was 20 seconds per spring engaged. However, the snap hooks have been replaced with screws and bolts to correct the twisting of the springs and ensure proper functioning. It now takes up to 45 seconds per spring, for the 6 front springs, to adjust the load. However, the more springs there are, the harder it gets to increase the load, meaning it can take more than a minute for the last two springs.

The device designed and manufactured to validate feasibility, without weight optimization, weighs 42.3 kg, which far exceeds ergonomic recommendations. In fact, Canadian federal government guidelines recommend that a person who is unaccustomed to lifting loads not attempt to lift more than 23 kg [68]. The dimensions of the device are 700 mm wide, 500 mm high and 355 mm deep. These dimensions allow the device to be placed in the trunk of a small car without too much difficulty. The device is equipped with two handles for easy handling but does not yet have wheels for easy vehicle-to-home transport.

The device is quite simple and intuitive to use. The stand, attached to the mobile support, is easily inserted into the device and fits easily into the mechanism platform. It takes no more than 30 seconds before the exercises can be started.

As far as the exercise itself is concerned, it involves an eccentric contraction of the gastrocnemius and soleus muscles. However, compared to the exercises performed on a step, the device produces the reverse movement. In other words, exercises on a step generally involve heel drops, whereas with the device, they involve an upward motion of the forefoot. Moreover, they are open chain exercises, meaning it is the body part (here it is the foot) that is in motion, unlike the usual closed chain exercise obtained while walking or example.

Finally, the lever breaks down the eccentric and concentric phases through activation of the upper body. Using the lever makes this just as easy—if not easier—than when the exercise is performed on a step. Furthermore, the arm and calf movements are well synchronized. However, there are areas for improvement. First, the lever is positioned too close to the coronal plane of the body, which limits the force deployed by the arm to activate it and engage the stretching of the springs. This position can also cause patients to lose their balance if they attempt to hold onto the lever as it moves backwards. Also, the shaft collar does not tighten enough to prevent slippage with high loads.

The device is easy to maintain. Only the springs need to be changed on a regular basis. Based on a lifespan of 3,000 cycles and two daily exercise sessions, they would need to be changed monthly. It can take up to 15 minutes to change the springs.

Finally, the final device was developed at a cost of just over CAD\$4,500, with the main expenses being the purchase of materials and machining. There is also the additional cost of monthly spring changes (at about CAD\$10 per spring).

3.6. Discussion and conclusion

The goal of the current project was to develop an affordable rehabilitation device for Achilles tendinopathy, which we proved to be possible. It can be used to perform eccentric exercises similar to the protocols prescribed in current practice. It also adjusts to the anthropometric characteristics of different patients in order to standardize the exercises performed. The device is

composed of a housing made up of a constant-force spring mechanism that reproduces the full or partial load of the person's weight. The unit includes a foot support used to position the ankle at the device's centre of rotation. The product allows for better control of the exercise parameters, in particular the load applied to the tendon and the range of flexion. The device can be used to perform the exercises in standing position. In the short term, the device could facilitate the rehabilitation process by allowing for better control of at-home exercise parameters. In the long term, it should advance knowledge in the field of tendon healing.

The device represents a breakthrough in the field of Achilles tendon rehabilitation since it compensates for the absence of clinical supervision by controlling the exercise parameters. The use of constant-force springs remains its main strength, since it allows physiotherapists to select the exact load to apply. Another strength is the device's centre of rotation, which aligns with the patients' malleolus. This feature allows the leg to remain in a constant position during the exercises, thus stretching the tendon.

However, the device has some limitations. Despite being portable, it is very heavy, which can prohibit many patients from carrying it. Since it is a prototype, the device has not yet been optimized; optimization would be needed to lighten the components. The device also does not allow for enough plantar flexion and creates too much dorsiflexion. However, this could be easily rectified in a beta version of the device. This range of flexion could be adjusted by changing the geometry of a few components to raise the centre of rotation within the housing. Similarly, the resolution of the angle adjustment needs to be increased: the increments would be made smaller for better angle adjustment. In terms of load, more fatigue-resistant springs could be used to extend the useful life beyond 3,000 cycles without loss of efficacy. The spring activation method must be reviewed. It needs to be possible to attach them faster, as this would make the process easier for physiotherapists, thus making the device a more interesting option for them. Improvements are also needed to the lever and its attachment system, in order to activate the springs effectively. One solution would be to move the lever forward so that it is in front of the body at all times. A simple bolt would also prevent the shaft collar from slipping. As for the anthropometric range of the device, it needs to be refined to make the device perfectly compatible with patients from the 5th percentile female to the 95th percentile male. One option for covering this anthropometric range would be to develop several versions of the device (e.g., small,

medium, large). These versions, tailored to various anthropometric groups within the population, would be easier to adjust and less heavy. Finally, once in commercial production, the device could be produced at a relatively low cost. Nevertheless, the price of the device is much lower than that of a multi-articulated system.

The device shows promise for the field of physiotherapy. The clinical aspect of the device should be helpful, and the esthetics are appealing. If the device were to remain in its current form, clinical use would be possible. To simplify the device and its adjustment, the load resolution could be less accurate than what it is currently. This means fewer springs would be needed.

The device allows for eccentric exercises similar to those currently performed on a step. While it is less accessible than a step, it allows the physiotherapists to select the exact load applied and the desired range of motion. Also, the price tag of CAD\$4,500 for the device prototype is much less than the average of CAD\$30,000 for a multi-articulated system [69]. It also must be noted that the device cost would drop in production. Moreover, multi-articulated systems are not very accessible since they are not portable and very expensive compared to our device.

Finally, the project demonstrated that the use of a portable rehabilitation device for Achilles tendinopathy is within the reach of physiotherapists and would allow them to select the load and range of motion in order to improve rehabilitation processes. This device charts new territory in the field of Achilles tendon rehabilitation, since it can be used to control the exercises performed by the patients at home. A next step is to simplify the device by producing several versions, each targeting a smaller segment portion of the population. It also needs to be easier to transport. Clinical studies must be conducted to assess the impact of controlling the load and range of motion of the exercises on the effects and effectiveness of eccentric exercises.

3.7. Acknowledgement

We wish to thank Technifab Enr. For machining the full scale device. We also wish to thank the physiotherapist who agreed to speak to us. Finally, we would like to point out the work of Aëlig Buffard who helped by starting the project and Jean-Luc Lessard who shared some of his technical expertise on the project.

3.8. Funding

This work was supported by an NSERC Discovery Grant and by an NSERC Chair for Women in Science and Engineering grant awarded to Eve Langelier.

CHAPITRE 4 – INFORMATION ADDITIONNELLE

L'article aborde les sujets les plus importants du travail de recherche et de conception. Il y a cependant plusieurs autres sujets et idées qui sont dignes d'être mentionnés. Ces compléments d'information ajoutent donc une autre dimension en fournissant davantage de détails sur le déroulement du projet de recherche et ses résultats.

4.1. Méthodologie et conception de l'appareil

Cette section aborde, dans un premier temps, la méthodologie de conception de l'appareil, soit la démarche de développement de produit. Dans un deuxième temps, certains choix de conception sont expliqués afin de comprendre leur origine. La démarche se solde en un appareil portatif, abordable, ambidextre et ajustable aux différentes anthropométries.

4.1.1. Méthodologie

Le développement de l'appareil est passé par plusieurs phases telles que mentionnées dans l'article. Certaines de ces phases ont toutefois été laissées de côté afin d'assurer une meilleure concision. L'une des premières étapes du travail de conception fut de construire un arbre fonctionnel afin de déterminer les fonctions que l'appareil doit réaliser. L'arbre fonctionnel est présenté en annexe A.

Cet arbre fonctionnel a contribué à la création d'un tableau des spécifications. Des notes à la conception en ont aussi découlé. Les objectifs associés à ces fonctions y sont aussi inscrits. Les résultats principaux de la revue du cahier des charges sont abordés dans l'article. Cependant, pour une révision plus exhaustive, il est possible de consulter ce tableau et les notes à la conception en annexe B.

Dans le même ordre d'idées, les principaux risques ont été évalués lors d'une analyse des modes de défaillance, de leurs effets et de leur criticité (AMDEC). Cette analyse, effectuée avec le prototype en impression 3D, avait pour but de juger des principaux risques et des bris potentiels. Cette analyse a permis de déterminer sans surprise que les principaux risques sont liés aux blessures du pied. Des moyens de mitigations ont été considérés dans la conception. Cependant,

le prototype final ne comprend pas toutes ces mesures puisque son utilisation est restée à l'interne pour une validation des principaux systèmes. Ce tableau est aussi présenté en annexe C.

Avant de poursuivre avec la fabrication des prototypes, des revues de conception ont eu lieu et des discussions ont été entreprises avec des physiothérapeutes afin de valider le développement de l'appareil. Ce processus avait pour but de bien orienter la conception. Les discussions avec les physiothérapeutes sont abordés plus loin.

4.1.2. Choix de concepts

Ressorts vs moteur

L'utilisation de moteurs a été considérée lors du développement de l'appareil puisqu'il est important que la charge appliquée au niveau du tendon demeure constante durant l'exercice excentrique. Toutefois, l'utilisation de ressorts demeurerait plus intéressante, de par leur simplicité d'utilisation. Si l'option du moteur avait été retenue, le contrôle du moteur aurait dû être réalisé et il aurait aussi été nécessaire de concevoir une plateforme facile d'utilisation. La masse et le coût de l'appareil auraient aussi été plus élevés avec un moteur, or les ressorts restaient des candidats pertinents dans le contexte. En effet, le résultat escompté demeure un appareil accessible. Il doit être abordable et le moteur augmenterait considérablement les coûts liés à l'appareil.

Les ressorts à force constante ont donc été choisis. Ces ressorts ont comme caractéristique d'être enroulés sur eux-mêmes et de déployer la même force, peu importe combien ils sont déroulés. Il est possible de bien le visualiser à la figure 3.1a. La trajectoire de déploiement des ressorts a été étudiée afin de s'assurer que le levier demeure constant tout dépendant l'emplacement du support pour pied, et donc, de la charge appliquée à la plante du pied pour étirer le tendon. Dans un premier temps, un prototype a été réalisé dans le but d'observer comment se comportent les ressorts à force constante. Il a été observé qu'ils suivent une trajectoire s'apparentant à un cercle, tel qu'illustré à la figure 4.1 : cette approximation a été conservée. Dans un deuxième temps, un DCL (diagramme de corps libres) a été réalisé afin de calculer la variation des forces et de s'assurer de la constance de la charge appliquée au tendon. Le DCL est observable à la figure 4.2a. Ce dernier a permis de développer des relations avec le schéma de la figure 4.2b et de monter des équations calculant la force selon l'angle du pied : lors d'un cycle entre 45 degrés de

flexion dorsale et 10 de flexion plantaire, le moment créé par les ressorts varie de moins de 3 pour cent comme on peut le remarquer sur la figure 4.3. On en déduit donc que la charge reportée au tendon est aussi plutôt constante. L'équation utilisée se trouve ci-dessous.

$$M_o = F_y * L_x \pm F_x * L_y \quad (1)$$

$$M_o = F \cos(\theta) * L \cos(\alpha) \pm F \sin(\theta) * L \sin(\alpha) \quad (2)$$



Figure 4.1 : Prototype montrant la trajectoire des ressorts.

