

Analyse biomécanique des charges appliquées sur la colonne lombaire des porteurs de barre russe

par

Pierre SCHMIDT

MÉMOIRE PAR ARTICLE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE
SUPÉRIEURE COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA
MAITRISE AVEC MEMOIRE EN TECHNOLOGIE DE LA SANTÉ
M. SC. A.

MONTRÉAL, LE 24 JANVIER 2023

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Pierre Schmidt, 2023



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Éric Wagnac, directeur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Mme Marion Cossin, codirectrice
Centre de Recherche, d'Innovation et de Transfert en Arts du Cirque
École nationale du cirque

M. Michel Behr, codirecteur
Laboratoire de Biomécanique Appliquée
Université Gustave Eiffel

M. Yvan Petit, président du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Guillaume Rao, membre externe du jury
Faculté des Sciences du Sport & Institut des Sciences du Mouvement
Université Aix-Marseille

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 8 DÉCEMBRE 2023

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, merci à Éric Wagnac, mon directeur de recherche, pour son sens de l'écoute, son optimisme sans faille et évidemment, son sens de l'humour. Merci de m'avoir ouvert les portes de la recherche et de m'avoir fait découvrir un sens à mes études.

Merci à Marion Cossin, ma co-directrice de recherche, pour sa curiosité, son abnégation pour la recherche et pour tout ce qu'elle fait pour la communauté circassienne. La communauté a de la chance de compter dans leur rang une personne dévouée comme elle.

Merci à Michel Behr qui malgré un océan d'écart, a pris le temps de nous conseiller et parfois de nous rassurer dans nos démarches.

Anne-Laure et Gerald, cela aura été un immense plaisir de travailler à vos côtés. Je garderai en mémoire notre voyage à Québec et les nombreuses séances de collecte dans vos locaux d'INEDI. Gerald, tu es extrêmement curieux et brillant, merci beaucoup, beaucoup de ton aide. J'ai l'impression que ce projet est plus le tien que le miens haha. Anne-Laure, tu es une formidable scientifique et une incroyable sportive. Encore félicitations et bon courage pour la nouvelle vie qui t'attend.

Je tiens à remercier et à partager mon admiration à tous les artistes que j'ai côtoyés. Cela fait du bien de voir de jeunes gens, bouffer par la passion et pétri de talents, qui ont trouvé leur raison de vivre dans le cirque. Je suis rentrée dans ce monde avec plein d'idée préconçue que je regrette aujourd'hui. Merci notamment aux artistes de la compagnie Machine de Cirque qui nous ont accueillis à Québec.

Merci à Anna-Karyna, de l'École Nationale de Cirque, pour le précieux temps que tu as su m'accorder. Cela va me manquer de venir te déranger pour parler littérature. Tu es un puit de savoir. Je souhaite de tout mon cœur que l'on te débloque toutes les ressources que tu as besoin pour mener tes recherches aussi librement que possible.

Merci à tous les membres du CRITAC, de m'avoir accueilli dans votre curieux univers. C'est fou de voir autant de profils différents marcher dans la même direction. La passion pour le cirque et la recherche est votre dénominateur commun. J'ai été incroyablement fier de faire partie de votre joyeuse troupe.

Merci également aux camarades du LIO avec qui je prenais tant de plaisir à diner et à aller chercher ma dose de caféine. Mention spéciale à Benjamin (aka mon jumeau québécois), Véronique (aka docteur Bouvette) et Simon (aka l'éternel optimiste). Merci aussi à tous les autres jeunes chercheurs, et jeunes ingénieurs que j'ai côtoyés, bon courage pour la suite !

Merci aux membres du comités étudiants TribuTerre qui œuvrent pour promouvoir les enjeux environnementaux et sociaux au sein de l'ÉTS. Votre combat est louable et tous vos efforts seront récompensés. Merci pour votre confiance !

J'aimerais aussi remercier tous les amis avec qui j'ai évolué tout au long de ce travail. Nous avons vécu de belles aventures et des événements plus difficiles qui ont trempés notre amitié. La liste est longue, je ne pourrais pas remercier tout le monde mais merci à : Saké, Lucas, Audrée, Victor, Simon, Marie, Maxence, Jules, Nathan, Mathieu, Marin, Tanguy, Etienne, Jeanne, Doriane, ...

Mathilde, je t'aime, merci beaucoup pour ton soutien, surtout sur la fin de la rédaction de ce mémoire. Merci pour ta générosité et pour la confiance que tu portes en moi. J'ai hâte de voir ce que la vie nous réserve

Petit mot pour ma famille : non je ne suis pas « ingénieur au Cirque du Soleil ». J'espère que la lecture de ce mémoire vous permettra de mieux comprendre ce sur quoi j'ai passé la dernière année de ma vie. Blague à part, merci, merci beaucoup pour votre confiance, parfois aveugle, dans mon parcours. J'aimerais pouvoir vous rendre ne serait-ce qu'une infime partie de ce que vous m'avez donné.

J'aimerais finir cette page de remerciement en soulignant la mémoire de mon regretté ami et colocataire Tristan. Je commence seulement à comprendre pourquoi nous disons que les meilleurs partent en premier. Je suis reconnaissant d'avoir été placé sur ta route, sur la trajectoire extraordinaire de ta vie. Comme une étoile filante après qu'elle ce soit éteinte, je me demande parfois si j'ai vraiment eu la chance de te voir. Mais je te l'assure, tu as laissé une trace indélébile dans le cœur de tous les gens qui ont eu la chance de te côtoyer. Tu as emporté une partie de moi, de nous en Guadeloupe. Je vais emporter une partie de toi à travers le monde.