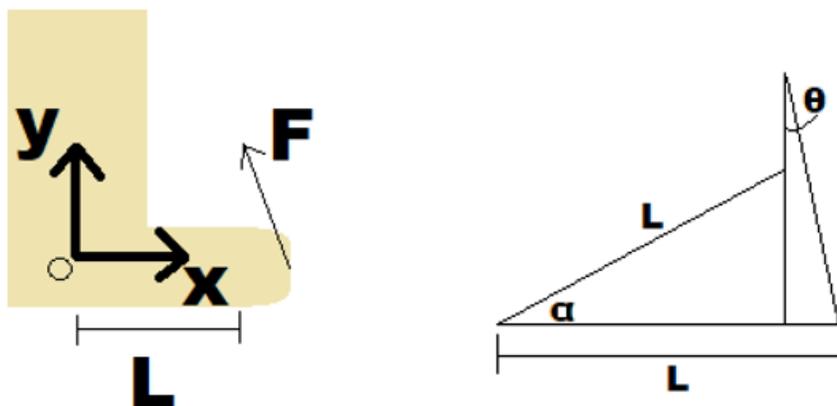


Figure 4.2 : Physique appliquée aux exercices

A) DCL du pied.

B) Développement des équations pour déterminer la constance des ressorts..

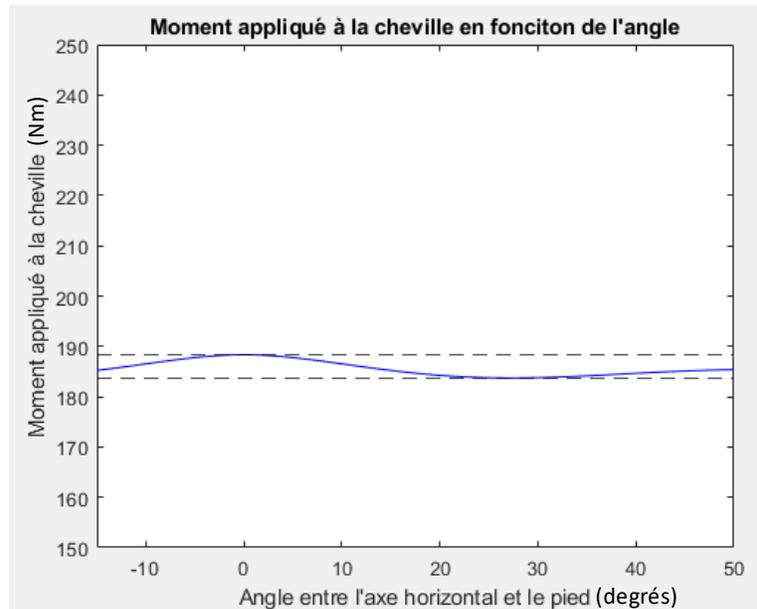


Figure 4.3: Graphique montrant la variation du moment à la cheville.

Pour un fonctionnement optimal de l'appareil, il faut ajouter qu'une charte de grandeur serait nécessaire, puisque chaque morphologie de patient est différente. En effet, le levier créé par le pied du patient doit être pris en compte afin de bien sélectionner la charge qui sera appliquée sur le tendon et cela peut s'avérer complexe. La plante du pied applique une force sur le support afin de résister au moment créé à la malléole par les ressorts, et donc sur l'axe de rotation de l'appareil. Le tendon situé derrière la malléole se retrouve ainsi étiré. Cependant, le levier (distance entre la malléole et la plante du pied) diffère d'un patient à l'autre et c'est pour cette raison qu'une charte serait nécessaire. En d'autres mots, une grande personne ayant un poids plus élevé peut voir le nombre de ressorts engagés être diminué s'il a de plus petits pieds que la moyenne des personnes de poids semblable. Cela s'explique par le levier créé par le pied de ce patient puisque son pied est plus petit, le levier l'est aussi et il devient plus difficile de résister à une plus grande charge.

Mousquetons vs crochets

D'autre part, il a été déterminé dès le début du projet que les physiothérapeutes souhaitent un appareil facile et rapide à ajuster. Conséquemment, différentes options d'ajustement ont été

évaluées afin de définir la plus rapide. L'option des mousquetons a été préférée puisqu'il est facile d'engager un ressort par l'entremise de ces derniers puisqu'il existe déjà un trou dans l'extrémité du ressort tel qu'illustré à la figure 4.4.



Figure 4.4 : Mousqueton dans l'ouverture située à l'extrémité d'un ressort.

Il faut toutefois que ceux-ci soient assez résistants pour ne pas se briser ou se déformer. Une autre option qui fut considérée pour sa rapidité était l'utilisation de crochets. Cependant, cette option engendrait un risque de détachement des ressorts, et donc, de blessure pour le patient. Le choix de conception initiale a dû changer en cours de route puisqu'il y avait une torsion des ressorts sur eux-mêmes et que le trou usiné sur les ressorts était trop petit pour utiliser des mousquetons assez résistants (plus gros diamètre).

Plage de flexion d'un patient atteint de tendinopathie

Un autre aspect à considérer lors de conception était de s'assurer que le patient puisse aisément insérer son pied dans l'appareil. Dans les cas les plus graves de tendinopathies, il peut être difficile pour un patient de plier son pied afin de le mettre dans l'appareil. Ce point de conception a donc été considéré lors du développement. La conception finale fait en sorte qu'on prépare le pied à l'extérieur du boîtier, sans flexion, et qu'on l'installe ensuite dans l'appareil.

4.2. Échange avec les physiothérapeutes

Les discussions qui ont eu lieu avec des professionnels de la physiothérapie ont été essentielles pour le bon déroulement du projet et pour orienter la conception vers un extrant répondant aux

besoins des patients et des cliniciens. Les éléments de consultation ayant été plus déterminants sont abordés ici.

Un premier besoin important pour la conception de l'appareil se situe au niveau de la progression du patient. L'augmentation de la charge appliquée au tendon se doit d'être graduelle durant la guérison afin d'obtenir un traitement qui soit efficace et sécuritaire. Tous les physiothérapeutes interrogés sont d'accord à ce sujet. Il est donc très important de développer un appareil possédant plusieurs gradations de chargement dans le but de personnaliser le traitement selon la progression de chaque patient.

De plus, la majorité d'entre eux ont mentionné que le contrôle de la charge était plus important que le contrôle de l'amplitude du mouvement. Le contrôle de la vitesse a cependant aussi une grande importance pour les physiothérapeutes.

Le point le plus marquant demeure l'importance accordée au temps de préparation que les physiothérapeutes sont prêts à dédier à l'ajustement d'un appareil de réadaptation. En effet, la majorité d'entre eux désire que l'ajustement ait une durée inférieure à 5 minutes, et très peu seraient prêts à y investir plus de 7 minutes. Il est primordial que l'ajustement de l'appareil soit simple et bref si l'on veut favoriser son utilisation par les physiothérapeutes. Il a d'ailleurs été mentionné que malgré leurs limites relativement au dosage de la charge et de l'amplitude, les protocoles d'exercices actuels procurent l'avantage de ne demander aucune préparation. Afin de rivaliser avec les protocoles actuels, il est nécessaire de faciliter l'ajustement et de limiter le temps de préparation.

À la suite d'une étude conceptuelle, le prototype en impression 3D a été présenté aux physiothérapeutes et des rétroactions sur son fonctionnement ont été recueillies. L'appareil proposé offrait la possibilité d'effectuer des exercices excentriques sans être obligé d'effectuer la phase concentrique. Chez les physiothérapeutes consultés, un peu plus de la moitié ne voyait aucun problème à ce que l'appareil soit d'abord conçu pour favoriser les exercices excentriques. Il y a néanmoins une possibilité d'intégrer la phases concentrique dans un second prototype si désiré. Il ne s'agit toutefois pas d'une demande qui avait été formulée initialement, mais cela pourrait être une valeur ajoutée pour certains professionnels. Certains ont également formulé des propositions afin d'améliorer l'appareil. Parmi celles-ci, la suggestion phare est celle d'offrir la

possibilité au patient de voir le mouvement qu'il effectue. Il serait aussi pertinent, selon les physiothérapeutes, de simplifier la mécanique liée à l'ajustement des ressorts.

Enfin, après visualisation du fonctionnement, plus de la moitié des physiothérapeutes consultés a démontré un intérêt pour l'utilisation de l'appareil. Ces derniers souhaitent expérimenter le fonctionnement de l'appareil par eux-mêmes afin d'en savoir plus sur ses capacités.

4.3. Améliorations apportées à l'appareil et analyse

À la suite de la première évaluation du prototype de grandeur réelle, des modifications ont été apportées afin d'en améliorer le fonctionnement. Certains éléments de la conception demandaient d'être révisés dans le but d'offrir de meilleurs résultats. Ces éléments n'ont pas tous pu être abordés dans l'article. La plupart des modifications sont mineures bien qu'elles aient un effet notable sur l'appareil. Elles n'ont cependant pas changé son fonctionnement. Les améliorations apportées au prototype facilitent plutôt l'utilisation de l'appareil. Elles le rendent plus intéressant, mais peuvent toutefois créer de nouvelles complications qui doivent être prises en compte à leur tour. En général, les ajouts occasionnent plus d'aspects positifs que négatifs. Il est donc pertinent de mentionner ces améliorations et de les analyser.

4.3.1. Boîtier

Au niveau du boîtier, le format a été corrigé, tel que montré à la figure 4.5, afin de permettre

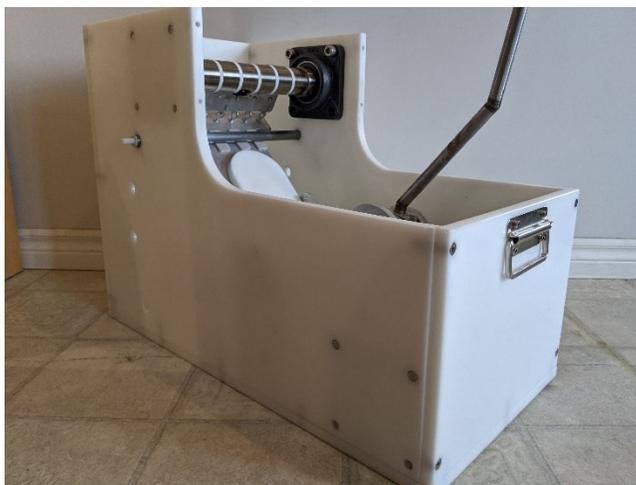


Figure 4.5 : Le boîtier après la coupe de la partie arrière.

l'exécution d'exercices en position assise. Cette position était initialement entravée par l'arrière du boîtier qui était trop élevé. Après les modifications, la partie arrière a été abaissée pour libérer le derrière de la jambe du patient lorsqu'il réalise des exercices assis. La poignée qui se situait sur la face arrière a aussi été abaissée. La coupe effectuée à l'arrière a permis d'effectuer des exercices en position assise et de réaliser que cette position demeure une problématique de l'appareil. Bien que le derrière de la jambe soit maintenant libéré de la paroi, une nouvelle interférence apparaît avec la partie horizontale servant à engager les ressorts à l'arrière (voir figure 3.3). L'ergonomie est à revoir puisque le patient, une fois en position, se trouve loin du mécanisme de reproduction des exercices. Sa jambe est éloignée de son corps et il se trouve dans une position où l'angle de flexion plantaire est élevé, or la force produite est moins grande puisque le pied est en « fin de course ». Pour réaliser des exercices de cette façon, l'appareil devrait être angulé afin que le pied, en position initiale, soit à 90 degrés. Par ailleurs, il est difficile, voire impossible, de remettre le manche en position initiale en position assise. Dans le cadre du projet, l'option d'effectuer les exercices en position assise a donc été éliminée. Ceci n'a toutefois pas d'impact négatif majeur, puisque les protocoles d'exercices actuels se réalisent debout. Il est aussi important de mentionner qu'il y a une possibilité de glissement du boîtier au sol. Il doit donc être plaqué contre un mur pour être stabilisé. Une autre option serait d'ajouter une pellicule de matière adhérente sous le boîtier afin d'empêcher le glissement.