ANALYSE BIOMÉCANIQUE DES CHARGES APPLIQUÉES SUR LA COLONNE LOMBAIRE DES PORTEURS DE BARRE RUSSE

PIERRE SCHMIDT

RÉSUMÉ

La barre russe est une discipline de cirque pratiquée par trois artistes. Deux porteurs propulsent un voltigeur en manipulant une barre flexible posée sur leur épaule. Les forces asymétriques auxquelles ils sont exposés peuvent, à terme, entraîner des douleurs lombaires chroniques. L'objectif de ce mémoire est d'étudier les charges intervertébrales auxquelles sont soumis les porteurs à l'aide d'une modélisation biomécanique. Un trio d'artistes de barre russe a été recruté pour participer à une collecte de données incluant de la capture de mouvement et des mesures électromyographiques. Un modèle musculosquelettique développé sur le logiciel OpenSim a ensuite été adapté aux conditions de chargement imposées par la barre russe (force et vitesse élevée). Les forces externes appliquées à l'épaule ont été estimées indirectement par l'intermédiaire d'un test expérimental qui a mis en lumière un comportement de déformation linéaire de la barre. Une méthode numérique a été utilisée pour estimer la force de réaction au sol. Les résultats montrent qu'il n'y a pas de différences significatives entre les charges lombaires engendrées par les sauts droits et les saltos mais une différence significative entre les différentes phases de sauts, à savoir, la propulsion et la réception. La phase de propulsion est celle qui développe le plus de forces sur les vertèbres des participants avec une force maximale moyenne de 12571.7 ± 1714.5 N en compression. De plus, malgré les forces extrêmes subies par les artistes, les efforts en cisaillement sont faibles (< 1000 N) possiblement en raison de leur technique. Les artistes et les entraîneurs doivent avoir conscience de la sévérité des forces en jeu et adapter les entraînements aux compétences des artistes et leur forme physique.

Mots-clés : Biomécanique de la colonne, modèle musculosquelettique, cirque, cinématique, cinétique

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF LOAD APPLIED ON LUMBAR COLUMN OF RUSSIAN BAR PORTERS

PIERRE SCHMIDT

ABSTRACT

The Russian bar is a circus discipline practiced by three artists. Two porters propel a flyer by manipulating a flexible bar placed on their shoulders. The asymmetric forces to which they are exposed can ultimately lead to chronic lower back pain. The aim of this thesis is to study the intervertebral loads to which the porters are subjected using biomechanical modeling. A trio of Russian bar artists was recruited to participate in data collection, including motion capture and electromyographic measurements. A musculoskeletal model developed in the OpenSim software was then adapted to the loading conditions imposed by the Russian bar (high force and speed). The external forces applied to the shoulder were estimated indirectly through a mechanical characterization that revealed a linear deformation behavior of the bar. A numerical method was used to estimate the ground reaction force. The results show that there are no significant differences in the lumbar loads generated by candle jumps and salto, but a significant difference between the different phases of jumps, namely, propulsion and landing. The propulsion phase is the one that exerts the most forces on the participants' vertebrae, with an average maximum force of 12571.7 ± 1714.5 N in compression. Furthermore, despite the extreme forces experienced by the artists, shear forces are low (<1000 N), which can be explained by their technique. Artists and coaches must be aware of the severity of the forces involved and adapt training to the skills and physical condition of the artists.

Keywords: Spine biomechanics, musculoskeletal model, circus, kinematics, kinetics

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	9
1.1 Les artistes de cirque face aux blessures.....	9
1.2 Anatomie fonctionnelle de la colonne vertébrale.....	10
1.2.1 La colonne vertébrale.....	10
1.2.1.1 Les tissus durs.....	11
1.2.1.2 Les tissus mous.....	12
1.3 Blessures au dos.....	13
1.3.1 Facteurs de risque des blessures au dos.....	14
1.3.2 Charge symétrique.....	15
1.3.3 Charge asymétrique.....	16
1.4 Modélisation biomécanique.....	17
1.4.1 Modélisation multi-corps du corps humain.....	17
1.4.2 Approches pour estimer les forces articulaires.....	18
1.4.3 Logiciels.....	19
1.4.4 Modélisation de la colonne lombaire sur OpenSim.....	19
1.5 Caractérisation du comportement mécanique des barres russes.....	21
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUES ET OBJECTIFS	23
CHAPITRE 3 BIOMECHANICAL ANALYSIS OF LUMBAR SPINE LOADING IN RUSSIAN BAR PORTERS.....	25
3.1 Avant-propos.....	25
3.2 Abstract.....	26
3.3 Introduction.....	27
3.4 Methods.....	28
3.4.1 Experimental data collection.....	28
3.4.2 Shoulder forces estimation.....	33
3.4.3 Musculo-skeletal modeling.....	36
3.4.4 External forces.....	37
3.4.5 Ground reaction force (GRF) computation.....	39
3.4.6 Inverse Kinematic (IK), Inverse Dynamic (ID), Static Optimization (SO), Joint Reaction Analysis (JRA).....	39
3.4.7 Model validation.....	40
3.4.8 Data processing.....	41
3.5 Results.....	41
3.5.1 Model validation.....	41
3.5.2 Jump analysis.....	47
3.5.3 Joint reaction forces.....	49
3.6 Discussion.....	51