4.3.2. Support pour le pied

Au niveau du support pour le pied, des sangles ont été ajoutées telles qu'il était initialement prévu. Ces sangles permettent de bien fixer le pied et de minimiser les mouvements indésirables. Par ailleurs, un point d'attache a dû être ajouté aux deux côtés du support dans le but d'ajouter la deuxième sangle (figure 4.6). L'une de ces sangles se situe au niveau de la



Figure 4.6 : Le support pour pied après améliorations.

cheville afin de maintenir le pied collé sur la talonnière. L'autre sangle se situe vis-à-vis la pointe du pied, tout juste avant les orteils. Elle permet d'empêcher le pied de décoller et d'exécuter des mouvements latéraux.

Les sangles ajoutées permettent un bon maintien du pied. L'ajout d'une pièce de chaque côté du support a permis d'ajouter une deuxième sangle sur l'avant du pied. Cette sangle maintient le pied en contact avec le support durant l'entièreté de l'exécution du mouvement. Il s'agit d'un bon avantage pour un étirement complet du tendon. Cette addition n'a pas provoqué de problématique autre tout en améliorant le fonctionnement général de l'appareil.

4.3.3. Manche d'activation

Pour engager les ressorts, le patient pousse sur le manche d'activation. Cependant, la force engendrée par les ressorts devenait vite trop grande et le manche glissait. Une ouverture existait préalablement dans l'arbre de rotation du mécanisme de reproduction des exercices tel qu'illustré à la figure 4.7a. Cette dernière a été utilisée pour remédier au glissement. La méthode de fixation est passée du serrage à une fixation par boulon afin d'assurer une jonction solide des éléments. Le boulon vient agir comme une clavette s'insérant dans l'arbre pour bloquer la rotation. De cette



Figure 4.7 : A) Trou utilisé dans l'arbre pour empêcher le glissement.
B) Collier d'arbre avec boulon empêchant le glissement.

manière, il n'y a plus de glissement du manche et la force engendrée par les ressorts ne dépasse

pas la capacité du système de fixation du manche. La poussée se retrouve alors de plus grande qualité. Cette modification s'observe à la figure 4.7b.

Cependant, la grande force déployée par les ressorts s'est fait sentir directement sur le manche. Cette force a causé, après quelques répétitions, le bris d'un joint sur le manche tel qu'illustré à la figure 4.8. Le manche n'est donc pas assez résistant pour reprendre cette grande charge. Il existe quelques options d'optimisation à considérer. Il serait possible de concevoir un nouveau manche possédant moins de jonctions. Augmenter l'inertie de section pourrait aussi contribuer à rendre le manche plus résistant. Enfin, le choix du matériau pourrait aussi améliorer la résistance du manche.



Figure 4.8 : Bris du manche d'activation.

4.3.4. Ressorts

À la suite de la validation de l'équipe, il a été mis de l'avant que la force déployée par les ressorts pouvait être démesurée pour le patient. Une vérification a déterminé que la force était effectivement trop grande. Une erreur s'était glissée dans le calcul du levier appliqué par le pied : la distance talon-malléole n'avait pas été soustraite au levier créé par le pied, la force demandée aux ressorts avait donc été surévaluée. Cette distance a été soustraite et une différence notable a pu être constatée : la force est beaucoup plus adaptée au patient.

Une nouvelle sélection de ressorts est de mise afin d'adapter le mécanisme à la plage initialement prévue (5^e percentile femme au 95^e percentile homme). Il est toutefois possible, pour des fins de

validation, de sélectionner moins de ressorts à l'arrière de l'appareil pour diminuer la charge et ainsi adapter la force à appliquer sur le tendon.

4.3.5. Pistes d'amélioration

L'appareil actuel a été validé, c'est-à-dire que les ajustements des paramètres d'exercices sont possibles et les bons muscles sont mis en action. Néanmoins, il demeure primordial de revoir certains mécanismes de l'appareil ainsi que leurs caractéristiques actuelles afin d'améliorer le prototype. Différentes pistes peuvent être explorées à ce niveau afin d'atteindre une manœuvrabilité.

Ajouts de roues pour une plus grande facilité de déplacement

Il faut se rappeler que le poids de l'appareil est très élevé et qu'il s'agit du principal défaut de ce dernier. En effet, le poids est environ 20kg au-dessus des normes en vigueur actuellement. Bien que le poids doive être abaissé, il serait intéressant d'ajouter une paire de roues sur l'appareil afin de faciliter les déplacements. Ces roues ne devraient toutefois pas nuire à l'exercice puisque l'appareil doit demeurer stable en tout temps. Il serait aussi possible de diviser l'appareil en plusieurs petits formats plus facilement transportables, mais cet élément sera discuté en détail dans une prochaine section puisqu'il est aussi question d'un ajustement personnalisé pour le patient.

Suivi du cycle de vie des ressorts

Le choix des ressorts à force constante permet une simplification de l'utilisation de l'appareil. Il est ainsi plus facile à ajuster et à utiliser que si des moteurs avaient été utilisés. De plus, aucune source d'énergie n'est nécessaire sauf celle du corps du patient. Cependant, les ressorts apportent aussi quelques désavantages. L'un d'entre eux est le remplacement de ces ressorts eux-mêmes : ils ont un nombre de cycles limités selon leur taille. Ceux qui ont été utilisés dans le cadre du projet possèdent une limite de 3000 cycles. À raison de 180 répétitions par jour, les ressorts sont utiles pour un peu plus de 16 jours. Il s'agit d'une limitation importante, or il serait intéressant, dans un premier temps, de trouver des ressorts avec un cycle de vie plus élevé. Il serait aussi envisageable de chercher un autre moyen de reproduire la charge du corps afin d'accroître le temps d'usage sans entretien sans complexifier l'appareil. Dans un deuxième temps, il serait

pertinent d'ajouter un compteur dans l'appareil afin de facilement compter le nombre de répétitions et mieux identifier le moment de l'entretien. Dans cette éventualité, il faudrait trouver le moyen de séparer le nombre de cycles des ressorts engagés et de ceux ne l'étant pas.

Diviser en plusieurs formats

Bien que ce point ait été abordé dans l'article, il demeure intéressant de le développer davantage. L'appareil actuel est volumineux et lourd : il doit impérativement être allégé pour le prêter aux patients. Par ailleurs, il est important de spécifier qu'à la suite de discussions, il a été déterminé qu'une grande précision n'est pas primordiale. Cette nouvelle information permet plus de latitude au niveau de l'ajustement de la charge (ou, autrement dit, une gradation plus grossière de la charge) d'où potentiellement un nombre moins élevé de ressorts se traduisant donc par moins de poids.

Comme soulignée dans l'article, il est possible de diviser l'appareil en formats semblables et plus adaptés. L'appareil serait fabriqué en différents formats (p. ex., petit, moyen, grand) s'ajustant chacun à un registre de patients mieux définis.

D'autres possibilités sont néanmoins envisageables. Lors du développement de l'appareil, un prototype très simple a été développé (voir figure 3.1a) pour la validation de l'utilisation de ressorts à force constante. Celui-ci pourrait être intéressant à reconsidérer dans une optique de prêt au patient. En modifiant un peu la structure, le point de rotation de la cheville pourrait coïncider avec celui de l'appareil. Ce modèle pourrait être conçu de manière à toujours offrir la même résistance, donc sans besoin de modifier le nombre de ressorts engagés. Par exemple, l'appareil pourrait être conçu de façon à couvrir une plage prédéfinie. On peut ainsi penser à des appareils de 25 à 250 livres avec des multiples de 25 livres. Les physiothérapeutes détiendraient alors une dizaine d'appareils. Après un ajustement pour la taille du pied, la charge varierait légèrement et le patient pourrait facilement partir avec la charge appropriée à son cas selon sa phase de guérison.

Finalement, il serait possible de développer un appareil ayant comme caractéristique de transporter moins de ressorts et de faciliter le changement de ces derniers. De cette façon, les ressorts non utilisés n'auraient pas à toujours être transportés inutilement. Le physiothérapeute pourrait sélectionner et installer seulement la charge nécessaire pour son patient et puisqu'une

grande précision n'est pas primordiale, un nombre limité de ressorts serait rangé dans la clinique. Avec les ressorts de la clinique, le physiothérapeute ajusterait graduellement la charge à environ 20% du poids du corps, 40%, 60%, puis 80%. Ainsi, seulement trois ou quatre bases d'appareil seraient nécessaires dans une même clinique.

Sélection du nombre de ressorts

L'accouplement des ressorts doit aussi être amélioré. L'utilisation de mousquetons était une option rapide, mais elle a dû être modifiée pour un meilleur contrôle des ressorts. Cependant, l'utilisation actuelle de boulons et d'écrous n'est pas rapide bien que les ressorts produisent plus efficacement la charge et que le résultat visuel soit plus agréable. La figure 4.9 montre ce nouvel assemblage.

Une solution permettant un assemblage rapide tout en assurant un accouplement efficace des ressorts reste à être trouvée. Un assemblage avec des connecteurs rapides ou des rivets amovibles pourraient être intéressants à étudier.

De plus, pour un fonctionnement optimal de l'appareil, une charte de grandeur doit être développée. En effet, tel que mentionné précédemment, la distance entre la cheville et la plante du pied de chaque patient doit être pris en compte puisque cette distance correspond au levier appliqué et elle fait varier le nombre de ressorts à engager. Il s'agit d'un point important pour un ajustement idéal.



Figure 4.9 : Utilisation de boulons et écrous pour la sélection des ressorts.

CHAPITRE 5 – CONCLUSION

La conclusion se divise en trois phases. Tout d’abord, un survol du projet de recherche est effectué afin de se remémorer les idées-clés. Ensuite, les contributions originales sont énoncées. Cette section permet de saisir les bénéfices générés par ce travail. Enfin, il est question des prochaines étapes du projet de recherche. Bien que la conception, la fabrication et la validation d’un premier appareil soient terminées, d’autres étapes devront être complétées afin d’améliorer l’appareil et de déterminer son efficacité.

5.1. Sommaire

Le présent projet avait pour but de concevoir, de fabriquer et d’évaluer un appareil d’exercices de réadaptation adapté au tendon d’Achille afin d’améliorer le processus de guérison. L’avenue privilégiée fut de développer un appareil contrôlant les paramètres d’exercices en supposant que cela pourrait optimiser la guérison et faciliter un retour aux activités normales.

L’approche utilisée fut celle du développement de produit. Un cahier des charges a été dressé par l’entremise d’un état de l’art, de rencontres avec des spécialistes et d’une analyse fonctionnelle. Il a été déterminé que le paramètre de charge était le plus important à contrôler.

Un premier prototype a alors été fabriqué afin de valider l’utilisation de ressorts à force constante. Le but était de s’assurer que la force produite par les ressorts demeurait bel et bien constante lors du mouvement. Le prototype a permis de valider que le ressort à force constante suit une trajectoire similaire à celle d’un arc de cercle. Ainsi, en modélisant la trajectoire par un arc de cercle, il a été évalué que la variation de force sur la plage de flexion dorsale/plantaire est acceptable. Les ressorts à force constante ont alors été utilisés pour la suite du projet plutôt que d’employer des moteurs ou tout autre type de systèmes de production ou d’emmagasiner d’énergie. Ce prototype a aussi permis de valider la sensation au niveau du tendon : la tension se fait bien sentir dans la région souhaitée lorsque les exercices excentriques sont réalisés avec le prototype.

Un modèle réduit de l’appareil a ensuite été imprimé en 3D afin de valider son fonctionnement et d’observer les problèmes potentiels. Ce modèle réduit a permis d’observer le fonctionnement général de l’appareil en expérimentant chacune des étapes de son utilisation telles que le

changement des composantes ou bien l'ajustement des paramètres d'exercices (charge, amplitude de flexion, etc.). Ce prototype a été présenté à des spécialistes dans le but de recueillir leurs commentaires. Ces derniers se sont penchés sur la pertinence d'un tel appareil et ils ont apporté des commentaires constructifs pouvant bonifier l'appareil et l'adapter à leur pratique.

Une version améliorée de l'appareil a été développée sur un logiciel de modélisation CAO. Les plans de l'appareil ont été validés à l'interne ainsi qu'avec un technicien qui a apporté des modifications afin de faciliter la fabrication et l'assemblage. L'usinage des pièces a ensuite eu lieu dans l'atelier du technicien.

Des tests ont été réalisés et ils ont permis d'évaluer le fonctionnement de manière concrète. L'équipe a pu insérer son pied dans l'appareil et l'utiliser pour une première fois. La sensation au niveau du tendon s'est avérée satisfaisante, cependant des points d'amélioration ont été soulevés. Il a donc été nécessaire de réaliser des modifications sur l'appareil afin d'en améliorer le fonctionnement. Enfin, une rencontre avec des membres de l'équipe de conception a eu lieu afin d'évaluer l'appareil.

L'appareil montre de bonnes qualités en ce qui a trait à la reproduction d'exercices excentriques. En effet, l'évaluation du fonctionnement a permis de constater qu'une tension est bien créée au niveau du tendon. Malgré ces caractéristiques prometteuses, il n'est pas encore possible de certifier que son fonctionnement aide et facilite la réadaptation du tendon d'Achille. Pour ce faire, des tests supplémentaires devront être conduits par des physiothérapeutes avec des patients atteints de tendinopathie. Quoiqu'il en soit, le projet demeure intéressant et il semble y avoir un intérêt à poursuivre les recherches afin de valider son efficacité puisque les résultats préliminaires sont prometteurs.

5.2. Contributions originales

L'appareil de réadaptation développé permet la réalisation d'exercices excentriques dans un cadre favorisant le contrôle et la répétabilité des paramètres d'exercices. Ne reste plus qu'à réaliser des tests plus spécifiques sur une longue période afin de valider que l'appareil favorise réellement la

guérison. Somme toute, l'appareil avance une nouvelle façon d'aborder la réadaptation du tendon d'Achille et les résultats préliminaires sont prometteurs.

L'appareil présente des éléments intéressants pour assister le patient dans la réalisation de ses exercices de réadaptation. Il permet de contrôler deux paramètres importants de la réadaptation du patient : la charge et l'amplitude du mouvement. Le contrôle de ces paramètres est pertinent puisqu'il permet d'accompagner le patient dans tout son processus de réadaptation puisque la charge s'adapte à lui et qu'il pourra bénéficier d'un contrôle des paramètres en dehors de la clinique. Considérant qu'une absence de supervision du dosage de ces paramètres au domicile du patient peut contribuer à allonger le processus de guérison, cette nouveauté assure au physiothérapeute et au patient que l'exercice est exécuté comme convenu et qu'il progresse, malgré l'absence du physiothérapeute.

L'appareil offre aussi une manière de faciliter la scission des phases excentriques et concentriques de l'exercice de réadaptation. Au niveau des protocoles standards, la séparation entre les phases se fait par l'utilisation de la jambe controlatérale. Avec le présent appareil, la dissociation des phases se fait avec un manche. Le patient utilise son bras pour replacer l'appareil en position initiale. Un patient dont les deux tendons d'Achilles sont lésés appréciera particulièrement cette caractéristique lui permettant d'éviter les contractions concentriques. Cette scission entre les phases a aussi pour avantage, jumelée avec un meilleur contrôle des paramètres d'exercices, de permettre une évaluation plus facile de l'effet individuel des phases concentrique et excentrique sur la guérison.

Il pourrait s'agir d'une nouvelle gamme d'appareils de réadaptation intermédiaire située entre les systèmes articulés et les marchepieds. Il est d'ailleurs plus facile et plus abordable de fabriquer, en grande quantité, l'appareil conçu que des systèmes multiarticulés. L'accessibilité s'en voit donc améliorée. L'appareil exploite le créneau non exploité qui subsistait au niveau de la réadaptation du tendon d'Achille : il s'agit d'un point très intéressant.

5.3. Conclusion

Bien que l'appareil ait démontré de nombreuses qualités, il reste un travail d'optimisation et d'amélioration à faire. Certains points du tableau des spécifications restent, en effet, encore ouverts. Ce travail demeure important afin de parvenir à un appareil efficace et facile d'utilisation. Dans cette optique, il serait pertinent de minimiser le poids et le volume de l'appareil dans le but d'en faciliter le transport. Il faudrait donc optimiser la sélection des pièces et des matériaux. Ensuite, il serait pertinent d'améliorer le fonctionnement du manche. En effet, un meilleur positionnement du manche faciliterait son actionnement pour la scission des phases excentriques et concentriques. De plus, le manche n'est pas assez résistant pour repousser une aussi grande charge : il s'est d'ailleurs rompu à un point d'angulation. Il faudrait revoir la conception et la fabrication de ces angulations. Un dernier point d'amélioration consiste à faciliter l'ajustement de la charge. L'efficacité est de mise pour les physiothérapeutes et l'appareil doit représenter un gain. Si l'ajustement prend trop de temps, ces derniers ne voudront pas l'utiliser. Il faut donc rendre l'ajustement simple, rapide et efficace.

De courts essais ont été réalisés et ils confirment que le tendon est bien étiré lors de la réalisation des exercices. La sensation est similaire à ce qui est ressenti lors des exercices excentriques sur une marche. Cependant, il est toujours indéterminé si l'appareil a un effet positif sur la guérison. L'appareil doit alors passer par une étude menée par des physiothérapeutes. Des travaux futurs pourraient impliquer, dans un premier temps, de laisser des appareils aux patients afin de valider si l'appareil aide à la réadaptation. Dans un second temps, il serait intéressant de varier les paramètres afin de déterminer l'influence de chacun d'entre eux sur la durée et la qualité de la guérison. Cela permettrait de mieux comprendre l'influence des paramètres d'exercice afin d'offrir un traitement plus adapté aux patients.

ANNEXE A : ANALYSE FONCTIONNELLE

La figure ci-dessous montre les principales fonctions que l'appareil doit réaliser. Ce tableau a permis de mieux identifier ces fonctions en les subdivisant jusqu'à leur simplicité la plus totale.

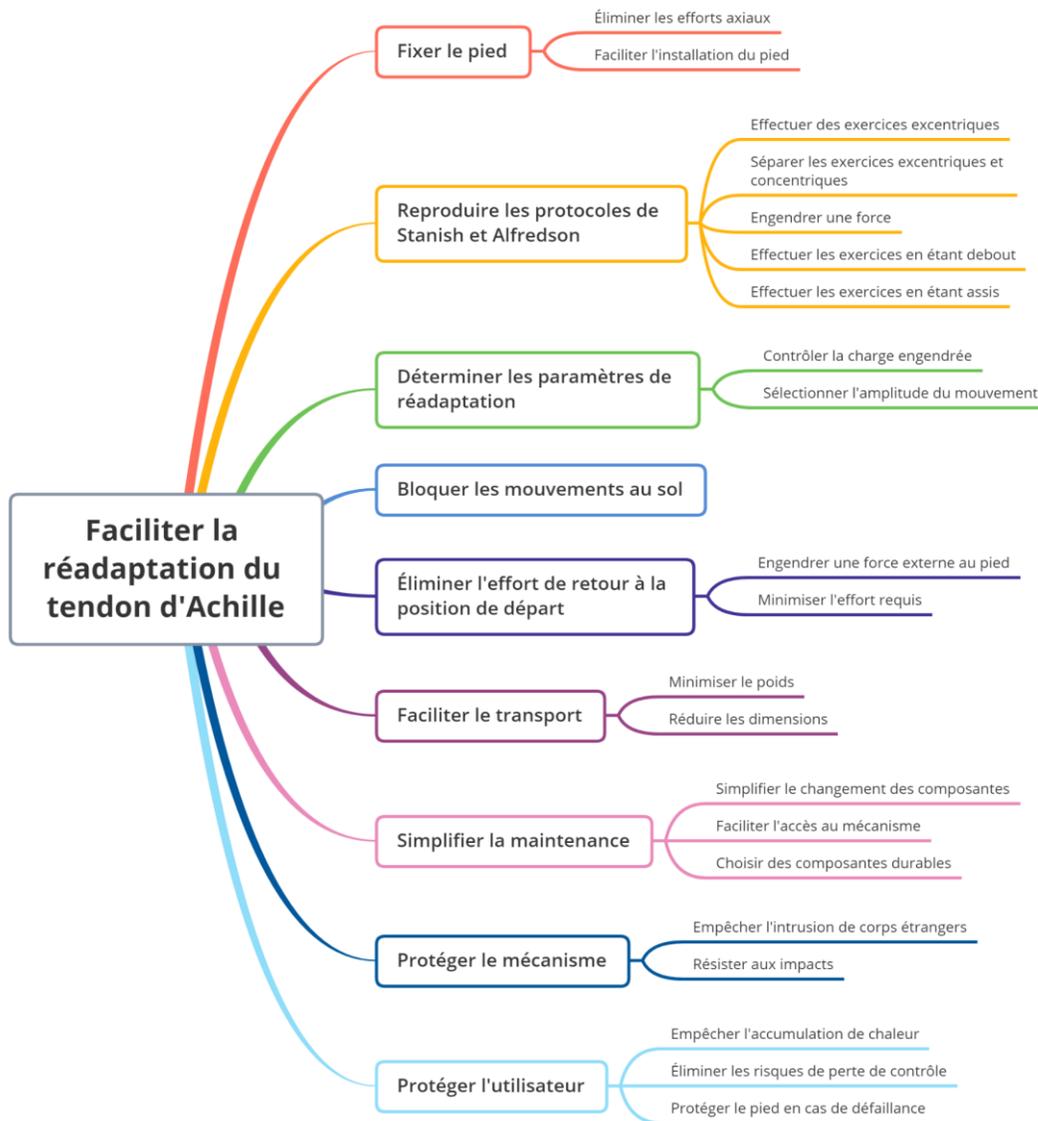


Figure A.1 : Analyse fonctionnelle effectuée avant le développement de l'appareil.