3.7	Conclusion	54
3.8	Funding	54
3.9	Disclosure.....	54
CHAPITRE 4	CARACTÉRISATION MÉCANIQUE DE LA FLEXIBILITÉ DE DIFFÉRENTES BARRES RUSSES	55
4.1	Résultats	55
4.1.1	Chargement statique.....	55
4.1.2	Chargement dynamique	57
CHAPITRE 5	DISCUSSION GÉNÉRALE	59
5.1	Forces et moments à la colonne lombaire.....	59
5.2	Forces externes.....	62
5.3	Modélisation.....	62
5.4	Validation du modèle	63
5.5	Limites du projet	65
5.6	Recommandations et perspectives	66
CONCLUSION.....		69
ANNEXE I	COMPLÉMENT À LA MÉTHODOLOGIE	71
ANNEXE II	PHOTOS DES BARRES RUSSES TESTÉES.....	89
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		90

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 3.1	Average peak cross correlation and agreement values between muscle activation estimated from the model and measured experimentally across all jump activities 45
Tableau 3.2	Average internal forces and moments in the L4-L5 joint and hip flexion across all jump phases..... 50
Tableau 3.3	Correlation factor R^2 between forces/moment and jump height and hip flexion..... 50
Tableau 4.1	Tableau de comparaison des rigidités entre les tests statiques et dynamiques. La barre 6 (rouge) est celle utilisé par le trio lors de la collecte de données..... 58

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 0.1	Acrobaties typiques de la barre russe : a) Saut droit; b) Salto. Illustration de Haley Tenn @École Nationale de Cirque.....	3
Figure 0.2	Trio de barre russe réalisant un saut périlleux. Photo de Pierre Schmidt @École Nationale de Cirque	5
Figure 1.1	Colonne vertébrale de l'être humain Image tirée de Sobotta (1909, p. 200)	11
Figure 3.1	a) Experimental setup with the russian bar trio b) Illustration of a candle jump c) Illustration of a salto jump.....	30
Figure 3.2	Bar deflection over time for three jump activities: a) Candle jump; b) Salto jump; c) Consecutive jumps. Pictograms visually depict the acts at various phases and time points, with shaded areas representing the phases analysed in this study	32
Figure 3.3	Shoulder force during a typical candle jump activity showing loading (red line) and unloading steps (green line) for a propulsion and a landing phase.....	33
Figure 3.4	a) Experimental set-up for estimating the static force applied on the porters' shoulder as a function of bar deflection b) Experimental setup and sequence for estimating the dynamic force applied on the porter's shoulder as a function of bar deflection c) Graphic depicting the linear relation between shoulder's force and bar deflection in both static and dynamic conditions. The graphic also illustrates that the bar exhibits a slight flexion without any applied force due to bar weight, wear and tear (0.03 m deflection without any force applied)	35
Figure 3.5	a) Isometric and b) lateral view of the model during a loading phase. Pink arrow represents the load applied by the bar on the right shoulder of the porter; c) Lumbar column of the musculo-skeletal model (L1 in blue; L2 in yellow; L3 in red; L4 in green and L5 in purple) and L4 local axis system.	38
Figure 3.6	Mean muscular activation values recorded by EMG sensors (red) and estimated by the model (black) for 4 muscles groups: Right Rectus Abdominis (RRA); Left Rectus Abdominis (LRA); Right External Obliques (REO); Left External Obliques (LEO). The dashed lines represent 0.5 standard deviation from model values.	

	The horizontal dotted lines represent the 0.5 threshold value for agreement calculation	43
Figure 3.7	Mean muscular activation recorded by EMG sensors (red) and estimated by the model (black) for 4 muscles groups: Right Lumbar Erector Spinae (RLES); Left Lumbar Erector Spinae (LLES); Right Thoracic Erector Spinae (RTES); Left Thoracic Erector Spinae (LTES). The dashed lines represent 0.5 standard deviation from model values. The horizontal dotted lines represent the 0.5 threshold value for agreement calculation.....	44
Figure 3.8	Comparison between estimated GRF (red lines) and GRF measured experimentally (green lines) on both force plates during propulsion and landing phases (2 porters and 18 jumps).....	46
Figure 3.9	Comparison between estimated GRF (hard lines) and measured GRF (dashed lines) for the right foot (red lines) and left foot (green lines) during propulsion and landing phases.....	47
Figure 3.10	Hips flexion during the three stages of jumps for the two porters: Propulsion (18 jumps); Consecutive jumps (29 jumps); Landing (18 jumps)	48
Figure 4.1	Flèche au centre des six barres en fonction de la charge statique appliquée	56
Figure 4.2	Force mesurée en fonction de la flèche au centre des six barres russes. La barre utilisée par les participants lors de la collecte de données est la barre 6 (encadré rouge).....	56
Figure 4.3	Équation de rigidité de la barre utilisée lors des essais.....	57
Figure 5.1	Trio pratiquant un saut droit avec un prototype de barre à deux appuis	68

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ÉNC	École Nationale de Cirque
ÉTS	École de Technologie Supérieure
CRITAC	Centre de Recherche, d'Innovation et de Transfert en Art du Cirque
EMG	Électromyographique
GRF	Ground Reaction Forces
FBLs	Full-Body Lumbar Spine
CMV	Contraction maximale volontaire
RA	Rectus Abdominis
EO	External Oblique
TES	Thoracic Erector Spinae
ES	Erectore Spinae
IO	Internal Oblique
MF	Multifidus
QL	Quadratus Lumborum
PS	Psoas Major
LD	Latissimus Dorsi
IK	Inverse Kinematic
GUI	Graphical User Interface
ID	Inverse Dynamic
SO	Static Optimization
JRA	Joint Reaction Analysis
MVC	Maximal Voluntary Contraction

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE (SYSTÈME INTERNATIONAL)