ANNEXE B : TABLEAU DES SPÉCIFICATIONS

Tableau B.1 : Tableau de spécifications élaboré pour le développement de l'appareil.

Fonctions			Spécification					Source	Réussi
N°	Fonction	N°	Specs	Définition	Mesure	Niveau	Flexibilité		
23.1	Imposer une charge au pied	S1.1	Plage d'ajustement de la charge	Plage d'ajustement de la charge correspondant au poids du corps.	Dynamomètre	* 100lbs à 175lbs * 175lbs à 250lbs * 250lbs à 325lbs	15 lbs	L'appareil doit s'ajuster pour des patients de différentes morphologies Les patientes du 5e percentile doivent pouvoir réaliser les exercices tout comme les patients du 95e percentile : c'est deux valeurs constituent les bornes du niveau.	Oui, il s'ajuste pour tous
		S1.2	Gradation de la charge	Intervalle de gradation de l'appareil	Compter les agencements	10 échelons par appareil	Maximum	Équipe de conception	Oui

23.3	S'ajuster à l'amplitude désirée	S2.1	Plage d'angle	La plage d'angle disponible pour borner le mouvement de la cheville.	Rapporteur d'angle	45° à -5° autour de l'horizontale	Minimum	L'appareil doit effectuer des flexions plantaires et dorsales pour une meilleure réadaptation. Le pied fait rarement une flexion dorsale de plus de 45 degrés (données anthropométriques). Pour les flexions plantaires, elle est moins essentielle.	Oui
		S2.2	Gradation de l'angle	Valeur des échelons se situant dans la plage d'angle	Rapporteur d'angle	2.5 degrés	Maximum	Les échelons de l'angle doivent être fréquents pour une réadaptation plus graduelle. Toutefois, il n'est pas essentiel de pouvoir s'arrêter à chaque degré.	Non
15	Fixer le pied	S6.1	Nombre d'attaches	Nombres d'attaches pour bien fixer le pied	Compter les attaches	4	Maximum	On veut que le pied reste accoté sur l'appareil sans avoir trop d'attaches sur le pied. Il serait un peu long d'attacher plus de 4 attaches.	Oui

		S6.2	Mouvement du pied	Mouvement vertical maximal du pied relativement au support (distance entre la plante du pied et le support)	Règle	2mm	Maximum	On veut restreindre les mouvements du pied. En d'autres mots, il ne faut pas que le pied s'éloigne de son support afin de bien réaliser l'exercice et suivre le mouvement imposé.	Oui
		S6.3	Mouvements latéraux	Mouvement latéral maximal du pied relativement au support	Règle	5mm	Maximum	On veut restreindre les mouvements du pied. En d'autres mots, il ne faut pas que le pied s'éloigne de son support afin de bien réaliser l'exercice et suivre le mouvement imposé.	Oui
133	S'adapter au pied du patient	S7.1	Plage d'ajustement pour le pied (longueur)	Longueur disponible pour accueillir le pied	Règle	224.4 à 292mm	Minimum	Les pieds des patients du 5e percentile femme au 95e homme doivent s'y insérer	Oui
		S7.2	Plage d'ajustement pour le pied (largeur)	Largeur disponible pour accueillir le pied	Règle	81.6 à 109.5mm	Minimum	Les pieds des patients du 5e percentile femme au 95e homme doivent s'y insérer	Non, mais à peu de distance
		S7.3	Hauteur du centre de rotation	Hauteur du centre de rotation relativement à la plante du pied	Règle	52.3 à 76.4mm	Minimum	La hauteur de la cheville (5e percentile femme au 95e homme)	Non

	S7.4	Grandeur des attaches (Circonférence Cheville - Talon)	Les pieds doivent être attachés pour le 5e percentile femme au 95e percentile homme	Règle	287 à 372mm	Minimum	Pour bien tenir le pied dans le fond de son support, une attache est nécessaire et elle doit faire pour les pieds du 5e percentile femme au 95e homme	Oui
	S7.5	Grandeur des attaches (Pieds-Orteils)	Les pieds doivent être attachés pour le 5e percentile femme au 95e percentile homme	Règle	209 à 273mm	Minimum	Pour bien tenir le pied sur son support, une attache est nécessaire et elle doit faire pour les pieds du 5e percentile femme au 95e homme	Oui
	S7.6	Grandeur des attaches (Cheville)	Les jambes doivent être attachées du 5e percentile femme au 95e percentile homme	Règle	193 à 254mm	Minimum	Pour bien tenir la jambe sur son support, une attache est nécessaire et elle doit faire pour les pieds du 5e percentile femme au 95e homme	Oui
	S7.7	Grandeur des attaches (Mollet)	Les jambes doivent être attachées du 5e percentile femme au 95e percentile homme	Règle	328 à 443mm	Minimum	Pour bien tenir la jambe sur son support, une attache est nécessaire et elle doit faire pour les pieds du 5e percentile femme au 95e homme	N/A

		S7.8	Distance Talon-Chevilles	Les pieds du 5e percentile femme au 95e homme doivent pouvoir s'insérer et s'ajuster dans l'appareil	Règle	46mm à 71mm	Minimum	Pour bien centrer la jambe sur son support, une talonnière ajustable est nécessaire et elle doit faire pour les pieds du 5e percentile femme au 95e homme	Oui
39	Bloquer les mouvements de l'appareil au sol	S8.1	Efficacité du blocage	Les mouvements au sol doivent être contraints pour faciliter l'exécution des exercices. La force requise pour déplacer l'appareil ne doit pas être dépassée.	Inspection	Aucun mouvement	Maximum	Lors de l'exécution des mouvements, l'appareil doit rester en place et ne pas glisser pour favoriser la réadaptation.	Non
122	Minimiser l'effort requis	S9.1	Force max de retour à la position de base	La force pour retourner à zéro degré doit être minimale.	Dynamomètre	59N	Minimum	La force du 5e percentile femme pour pousser sur un objet toutes les 6 secondes est la force maximale pour retourner à la position initiale.	Non

158	Offrir une bonne prise en main	S10.1	Dimensions hors tous	Les clients doivent être en mesure de prendre l'appareil dans leur bras. Or, il ne doit pas être trop grand.	Règle	63cm	40cm	La grandeur de 63 cm a été calculée à partir de la largeur des bras à 0 degré (droit devant soi) à laquelle a été ajoutée un angle de 15 degrés pour des bras du 5e percentile femme.	Non
		S10.2	Distance des poignées lorsque l'appareil est collé sur soi	Le patient doit avoir une bonne prise en main et pour se faire, l'appareil doit pouvoir être accoté sur soi et que les poignées (situées au milieu de l'appareil) soient accessibles	Règle	29cm	Maximum	Une femme du 5e percentile doit pouvoir prendre l'appareil contre soi sans difficulté. Il faut donc respecter la grandeur de leurs avant-bras.	Oui
		S10.3	Dimension poignées	Les clients doivent être en mesure de prendre la poignée avec leurs mains. Les mains du 95 percentile homme doivent y entrer.	Règle	9.6cm [La] 4.9cm [Lo]	Minimum	Les mains des hommes du 95e percentile doivent pouvoir s'insérer dans les poignées de l'appareil.	Oui

		S10.4	Poids de l'appareil	L'appareil doit être facile à prendre pour le patient, le poids de ce dernier, dans son entièreté, doit être minimal.	Balance	13kg	Maximum	Les femmes du 5e percentile doivent pouvoir lever l'appareil sans difficulté	Non
73.1	Simplifier le changement de composante	S11.1	Force maximale requise pour changer les ressorts	Une femme du 5e percentile doit pouvoir être en mesure de changer les ressorts	Dynamomètre	44.15N	Maximum	Une femme du 5e percentile doit pouvoir changer les ressorts sans difficulté.	Non
		S11.2	Temps requis pour terminer le changement	Le temps de préparation doit être rapide pour que le produit soit intéressant pour les physiothérapeutes (peu de perte de temps)	Chronomètre	5min	2min	Le changement doit être rapide pour rendre l'appareil attrayant.	Non
89	Faciliter l'accès au mécanisme	S12.1	Nombre d'actions à réaliser pour accéder au mécanisme	Les actions doivent être minimales afin que la personne en charge se souvienne facilement des étapes.	Compter les actions	7	3	Les actions doivent être minimisées afin de faciliter l'accès au mécanisme.	Non

		S12.2	Temps requis pour accéder au mécanisme	Le temps pour accéder au mécanisme ne doit pas décourager la personne en charge. Il doit être minimisé.	Chronomètre	2min	1min	L'accès au mécanisme doit être rapide pour rendre l'appareil attrayant.	Non
65	Faciliter l'insertion du pied	S14.1	Longueur du trou d'insertion du pied	Les pieds des hommes du 95e percentile doivent pouvoir s'insérer dans l'appareil sans flexion excessive.	Règle	29.3cm	3.25cm	Les hommes ayant des pieds du 95e percentile doivent pouvoir insérer leur pied sans se blesser.	Oui
		S14.2	Largeur du trou d'insertion du pied	Les pieds des hommes du 95e percentile doivent pouvoir s'insérer dans l'appareil sans flexion excessive.	Règle	27.3cm	Minimum	Les hommes ayant des pieds du 95e percentile doivent pouvoir insérer leur pied sans se blesser.	Oui

51	Bloquer à une amplitude maximum	515.1	Amplitude maximale	Le pied doit être protégé dans la mesure du possible. Puisque des ressorts tirent sur le pied, il faut s'assurer qu'ils ne feront pas excéder l'amplitude maximale de la flexion dorsale.	Rapporteur d'angle	45degrés	Maximum	On doit bloquer le mouvement en amplitude des pieds au cas où il y a un bris. Le pied, en moyenne, ne dépasse pas 41 degrés. Or, on doit bloquer le mouvement peu après cette limite.	Oui
----	---------------------------------	-------	--------------------	---	--------------------	----------	---------	---	-----

Tableau B.2 : Notes à la conception utilisées pour le développement de l'appareil.

No	Fonctions	Notes à la conception
48	Contraindre l'exécution du mouvement	L'appareil doit imposer un mouvement efficace pour la réadaptation. Or, l'exécution doit être encadrée par l'appareil pour bien reproduire le mouvement efficace à la réadaptation.
35	Allouer différentes positions pour l'exercice	Les exercices doivent pouvoir être réalisés de manière assise ou debout.
37	Dissocier les phases excentrique et concentrique	On veut travailler la phase excentrique de préférence. Les deux phases doivent être scindées.
25	S'actionner par un mouvement extérieur	Le retour à la position initiale doit se faire par l'énergie humaine. Cela doit se faire par une autre source d'énergie que le pied qui doit être au repos.
148	Empêcher l'intrusion de corps étrangers	Protéger à l'aide de joints souples les espaces restreints afin de protéger le mécanisme
61	Résister aux impacts	L'appareil doit résister à une chute de 1 m
169	Éliminer les risques de perte de contrôle	Pour protéger l'utilisateur et son pied, on doit s'assurer qu'il n'y ait pas de perte de contrôle possible.
52	Protéger le pied en cas de défaillance	Le pied du patient est déjà dans un état précaire. En cas de défaillance, on doit s'assurer qu'il est protégé.
46.2	Résister à l'humidité	Étant donné que l'appareil peut se trouver humide (nettoyage, pluie), on doit s'assurer que les matériaux résistent à l'humidité.
167	Fonctionner avec des corps étrangers mineurs	Il est très probable que des poussières entrent dans l'appareil. Il faut que l'appareil fonctionne malgré l'intrusion de ces corps étrangers.
85.1	Résister aux efforts internes	L'appareil doit résister aux efforts qui lui seront imposés par le mécanisme qui impose une charge au tendon d'Achille.
85.2	Résister aux efforts externes	L'appareil doit résister aux efforts qui lui seront imposés par le patient lors de son transport ou son utilisation.

63.1	Résister à des températures hivernales	Les matériaux doivent résister aux efforts internes en tout temps et ne pas devenir cassants au froid.	

ANNEXE C : ANALYSE DE RISQUES

Ce tableau montre l'analyse de risque sur l'appareil. On remarque que certains éléments sont en orange. Il s'agit des éléments les plus critiques. Ces derniers ont nécessité une attention plus grande afin de mitiger les risques.

Tableau C. 1 : Analyse de risque AMDEC concernant l'appareil développé.

PROCESSUS FMEA									
Item et Fonction	Défaillance possible	Effets de cette défaillance	Sévérité	Cause de la défaillance	Occurrence	Moyens de contrôle	Détection	RPN	Mesures recommandées
Penture pour ouvrir la boîte	Cassure	Impossible de fermer correctement	6	Usure	3	Inspection sommaire	2	36	N/A
				Force mal appliquée	6	Superviser une exécution de l'exercice avant le départ du patient avec l'appareil Ne pas forcer outre mesure	2	72	N/A
				Impact	7	Aucun	2	84	N/A
	Intrusion d'un corps	Difficultés à ouvrir / fermer	3	Erreur humaine	5	Fiche à remplir par le patient Inspection sommaire	4	60	N/A
				Hasard lors du transport	5	Inspection sommaire + Fiche à remplir par le patient	4	60	N/A
	Développement de rouille	Difficultés à ouvrir / fermer	2	Humidité	3	Bien sécher l'appareil à l'aide	4	24	N/A

						d'un chiffon, Inspection			
	Trou devient trop grand	Le couvercle se déplace dans la penture	1	Usure	2	Inspection sommaire	5	10	N/A
Rouleau retenant les ressorts	Cassure	Blessure aux pieds des patients	9	Usure	3	Inspection approfondie	8	216	Inspecter les rouleaux après chaque client Changer les rouleaux chaque année
				Impact, impacts répétés	4	Inspection	7	252	Notifier au physio chaque impact pour un réaliser une inspection par une fiche
				Force mal appliquée / mauvaise utilisation	5	Superviser une exécution de l'exercice avant le départ du patient avec l'appareil Ne pas forcer outre mesure et respecter le mode d'emploi	8	360	Bien indiquer / montrer le fonctionnement Inspecter les rouleaux après chaque client Changer les rouleaux chaque année
		Impossibilité de réaliser les exercices	7	Usure	2	Inspection approfondie	8	112	Inspecter les rouleaux après chaque client Changer les rouleaux chaque année
				Impact	5	Aucun	7	245	Notifier au physio chaque impact pour réaliser une

									inspection
				Force mal appliquée	5	Superviser une exécution de l'exercice avant le départ du patient avec l'appareil Ne pas forcer outre mesure et respecter le mode d'emploi	8	280	Bien indiquer / montrer le fonctionnement Inspecter les rouleaux après chaque client Changer les rouleaux chaque année
	Déformation	Roulement difficile, impossibilité de réaliser l'exercice	3	Impact	5	Aucun	6	90	N/A
				Force mal appliquée	5	Inspection et essais	7	105	Bien indiquer / montrer le fonctionnement Inspecter les rouleaux après chaque client Changer les rouleaux chaque année
Crochet joignant les ressorts à l'appui-pied	Cassure	Ressort qui fouette le pied	9	Usure	2	Inspection approfondie	6	108	Changer fréquemment cette petite pièce
				Trop grande force	4	Montrer le fonctionnement Superviser une exécution de l'exercice avant le départ du patient avec l'appareil	6	216	Fournir des pièces en surplus Créer des pièces qui durent plusieurs cycles
		Perte de résistance,	10	Usure	2	Inspection approfondie	6	120	Changer fréquemment

		mouvement rapide au pied						cette petite pièce	
				Trop grande force	6	Montrer le fonctionnement Superviser une exécution de l'exercice avant le départ du patient avec l'appareil	6	360	Fournir des pièces en surplus Créer des pièces qui durent plusieurs cycles
	Sortir de son point d'attache	Perte de résistance, mouvement rapide au pied	10	Impact	4	Aucun	5	200	Faire en sorte que les pièces ne s'enlèvent pas par eux-mêmes, mécanisme de blocage
				Hasard	1	Aucun	6	60	N/A
Ajustements pour l'angle de rotation désiré	Cassure	Pied peut être contraint de plier à des angles trop grands	10	Usure	2	Inspection approfondie	7	140	Bloquer à 45 degrés peu importe Mécanisme de blocage de sûreté Essai avant utilisation
				Impact	5	Aucun	6	300	Bloquer à 45 degrés peu importe Mécanisme de blocage de sûreté Essai avant utilisation
				Force mal appliquée	4	Inspection approfondie	7	280	Bloquer à 45 degrés peu importe Mécanisme de

									blocage de sûreté Essai avant utilisation
	Perte de résistance	Angle qui varie facilement	5	Usure	2	Inspection approfondie	7	70	N/A
Roues pour déplacer facilement l'appareil	Cassure	Difficulté à transporter (bras)	6	Impact	5	Aucun	5	150	Ajouter des prises pour le transport par bras
				Usure	3	Inspection du mécanisme	6	108	Ajouter des prises pour le transport par bras
	Rotation bloquée par un corps	Difficulté à transporter	5	Transport dans des conditions inadéquates	5	Vider le boîtier entre chaque client Répondre à quelques questions sur une fiche de retour	3	75	N/A
	Déformation	Difficulté à transporter	5	Impact	4	Aucun	2	40	N/A
	Roue qui débarque (dévisse)	Difficulté à transporter (bras)	4	Usure	1	Inspection du mécanisme	3	12	N/A
				Erreur humaine	3	Bloquer l'accès	3	36	N/A
Boîtier maintenant les items ensemble	Rupture du boîtier	Pièce ne se tiennent plus ensemble, impossibilité de réaliser les exercices	7	Impact	6	Fiche à remplir par le patient	1	42	N/A
				Mauvaise utilisation / maniement	5	Inspection Explications simples	1	35	N/A
	Manque d'étanchéité	Roulement peu efficace, forcer inutilement	5	Mauvais assemblage	2	Inspection	6	60	N/A
				Usure	2	Inspection	6	60	N/A

		Usure prématurée	2	Mauvais assemblage	2	Inspection	6	24	N/A
Support pour le pied	Rupture (niveau du support du pied)	Blessure au pied (coupure)	9	Force mal appliquée	4	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	7	252	Choisir un matériau ductile
				Usure	2	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil + Inspection	5	90	N/A
				Mauvaise utilisation / maniement	4	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil Inspection	7	252	Choisir un matériau ductile
	Blessure à la cheville due à un mouvement rapide suivant la rupture	10	Force mal appliquée	4	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	7	280	Choisir un matériau ductile	
			Usure	2	Inspection	5	100	Choisir un matériau ductile	
			Mauvaise utilisation / maniement	4	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil Inspection	7	280	Choisir un matériau ductile	

	Rupture (niveau du support de la cheville)	Blessure à la cheville (impact)	10	Trop grande force	3	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	180	Choisir un matériau ductile
				Usure	1	Inspection	4	40	N/A
				Mauvaise utilisation / maniement	3	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil Inspection	6	180	Choisir un matériau ductile
	Rupture (niveau du dossier)	Blessure à la jambe (coupure, enfoncement de la partie restante dans le tendon d'Achille)	10	Force mal appliquée	2	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil Inspection	7	140	Choisir un matériau ductile
				Usure	1	Inspection	5	50	Choisir un matériau ductile
				Mauvaise utilisation / maniement	3	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil Inspection	7	210	Choisir un matériau ductile
Attaches pour fixer le pied	Déchirure	Impossibilité de réaliser l'exercice	5	Usure	2	Inspection	4	40	N/A
				Mauvaise utilisation / maniement	5	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	4	100	Fournir plusieurs attaches pour que le bris d'une ne soit pas majeur

	Détachement	Perte et impossibilité de pratiquer l'exercice	6	Erreur humaine	6	Attacher / fixer au mécanisme	4	144	Attacher au mécanisme
	Perte "d'adhésion"	Impossibilité d'attacher le pied et de réaliser l'exercice	6	Usure	2	Nettoyage après chaque patient	4	48	N/A
Manche pour la remise à 0 degré	Rupture	Impossibilité de retourner à 0 degré sans forcer avec le pied	6	Trop grande force	3	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	108	Choisir un matériau ductile Favoriser le bris à l'endroit désirer (Pin de sûreté dans la jonction manche/appareil)
				Usure	3	Inspection	7	126	Changer les pièces à risques plus fréquemment
				Mauvaise utilisation / maniement	4	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	144	Choisir un matériau ductile Favoriser le bris à l'endroit désirer (Pin de sûreté dans la jonction manche/appareil)
		Patient peut se frapper en forçant si le manche lâche en sa direction	8	Trop grande force	3	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	144	Choisir un matériau ductile Favoriser le bris à l'endroit désirer (Pin de sûreté dans la jonction manche/appareil)