UNITÉS DE BASE

m	Mètre (unité de longueur)
mm	Millimètre (unité de longueur)
kg	Kilogramme (unité de masse)
°	Degrés (unité de rotation)
S	Seconde (unité de temps)
ms	Milliseconde (unité de temps)

UNITÉS MÉCANIQUES

N	Newton (unité de force)
Nm	Newton-mètre (unité de moment)

Vitesse

m/s	Mètre par seconde
-----	-------------------

Accélération

m/s ²	Mètre par seconde au carré
g	Accélération gravitationnelle

SYMBOLES MÉCANIQUES

M	Moment
My	Moment dans le plan axial
Mx	Moment dans le plan frontal
Mz	Moment dans le plan sagittal
F	Force
Fx	Force antéro-postérieure
Fy	Force axiale
Fz	Force latérale

INTRODUCTION

Les arts du cirque

L'art représente l'un des ciments d'une société puisque sous ses diverses formes, l'art permet d'unifier les individus. Les artistes, à travers leur médium d'expression, sont capables de communiquer un panel d'émotions aux spectateurs. Parmi toutes les formes d'arts qui existent, l'art vivant est l'une des plus anciennes puisque le corps humain est le seul outil nécessaire. Dans cette famille, on retrouve le théâtre, le chant, la danse et le sujet de ce mémoire, le cirque.

La création du premier cirque remonte au XVIII^e siècle en Angleterre (*Chronologie du cirque* | *BnF / CNAC*, s. d.) où l'on y performe des spectacles équestres. Dérivé de *circus*, cercle en latin, le cirque désigne les enceintes dans lesquelles se déroulaient les premières démonstrations équestres. Le cirque a une grande histoire nomade principalement portée par des compagnies qui traversent l'Europe ou les États-Unis d'un bout à l'autre pour présenter des performances rivalisant d'exploits et de surenchères. Après la crise de 1929, une nouvelle aire est portée par le cirque soviétique qui a ouvert la toute première école. Cet âge d'or du cirque soviétique s'éteindra avec l'éclatement du bloc de l'est en 1991. En parallèle, en occident à partir des années 70, le cirque se formalise et devient une véritable industrie. Des compagnies majeures se forment au Québec et notamment le Cirque du Soleil qui, avec d'autres, réinvente les règles de leur art en initiant le cirque d'aujourd'hui. Désormais, les animaux ne sont plus au centre des spectacles et les numéros se succèdent dans un élan narratif et scénaristique.

Bien que ces compagnies cassent les codes du cirque, le corps des spectacles reste inchangé et les spectateurs assistent toujours à des numéros mettant en scène acrobates, jongleurs, contorsionnistes et le meilleur ami des 7-77 ans, le clown. Ces artistes sont formés de par le monde dans des lieux comme l'École nationale du cirque (ÉNC) de Montréal, créée en 1981 par Guy Caron et Pierre Leclerc. Chaque année, elle forme des centaines de jeunes à la profession d'artistes de cirque (*Découvrir l'ÉNC*, s. d.).

Être artiste représente une grande charge de travail physique et mentale étalée sur plusieurs années. Pour un artiste du Cirque du Soleil, on compte près de 476 représentations par an et 2h d'entraînement quotidien (InBody, 2017). La charge de travail est telle que des blessures sont fréquentes (Greenspan & Stuckey, 2023; Munro, 2014; Shrier et al., 2009; Stuckey et al., 2022; Wolfenden & Angioi, 2017) et ce, malgré la rigueur des entraîneurs, préparateurs physiques et artistes. Certaines blessures dont la gravité est importante peuvent nuire à la vie des artistes après leur carrière. Les compagnies de cirque sont également concernées par les traumatismes de leurs artistes. En effet, un artiste blessé peut mettre en péril un spectacle développé depuis plusieurs années. Par exemple, remplacer un artiste blessé par un autre coûte environ 250000\$ au Cirque du Soleil.

Investir dans la recherche peut-être un levier important pour réduire le risque. Le Centre de Recherche, d'Innovation et de Transfert en Arts du Cirque (CRITAC) est créé en 2013 avec pour objectif de capitaliser et de faire progresser les connaissances de la communauté circassienne. Le CRITAC a plusieurs axes de recherche couvrant un large spectre de compétences. À travers des projets comme celui supporté par ce mémoire, le CRITAC tente de mieux comprendre les risques auxquels sont soumis les artistes afin de réduire les blessures par le biais de la recherche scientifique (*Qu'est-ce que le Centre de recherche?*, s. d.).

Ce mémoire prend place dans un vaste projet de transformation de la discipline de la barre russe. Initié par le CRITAC, il regroupe plusieurs organismes, dont l'École de Technologie supérieure (ÉTS), le Centre Collégial de Transfert de Technologie (CCTT) en design industriel INEDI du Cégep de Lanaudière ainsi que le Centre de Développement des Composites du Québec du CCTT de Saint-Jérôme. Le projet a pour but de proposer des solutions innovantes pour réduire les risques de blessures chez les artistes de cirque pratiquant la barre russe.

La barre russe

La barre russe est une discipline acrobatique du cirque pratiquée par trois artistes, dont deux porteurs et un voltigeur. La barre repose sur l'épaule droite des deux porteurs. Le trio utilise la

flexibilité de la barre en composite pour propulser le voltigeur en l'air. Le voltigeur profite de son « envol » pour réaliser des acrobaties comme des sauts droits ou des saltos (Figure 0.1).