			Usure	3	Inspection	7	168	Changer les pièces à risques plus fréquemment
			Mauvaise utilisation / manient	4	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	192	Choisir un matériau ductile Favoriser le bris à l'endroit désirer (Pin de sûreté dans la jonction manche/appareil)
			Trop grande force	3	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	162	Choisir un matériau ductile Favoriser le bris à l'endroit désirer (Pin de sûreté dans la jonction manche/appareil)
			Usure	3	Inspection	7	189	Changer les pièces à risques plus fréquemment
	Patient peut se couper sur une partie effilée de la cassure	9	Mauvaise utilisation / manient	4	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	216	Choisir un matériau ductile Favoriser le bris à l'endroit désirer (Pin de sûreté dans la jonction manche/appareil)
			Trop grande force	3	Inspection	5	45	N/A
			Impact	4	Fiche de retour avec questions simples	4	48	N/A
Déformation	Transmission de force non-optimale	3						

				Mauvaise utilisation / maniemment	3	Inspection Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	5	45	N/A
Ressorts créant un effort sur la cheville	Rupture	Peut agir tel un fouet et couper le patient	9	Trop grande force	2	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	108	Protéger le pied des ressorts (bloquer l'accès au pied)
				Usure	3	Inspection Changement fréquent	7	189	Changer les ressorts à 95% de leur cycle de vie
				Mauvaise utilisation / maniemment	3	Inspection Changement fréquent Montrer le bon fonctionnement	6	162	Protéger le pied des ressorts (bloquer l'accès au pied)
		Perte de l'ajustement et de l'équilibre, impossibilité de réaliser l'exercice	7	Inspection Changement fréquent Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	2	Inspection Changement fréquent Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	84	N/A
				Usure	3	Inspection Changement fréquent	7	147	Changer les ressorts à 95% de leur cycle de vie

Tapis anti-glissement pour que l'appareil ne se déplace pas sur le sol	Perte d'adhésion	Difficultés à réaliser les exercices sans que l'appareil ne bouge	3	Usure	4	Lavage entre chaque patient Inspection	4	48	N/A
				Environnement poussiéreux	6	Lavage entre chaque patient Inspection	5	90	N/A
Roulements facilitant la transmission d'efforts	Rupture	Impossibilité de réaliser l'exercice	7	Usure	5	Inspection	6	210	Changement des pièces fréquent
				Impact	5	Inspection Fiche de retour à remplir	5	175	Changement des pièces fréquent
				Mauvaise utilisation / maniement	4	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	168	Changement des pièces fréquent
	Encrassement	Ajout d'une résistance dans l'appareil, plus de difficultés à réaliser l'exercice	4	Environnement poussiéreux	3	Inspection Nettoyage fréquent	5	60	N/A
Support pour tenir les roulements en place	Rupture	Blessure au pied, rouleau qui frappe le pied	9	Force mal appliquée	4	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	216	Choisir des matériaux ductiles
				Usure	2	Inspection	7	126	Choisir des matériaux ductiles
				Impact	4	Fiche de retour avec questions simples	5	180	Choisir des matériaux ductiles

		Mauvaise utilisation / maniemment	5	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	270	Choisir des matériaux ductiles
Blessure due à un mouvement trop rapide puisque la résistance change drastiquement	10	Trop grande force	2	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	120	Choisir des matériaux ductiles
		Usure	4	Inspection	7	280	Choisir des matériaux ductiles
		Mauvaise utilisation / maniemment	5	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	300	Choisir des matériaux ductiles
		Impossibilité de réaliser l'exercice	7	Force mal appliquée	4	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6
Usure	2			Inspection	7	98	N/A
Impact	4			Fiche de retour avec questions simples	5	140	Choisir des matériaux ductiles
Mauvaise utilisation / maniemment	5			Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	210	Choisir des matériaux ductiles

Poignée pour tirer lors des déplacements	Rupture	L'appareil doit être déplacé en le prenant dans ses bras	6	Impact	4	Fiche de retour avec questions simples	5	120	Poser des poignées directement sur la boîte au cas où on doit la transporter à bras
				Usure	1	Inspection	7	42	N/A
				Mauvaise utilisation / maniement	4	Inspection Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	144	Poser des poignées directement sur la boîte au cas où on doit la transporter à bras
Déformation	La transmission de la force n'est pas optimale	5	Impact	5	Fiche de retour avec questions simples	4	100	N/A	
			Mauvaise utilisation / maniement	4	Inspection Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	4	80	N/A	
Jonction manche / appareil pour transmettre la puissance	Rupture	Impossibilité de retourner à 0 degré sans forcer avec le pied	6	Force mal appliquée / trop grande	4	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	144	Fournir des pièces en surplus
				Usure	3	Inspection	7	126	Fournir des pièces en surplus
				Impact	4	Inspection Fiche de retour à remplir	5	120	Fournir des pièces en surplus

				Mauvaise utilisation / maniemment	4	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	6	144	Fournir des pièces en surplus
Séparation / Désemboîtement	Impossibilité de retourner à 0 degré sans forcer avec le pied	6	Usure	3	Inspection	6	108	Fournir des pièces en surplus	
			Impact	4	Fiche de retour avec questions simples	4	96	N/A	
			Mauvaise utilisation / maniemment	4	Superviser l'exécution du patient avant qu'il parte avec l'appareil	5	120	Coincer les pièces ensemble	

RÉFÉRENCES

- [1] van der Vlist, A. C., Breda, S. J., Oei, E. H. G., Verhaar, J. A. N., and de Vos, R.-J., 2019, "Clinical Risk Factors for Achilles Tendinopathy: A Systematic Review," *Br J Sports Med*, **53**(21), pp. 1352–1361.
- [2] Silbernagel, K. G., Hanlon, S., and Sprague, A., 2020, "Current Clinical Concepts: Conservative Management of Achilles Tendinopathy," *Journal of Athletic Training*, **55**(5), pp. 438–447.
- [3] Li, H.-Y., and Hua, Y.-H., 2016, "Achilles Tendinopathy: Current Concepts about the Basic Science and Clinical Treatments," *Biomed Res Int*, **2016**, p. 6492597.
- [4] Malliaras, P., Barton, C. J., Reeves, N. D., and Langberg, H., 2013, "Achilles and Patellar Tendinopathy Loading Programmes," *Sports Med*, **43**(4), pp. 267–286.
- [5] Stasinopoulos, D., and Manias, P., 2013, "Comparing Two Eccentric Exercise Programmes for the Management of Achilles Tendinopathy. A Pilot Trial," *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, **17**(3), pp. 309–315.
- [6] Wang, J. H.-C., 2006, "Mechanobiology of Tendon," *Journal of Biomechanics*, **39**(9), pp. 1563–1582.
- [7] Kannus, P., 2000, "Structure of the Tendon Connective Tissue," *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, **10**(6), pp. 312–320.
- [8] Longo, U. G., Ronga, M., and Maffulli, N., 2018, "Achilles Tendinopathy," *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, **26**(1), pp. 16–30.
- [9] Peek, A. C., Malagelada, F., and Clark, C. I. M., 2016, "Foot and Ankle: The Achilles Tendon," *Orthopaedics and Trauma*, **30**, pp. 1–7.
- [10] Wilson, F., Bleakley, C., Bennett, K., and Mockler, D., 2017, "Exercise, Orthoses and Splinting for Treating Achilles Tendinopathy," *Cochrane Database Syst Rev*, **2017**(9).
- [11] Paavola, M., Kannus, P., Järvinen, T. A. H., Khan, K., Józsa, L., and Järvinen, M., 2002, "Achilles Tendinopathy," *JBJS*, **84**(11), pp. 2062–2076.
- [12] O'Brien, M., 2005, "The Anatomy of the Achilles Tendon," *Foot and Ankle Clinics*, **10**(2), pp. 225–238.
- [13] Frizziero, A., Trainito, S., Oliva, F., Nicoli Aldini, N., Masiero, S., and Maffulli, N., 2014, "The Role of Eccentric Exercise in Sport Injuries Rehabilitation," *Br Med Bull*, **110**(1), pp. 47–75.
- [14] Stretanski, M. F., 2019, "Achilles Tendinopathy," *Essentials of Physical Medicine and Rehabilitation*, Elsevier, Philadelphia, PA, pp. 451–455.
- [15] Rabusin, C. L., Menz, H. B., McClelland, J. A., Evans, A. M., Landorf, K. B., Malliaras, P., Docking, S. I., and Munteanu, S. E., 2019, "Efficacy of Heel Lifts versus Calf Muscle Eccentric Exercise for Mid-Portion Achilles Tendinopathy (the HEALTHY Trial): Study Protocol for a Randomised Trial," *Journal of Foot and Ankle Research*, **12**(1), p. 20.
- [16] Abate, M., Gravare Silbernagel, K., Siljeholm, C., Di Iorio, A., De Amicis, D., Salini, V., Werner, S., and Paganelli, R., 2009, "Pathogenesis of Tendinopathies: Inflammation or Degeneration?," *Arthritis Research & Therapy*, **11**(3), p. 235.
- [17] Tang, C., Chen, Y., Huang, J., Zhao, K., Chen, X., Yin, Z., Heng, B. C., Chen, W., and Shen, W., 2018, "The Roles of Inflammatory Mediators and Immunocytes in Tendinopathy," *J Orthop Translat*, **14**, pp. 23–33.
- [18] Maffulli, N., Sharma, P., and Luscombe, K. L., 2004, "Achilles Tendinopathy: Aetiology and Management," *J R Soc Med*, **97**(10), pp. 472–476.
- [19] Bass, E., 2012, "Tendinopathy: Why the Difference Between Tendinitis and Tendinosis Matters," *Int J Ther Massage Bodywork*, **5**(1), pp. 14–17.