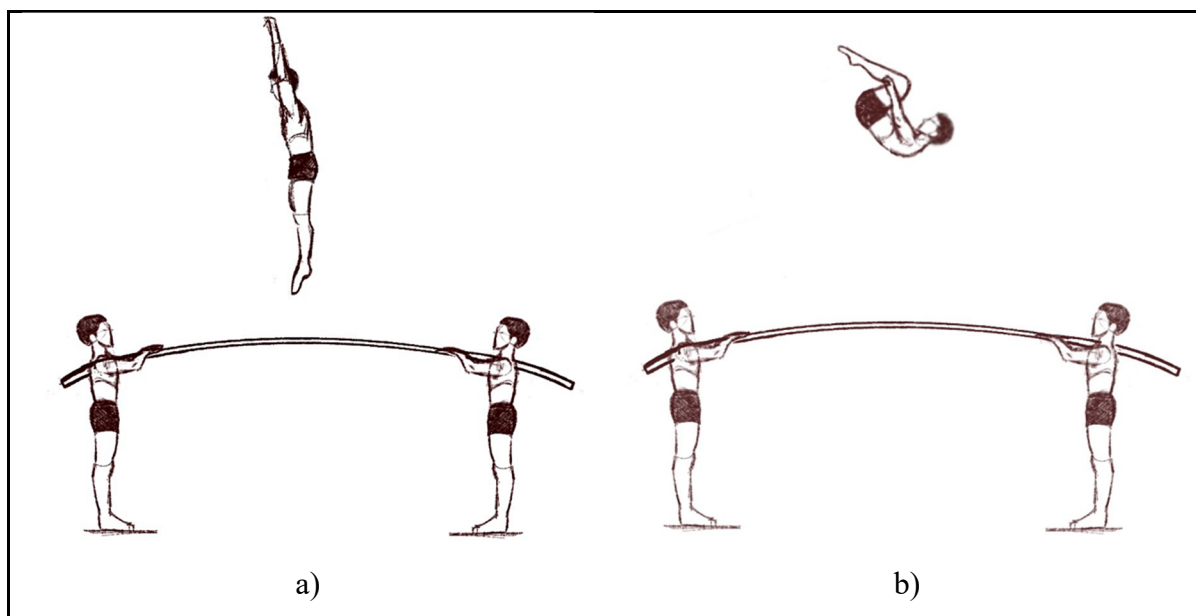


Figure 0.1 Acrobaties typiques de la barre russe : a) Saut droit; b) Salto. Illustration de Haley Tenn @École Nationale de Cirque

La première utilisation de la barre russe remonte au milieu du XXe siècle par un trio russe composé de Irina Shestua et Boris Ysaev aujourd'hui considéré comme les deux fondateurs de cette discipline. Les barres sont, à l'origine, conçues en aluminium, un matériau flexible, facile à mettre en forme et particulièrement léger. Mais c'est le monde de l'athlétisme qui va révolutionner la discipline avec l'apparition de la fibre de verre en saut à la perche en 1956 (*La barre russe* | *BnF / CNAC*, s. d.). L'évolution de la discipline est un exemple typique de transversalité fortement présent dans les arts du cirque.

Aujourd'hui, la grande majorité des compagnies utilise une barre construite à partir de trois perches de saut à la perche assemblées l'une à l'autre par un joint en silicone et du ruban adhésif (*Pratiques nord-américaines de la discipline de la barre russe : guide pratique*, s. d., G). Les propriétés mécaniques de la fibre de verre sont très intéressantes pour les artistes, car elle offre un large éventail d'acrobaties. Mais pour arriver à un niveau de maîtrise suffisant

pour réaliser des figures telles que de triples rotations, le trio doit développer une grande expérience et une confiance mutuelle. Les porteurs, au-delà de propulser le voltigeur, doivent s'assurer en tout temps que le centre de gravité du voltigeur reste sous la barre pour garantir une réception sécuritaire. En effet, comme il en sera mentionné dans le mémoire, certains sauts peuvent atteindre 3m de haut au-dessus de la barre. Une chute à cette hauteur peut provoquer de graves séquelles tant sur le plan physique qu'émotionnel, menaçant ainsi la carrière des artistes. Les porteurs sont eux soumis à de fortes charges qui peuvent, après de longues sessions d'entraînement, mener à des douleurs au dos.

Pour pouvoir changer les paradigmes, il est impératif de comprendre les forces et les moments articulaires auxquels sont soumis les artistes. Cela peut se faire par une analyse biomécanique et une quantification des charges fonctionnelles telle que présentée dans ce mémoire. C'est dans ce contexte et afin de moderniser la discipline de la barre russe que le CRITAC s'est entouré de deux partenaires : le laboratoire d'imagerie et d'orthopédie (LIO) de l'ÉTS qui, à travers mon projet de recherche, a participé à la collecte de données et œuvré à la mise en place et à l'exploitation d'un modèle musculo-squelettique estimant les charges lombaires des porteurs de barre russe, et INEDI, qui a apporté ses compétences et ses outils pour mener à bien les différentes collectes de données et pour aider à leur analyse.



Figure 0.2 Trio de barre russe réalisant un saut périlleux. Photo de Pierre Schmidt @École Nationale de Cirque

Analyse biomécanique

Depuis l'antiquité, nous cherchons à comprendre les rouages du corps humain en émettant des théories mathématiques et philosophiques. Nos paradigmes mathématiques sont hérités de cette époque faste en science. Aristote fut le premier à écrire un livre sur le mouvement (Mouvement des animaux) dans lequel il observe et décrit la démarche chez les animaux. Mais il faudra attendre jusque-là une renaissance et des mathématiciens / philosophes / peintres / physiciens comme Léonard de Vinci qui, à partir de dissection, ont offert une meilleure compréhension de l'anatomie et du rôle des muscles dans le mouvement. Plus tard, la révolution scientifique entre le XVIIème et le XVIIIème siècle a jeté les bases de la biomécanique moderne. La mécanique de Newton a fait son entrée en science et certains se demandent si l'appliquer aux mouvements permettrait de comprendre comment le corps humain se meut dans son environnement. Petit à petit, les concepts de forces étant mieux compris, le voile sur le rôle des muscles dans le mouvement se lève. Intervint alors la Révolution française et avec elle la démocratisation des loisirs et des sports qui ne sont plus réservés à la noblesse. De plus en plus de personnes s'interrogent sur le mouvement et certains

développent les premières méthodes de mesures capables de quantifier la cinématique des mouvements en détournant l'usage des premières caméras. Le XIX siècle a également révélé au monde la puissance quasiment magique de l'électricité. Les chercheurs ont émis l'hypothèse qu'il existait un lien entre activité musculaire et activité électrique. Hypothèse affirmée dans la seconde moitié du XIX siècles par les premières mesures électromyographiques. Au XXème siècle la biomécanique fait son entrée sur les bancs universitaires et son application se généralise dans l'industrie, les sports et la médecine.

Aujourd'hui, et selon la définition de Hay (1973), la biomécanique est « *la science qui examine les forces agissant sur et dans une structure biologique ainsi que les effets de ces forces* » (traduction libre). C'est une science multidisciplinaire qui s'intéresse au rapport du vivant avec le monde qui l'entoure. Elle couvre un large champ scientifique puisqu'elle s'étend de la mécanique du solide (analyse du mouvement) à la mécanique des fluides (circulation sanguine) et ce, à différentes échelles depuis la cellule (mécanobiologie).

À partir de la compréhension que nous avons du fonctionnement du corps humain, il est possible de créer des modèles qui permettent de reproduire ses comportements. Les modèles biomécaniques sont utilisés dans diverses industries, dans la performance sportive ou bien en recherche médicale. Ils permettent à moindres frais humain, de simuler des comportements et de s'assurer la viabilité scientifique. L'un de leurs principaux intérêts, et celui qui nous concerne dans ce mémoire sont de pouvoir estimer les forces qui transitent dans le corps sans avoir recours à des opérations invasives.

Le corps des artistes est leur principal outil de travail qu'ils poussent dans ses limites quotidiennement. Certains, d'explorer les barrières de leur art s'expose à des blessures et nuisent à leur santé. Dans ces cas-ci, les mécanismes de blessures ne sont pas tout à fait compris. Mener une analyse biomécanique basée sur l'utilisation d'un modèle permet de quantifier les charges à l'intérieur du corps des artistes. En faisant cela, l'équipe de recherche souhaite bâtir la première étape pour développer un protocole ou un mécanisme de protection des porteurs de barre russe.

Cadre et organisation du mémoire

Dans ce mémoire, les théories de la biomécanique ont été appliquées pour étudier les charges subies par la colonne lombaire sur des porteurs de barre russe en utilisant un modèle musculo-squelettique de corps humain complet. Le premier chapitre de ce mémoire présente une revue de la littérature consignant les travaux de recherche dans ce domaine. Le second chapitre expose la problématique et les objectifs du mémoire. Le troisième chapitre présente un article scientifique regroupant l'ensemble des travaux de ce projet de maîtrise. Récemment soumis au journal *Sports Biomechanics*, l'article a pour titre *Biomechanical analysis of lumbar spine loading in Russian bar porters*. Le quatrième chapitre regroupe les résultats obtenus lors de la caractérisation mécanique de six barres russes. Le cinquième chapitre présente une discussion générale des travaux réalisés alors que le sixième chapitre conclut le mémoire.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Les artistes de cirque face aux blessures

À l'instar de sportifs de haut niveau, les artistes de cirque s'entraînent plusieurs heures par semaine pour concevoir de nouveaux numéros ou simplement conserver la forme. Les contraintes physiques ne sont pas négligeables et sont similaires à celles retrouvées dans le sport professionnel. Long et al. (2011) attestent d'ailleurs que les étudiants en école de cirque souffrent d'autant de blessures que les étudiants inscrits dans des ligues sportives universitaires.

Malgré cela, assez peu d'études épidémiologiques s'intéressent aux mécanismes de blessures dans le cirque et le peu d'étude disponible présente des résultats contradictoires du fait de disparité dans les disciplines et des populations d'artistes étudiées. Pour Munro (2014), la cheville est l'articulation la plus souvent impactée (25%), suivie de la colonne lombaire (14%) et des épaules (12%). Une autre étude suppose que l'épaule est la plus sujette aux blessures (28%) alors que les blessures à la cheville ne sont que la quatrième cause de blessures (9%) (Stubbe et al., 2018). Il est cependant notable que ces deux études présentent une incidence comparable pour les blessures au dos (14% pour Munro; 16% pour Stubbe). Wanke et al. (2012) se sont interrogés sur la répartition des blessures en fonction du sexe des artistes. Selon eux, les hommes sont sujets à 11.4% de blessures à la colonne lombaire contre 7.5% pour les femmes. D'autres articles dressent une liste de blessures subies par les artistes de cirque sans pour autant les quantifier. Les articulations des chevilles, des genoux, des poignets ainsi que les blessures au dos font partie des régions corporelles les plus fréquemment citées (Long et al., 2011; Shrier & Hallé, 2011; Stuckey et al., 2022; Wolfenden & Angioi, 2017).