- [20] Leong, N. L., Kator, J. L., Clemens, T. L., James, A., Enamoto-Iwamoto, M., and Jiang, J., 2020, "Tendon and Ligament Healing and Current Approaches to Tendon and Ligament Regeneration," *Journal of Orthopaedic Research*, **38**(1), pp. 7–12.
- [21] Fyfe, I., and Stanish, W. D., 1992, "The Use of Eccentric Training and Stretching in the Treatment and Prevention of Tendon Injuries," *Clinics in Sports Medicine*, **11**(3), pp. 601–624.
- [22] Murtaugh, B., and M. Ihm, J., 2013, "Eccentric Training for the Treatment of Tendinopathies:," *Current Sports Medicine Reports*, **12**(3), pp. 175–182.
- [23] Magnan, B., Bondi, M., Pierantoni, S., and Samaila, E., 2014, "The Pathogenesis of Achilles Tendinopathy: A Systematic Review," *Foot and Ankle Surgery*, **20**(3), pp. 154–159.
- [24] Mallows, A., Head, J., Goom, T., Malliaras, P., O'Neill, S., and Smith, B., 2021, "Patient Perspectives on Participation in Exercise-Based Rehabilitation for Achilles Tendinopathy: A Qualitative Study," *Musculoskeletal Science and Practice*, **56**, p. 102450.
- [25] Lopez, R. G. L., and Jung, H.-G., 2015, "Achilles Tendinosis: Treatment Options," *Clinics in Orthopedic Surgery*, **7**(1), pp. 1–7.
- [26] Rees, J. D., Wilson, A. M., and Wolman, R. L., 2006, "Current Concepts in the Management of Tendon Disorders," *Rheumatology*, **45**(5), pp. 508–521.
- [27] Jayaseelan, D. J., Mischke, J. J., and Strazzulla, R. L., 2019, "Eccentric Exercise for Achilles Tendinopathy: A Narrative Review and Clinical Decision-Making Considerations," *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, **4**(2), p. 34.
- [28] Rees, J. D., Lichtwark, G. A., Wolman, R. L., and Wilson, A. M., 2008, "The Mechanism for Efficacy of Eccentric Loading in Achilles Tendon Injury; an in Vivo Study in Humans," *Rheumatology*, **47**(10), pp. 1493–1497.
- [29] Couppé, C., Svensson, R. B., Silbernagel, K. G., Langberg, H., and Magnusson, S. P., 2015, "Eccentric or Concentric Exercises for the Treatment of Tendinopathies?," *J Orthop Sports Phys Ther*, **45**(11), pp. 853–863.
- [30] Gatz, M., Betsch, M., Dirrichs, T., Schradung, S., Tingart, M., Michalik, R., and Quack, V., 2020, "Eccentric and Isometric Exercises in Achilles Tendinopathy Evaluated by the VISA-A Score and Shear Wave Elastography," *Sports Health*, **12**(4), pp. 373–381.
- [31] Dilger, C. P., and Chimenti, R. L., 2019, "Nonsurgical Treatment Options for Insertional Achilles Tendinopathy," *Foot and Ankle Clinics*, **24**(3), pp. 505–513.
- [32] Mahieu, N. N., Mcnair, P., Cools, A., D'haen, C., Vandermeulen, K., and Witvrouw, E., 2008, "Effect of Eccentric Training on the Plantar Flexor Muscle-Tendon Tissue Properties," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, **40**(1), pp. 117–123.
- [33] Habets, B., van Cingel, R. E. H., Backx, F. J. G., and Huisstede, B. M. A., 2017, "Alfredson versus Silbernagel Exercise Therapy in Chronic Midportion Achilles Tendinopathy: Study Protocol for a Randomized Controlled Trial," *BMC Musculoskeletal Disorders*, **18**(1), p. 296.
- [34] Stanish, W. D., Rubinovich, R. M., and Curwin, S., 1986, "Eccentric Exercise in Chronic Tendinitis," *Clin Orthop Relat Res*, (208), pp. 65–68.
- [35] Visnes, H., and Bahr, R., 2007, "The Evolution of Eccentric Training as Treatment for Patellar Tendinopathy (Jumper's Knee): A Critical Review of Exercise Programmes," *British Journal of Sports Medicine*, **41**(4), p. 217.
- [36] Silbernagel, K. G., Thomeé, R., Thomeé, P., and Karlsson, J., 2001, "Eccentric Overload Training for Patients with Chronic Achilles Tendon Pain – a Randomised Controlled Study with Reliability Testing of the Evaluation Methods," *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, **11**(4), pp. 197–206.
- [37] Stevens, M., and Tan, C.-W., 2013, "Effectiveness of the Alfredson Protocol Compared With a Lower Repetition-Volume Protocol for Midportion Achilles Tendinopathy: A Randomized Controlled Trial," *J Orthop Sports Phys Ther*, **44**(2), pp. 59–67.

- [38] Malliaras, P., Reeves, N., and Langberg, H., 2013, "Achilles and Patellar Tendinopathy Loading Programmes: A Systematic Review Comparing Clinical Outcomes and Identifying Potential Mechanisms for Effectiveness," *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, **43**.
- [39] Supp, G., Schoch, W., Baumstark, M. W., and May, S., 2020, "Do Patients with Low Back Pain Remember Physiotherapists' Advice? A Mixed-Methods Study on Patient-Therapist Communication," *Physiotherapy Research International*, **25**(4), p. e1868.
- [40] Pearson, E. J. M., 2009, "Comfort and Its Measurement – A Literature Review," *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, **4**(5), pp. 301–310.
- [41] Urban, E. J., Cochran, K. J., Acevedo, A. M., Cross, M. P., Pressman, S. D., and Loftus, E. F., 2019, "Misremembering Pain: A Memory Blindness Approach to Adding a Better End," *Mem Cogn*, **47**(5), pp. 954–967.
- [42] Khoshnejad, M., Fortin, M. C., Rohani, F., Duncan, G. H., and Rainville, P., 2014, "Remembering the Dynamic Changes in Pain Intensity and Unpleasantness: A Psychophysical Study," *PAIN*, **155**(3), pp. 581–590.
- [43] Alcocer, W., Vela, L., Blanco, A., Gonzalez, J., and Oliver, M., 2012, "MAJOR TRENDS IN THE DEVELOPMENT OF ANKLE REHABILITATION DEVICES," p. 12.
- [44] "System 4 Pro™ - Isokinetic Systems - Physical Medicine | Biodex" [Online]. Available: <https://www.biodex.com/physical-medicine/products/dynamometers/system-4-pro>. [Accessed: 01-Apr-2022].
- [45] "Dynamometers - Physical Medicine | Biodex" [Online]. Available: <https://www.biodex.com/physical-medicine/products/dynamometers>. [Accessed: 21-Apr-2021].
- [46] ORMED.DJO, "Les attelles de mobilisation ARTROMOT® de," p. 16.
- [47] "Dynasplint" [Online]. Available: <http://www.dynasplint.ca/en/pagina2.html>. [Accessed: 21-May-2019].
- [48] "VacoCast Pro Achilles Walking Boot" [Online]. Available: <https://www.orthomed.ca/vacocast-pro-achilles-walking-boot>. [Accessed: 10-May-2022].
- [49] "Medi ROM Walker Lower Leg Orthosis by Medi" [Online]. Available: <https://www.medi.de/en/products/medi-rom-walker/>. [Accessed: 10-May-2022].
- [50] "Supports Pour La Cheville | OrthoCanada," OrthoCanada [Online]. Available: <https://www.orthocanada.com/fr/supports-pour-la-cheville>. [Accessed: 30-May-2019].
- [51] "Medi Protect CAT Walker Short" [Online]. Available: <https://www.orthomed.ca/medi-protect-cat-walker-short>. [Accessed: 10-May-2022].
- [52] Maffulli, N., Longo, U. G., Kadakia, A., and Spiezia, F., 2020, "Achilles Tendinopathy," *Foot and Ankle Surgery*, **26**(3), pp. 240–249.
- [53] Nicola, T. L., and El Shami, A., 2012, "Rehabilitation of Running Injuries," *Clinics in Sports Medicine*, **31**(2), pp. 351–372.
- [54] Rowe, V., Hemmings, S., Barton, C., Malliaras, P., Maffulli, N., and Morrissey, D., 2012, "Conservative Management of Midportion Achilles Tendinopathy," *Sports Med*, **42**(11), pp. 941–967.
- [55] Maffulli, N., Via, A. G., and Oliva, F., 2015, "Chronic Achilles Tendon Disorders: Tendinopathy and Chronic Rupture," *Clinics in Sports Medicine*, **34**(4), pp. 607–624.
- [56] Hogrefe, C., and Martin Jones, E., 2017, "Tendinopathy and Bursitis- ClinicalKey," *Rosen's Emergency Medicine: Concepts and Clinical Practice*, pp. 1392–1401.
- [57] Rompe, J. D., Nafe, B., Furia, J. P., and Maffulli, N., 2007, "Eccentric Loading, Shock-Wave Treatment, or a Wait- and-See Policy for Tendinopathy of the Main Body of Tendo Achillis: A Randomized Controlled Trial," *Am J Sports Med*, **35**(3), pp. 374–383.

- [58] Chester, R., Costa, M. L., Shepstone, L., Cooper, A., and Donell, S. T., 2008, "Eccentric Calf Muscle Training Compared with Therapeutic Ultrasound for Chronic Achilles Tendon Pain—A Pilot Study," *Manual Therapy*, **13**(6), pp. 484–491.
- [59] Shalabi, A., Kristoffersen-Wilberg, M., Svensson, L., Aspelin, P., and Movin, T., 2004, "Eccentric Training of the Gastrocnemius-Soleus Complex in Chronic Achilles Tendinopathy Results in Decreased Tendon Volume and Intratendinous Signal as Evaluated by MRI," *Am J Sports Med*, **32**(5), pp. 1286–1296.
- [60] Langberg, H., Ellingsgaard, H., Madsen, T., Jansson, J., Magnusson, S. P., Aagaard, P., and Kjær, M., 2007, "Eccentric Rehabilitation Exercise Increases Peritendinous Type I Collagen Synthesis in Humans with Achilles Tendinosis," *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, **17**(1), pp. 61–66.
- [61] Young, J. L., Rhon, D. I., de Zoete, R. M. J., Cleland, J. A., and Snodgrass, S. J., 2018, "The Influence of Dosing on Effect Size of Exercise Therapy for Musculoskeletal Foot and Ankle Disorders: A Systematic Review," *Braz J Phys Ther*, **22**(1), pp. 20–32.
- [62] Drouin, J. M., Valovich-mcLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M., and Perrin, D. H., 2004, "Reliability and Validity of the Biodex System 3 pro Isokinetic Dynamometer Velocity, Torque and Position Measurements," *Eur J Appl Physiol*, **91**(1), pp. 22–29.
- [63] Ram, R., Meeuwisse, W., Patel, C., Wiseman, D. A., and Wiley, J. P., 2013, "The Limited Effectiveness of a Home- Based Eccentric Training for Treatment of Achilles Tendinopathy," *Clinical & Investigative Medicine*, **36**(4), pp. E197–E206.
- [64] Morris, J. E., "2012 Anthropometric Survey of U.S. Army Personnel: Methods and Summary Statistics," p. 454.
- [65] Soucie, J. M., Wang, C., Forsyth, A., Funk, S., Denny, M., Roach, K. E., Boone, D., and Network, T. H. T. C., 2011, "Range of Motion Measurements: Reference Values and a Database for Comparison Studies," *Haemophilia*, **17**(3), pp. 500–507.
- [66] Brockett, C. L., and Chapman, G. J., 2016, "Biomechanics of the Ankle," *Orthopaedics and Trauma*, **30**(3), pp. 232–238.
- [67] Maior, A. S., Lobo, E., Braz, M., Campos Jr, J. C. de, and Leporace, G., 2020, "Comparison of Ankle Range of Motion and Functional Performance between Practitioners of Resistance Exercise with Free-Weight vs. Machine," *MOJSM*, **4**(3), pp. 81–85.
- [68] Branch, L. S., 2021, "Consolidated Federal Laws of Canada, Canada Occupational Health and Safety Regulations" [Online]. Available: <https://laws-lois.justice.gc.ca/eng/regulations/SOR-86-304/page-26.html#h-895561>. [Accessed: 20-Feb-2022].
- [69] "BIODEX SYSTEM 3 Price Quote and Product Information," Medical Price Online.