Le taux de blessures chez les artistes de cirque est de 0.3 blessure pour 1000h de pratiques selon Wanke et al. (2012). Ce chiffre est inférieur à celui donné par Wolfenden et Angioi (2017) qui avance une plage de 7.37 à 9.27 blessures par 1000 expositions. Ces taux peuvent

paraître faibles au vu de l'implication des artistes, mais il faut souligner que les artistes sont parfaitement préparés physiquement. Long et al. (2011) expliquent ces chiffres par un autre facteur plus sociologique. Ils insistent sur le fait que les artistes ont tendance à dissimuler leur douleur et leur blessure. Cela s'expliquerait par le manque de soutien médical et de prévention sur les sujets liées à la santé, mais aussi par la peur de l'impact qu'aurait une blessure sur leur carrière.

Il est courant d'entendre que les porteurs de barres russes souffrent de douleurs chroniques au dos, mais à notre connaissance, aucune étude ne s'est spécifiquement intéressé à cette discipline. La grande majorité des artistes pratiquent plusieurs disciplines, ce qui multiplie les facteurs de risques de blessure.

1.2 Anatomie fonctionnelle de la colonne vertébrale

Cette section présente brièvement l'anatomie fonctionnelle de la colonne vertébrale humaine avec pour objectif d'aider à la compréhension des sections subséquentes.

1.2.1 La colonne vertébrale

Chez l'humain, le dos est composé de vertèbres classifiées en 4 colonnes distinctes illustrées à la Figure 1.1: la colonne cervicale, la colonne thoracique, la colonne lombaire et la colonne sacrale, formée par le sacrum et le coccyx. Le dos est un assemblage fonctionnel de tissus durs (vertèbres) et de tissus mous (disques intervertébraux, muscles, tendons, nerfs, peau, ...) dont les principales fonctions sont de protéger la moelle épinière et d'assurer le mouvement et la stabilité de la colonne vertébrale.

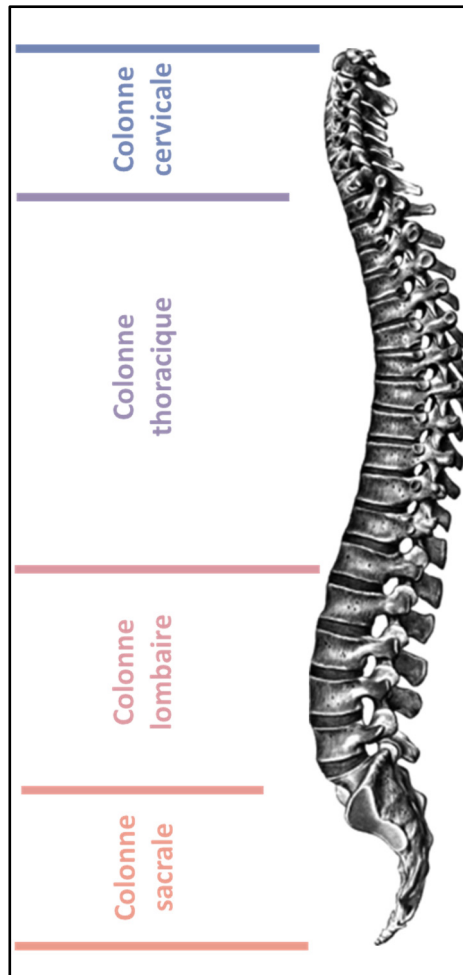


Figure 1.1 Colonne vertébrale de l'être humain
Image tirée de Sobotta (1909, p. 200)

1.2.1.1 Les tissus durs

La colonne vertébrale est composée de 33 vertèbres, dont 7 cervicales, 12 dorsales et 5 lombaires. Le sacrum et le coccyx sont composés respectivement de 5 et 4 vertèbres toutes soudées entres-elles.

Dans le cadre de ce travail, nous allons nous intéresser à la colonne lombaire puisque c'est la zone du corps où la douleur se ferait la plus vive chez les porteurs de barre russe. Elle est

délimitée par les articulations thoracolombaire (T12/L1) et lombo-sacrée (L5/S1) englobant 5 vertèbres, L1, L2, L3, L4 et L5.

1.2.1.2 Les tissus mous

Les muscles sont des assemblages de fibres musculaires qui permettent de maintenir la posture et de mouvoir le squelette. Il existe trois grands types de fibre musculaires : les muscles squelettiques ou striés, les muscles lisses et le muscle cardiaque. Les muscles striés sont responsables du mouvement. Les muscles lisses sont propres aux organes tels que les intestins; leur fonctionnement ne sera pas détaillé dans ce mémoire.

Les muscles squelettiques sont des assemblages de faisceaux musculaires eux-mêmes composés de sarcomères. La contraction des muscles striés est volontaire et est causée par la transmission d'un potentiel d'action portée par le système nerveux depuis le cerveau jusqu'au muscle en question. L'intensité du courant électrique induit est, à l'échelle du muscle, définie comme étant l'activité musculaire. Plus l'activité musculaire est grande, plus le muscle est contracté et génère de la force. L'activité musculaire peut se mesurer par des capteurs électromyographiques posés sur la peau.

Dans ce mémoire, nous allons nous intéresser aux muscles squelettiques du dos. Le dos est composé de sept groupes musculaires principaux qui sont responsables de la mobilité de la colonne (Gracovetsky, 1988):

- Multifidus ;
- Longissimus lombaire et thoracique ;
- Iliocostalis lombaire et thoracique ;
- Oblique Interne et Externe ;
- Rectus Abdominis (grand droit) ;
- Psoas ;
- Carré des lombes.

Les corps vertébraux sont empilés les uns sur les autres avec à l'interface les disques intervertébraux. Ce dernier a pour rôle d'assurer la mobilité, mais aussi l'intégrité de la colonne lorsqu'une charge est appliquée (Humzah & Soames, 1988).

1.3 Blessures au dos

Les blessures aux dos sont multiples et peuvent avoir des causes variées. Les principales blessures sont :

- Les déchirures de tissus mous : Les muscles, les disques intervertébraux et les ligaments peuvent se déchirer s'ils sont soumis à une force ou une élongation trop importante ;
- Les hernies discales : Lorsque le disque subit un traumatisme (par exemple suite à un fort chargement), il se peut qu'une hernie se crée à sa surface et s'étende jusqu'à toucher aux nerfs alentour (Al Qaraghli & De Jesus, 2023);
- Détérioration des disques : La détérioration ou l'usure des disques intervertébraux peut être une cause de douleurs. C'est un phénomène naturel lié principalement à l'âge, mais l'application de charges fortes et/ou répétées peut accélérer ce phénomène. Avec le temps, la hauteur des disques intervertébraux diminue suite à la réduction de leur teneur en eau. La dégénérescence peut entraîner des problèmes comme le syndrome des facettes ou spondylarthrose puisque les disques perdent leur capacité d'absorption au détriment des corps rigides (Alexander et al., 2023);
- Les fractures vertébrales : Les fractures sont une rupture de l'intégrité d'une vertèbre. Elles peuvent être liées à l'exposition à une charge forte ou à une dégénérescence liée à l'âge ;
- Les spondylolyses : une spondylolyse est un défaut de l'isthme interarticulaire qui entraîne une instabilité de la colonne vertébrale. Cette blessure peut entraîner un spondylolisthesis, défini comme un glissement de la vertèbre située sous la blessure. Ces blessures peuvent être causées par l'exposition à une charge forte et répétée ou une dégénérescence liée à l'âge (McDonald et al., 2023);

- La sténose de la colonne lombaire : La sténose lombaire est un rétrécissement du canal rachidien dans la colonne lombaire. Ce rétrécissement comprime les nerfs dans le canal rachidien, ce qui crée une douleur (Wu & Cruz, 2023).

1.3.1 Facteurs de risque des blessures au dos

Quatre-vingts pour cent (80 %) de la population mondiale va souffrir de douleurs au dos au cours de sa vie (Freburger et al., 2009). Les douleurs au dos entraînent un inconfort qui peut nuire à la santé physique et mentale des personnes atteintes. Il existe en effet un lien entre la douleur au dos et des phénomènes psychosociaux tels que la dépression (Bener et al., 2013). Comme il a été abordé dans la section précédente, il existe différentes blessures au dos et les facteurs les initiant sont souvent multiples, l'âge étant le principal facteur. En revanche, les artistes de cirque sont généralement jeunes, surtout dans les disciplines physiques comme la barre russe. Les blessures au dos ne peuvent donc pas s'expliquer par l'âge et d'autres facteurs doivent en être responsables.

Wilson et al. (2020) ont réalisé une méta-analyse pour tracer le portrait des douleurs au dos dans la population sportive. Ils soulignent que les douleurs au dos ont une grande prévalence dans cette population malgré un faible taux de comorbidité. Un sportif ayant subi des blessures au dos au cours de sa carrière sera plus à même de développer des douleurs chroniques au long de sa vie. Les épisodes de douleurs chroniques arrivent souvent lors des pics de charge d'entraînements. Une mauvaise technique peut entraîner des douleurs au dos, mais selon l'étude, parmi les articles qu'ils ont étudiés, aucun n'avait de méthodologie appropriée pour confirmer qu'une mauvaise technique est un facteur de risque (Wilson et al., 2020).

Selon Marras et al. (1995), les principaux facteurs de douleur sont la fréquence de levage, l'intensité de la charge, la vitesse de mouvement du dos sous chargement et l'angle du tronc dans le plan sagittal. Augmenter l'amplitude de ces facteurs augmente le risque de blessures au dos (Marras et al., 1995, 2014).

La charge semble donc être un facteur important de blessures, mais peu d'études précisent quels sont les seuils de blessures. Néanmoins, certains chiffres donnent une idée des charges maximales à respecter pour éviter d'endommager la colonne vertébrale. Le National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) recommande une valeur de compression de 3400N comme seuil à respecter et 6400N comme limite maximale acceptable au-delà de laquelle, les travailleurs encourent un danger pour leur santé (Arjmand et al., 2015). Schmidt et al. (2012) propose des valeurs moins conservatrices et étend cette limite jusque 10000N pour les forces de compression et jusque 2000N pour les forces de cisaillement (Schmidt et al., 2012). Mais lorsque les mouvements sont répétés, les limites de forces en cisaillement tombent à 1000N pour moins de 100 chargements par jour et jusqu'à 700N pour 100 à 1000 chargements par jour. Toutes ces recommandations ont été émises pour des travailleurs ayant un emploi manuel qui nécessite des phases de levage et de déplacement de charges. Les contraintes reposant sur les artistes de cirque, en particulier les porteurs de barre russe, sont différentes, sans compter que ces artistes ont une préparation physique hors-norme. Il apparaît néanmoins clair que la charge est un facteur de blessure important.

1.3.2 Charge symétrique

Cholewicki et al. (1991) se sont intéressés tôt à la problématique des charges en musculation tant les forces en jeu sont extrêmes, à la limite de ce que le corps humain peut supporter. Ils ont développé un modèle, certes primaire puisqu'il n'intégrait pas de muscles, mais qui permettait d'estimer la charge entre les vertèbres lombaires. Selon eux, lors du mouvement de « deadlift », les forces de compression intervertébrales dépassent 17000 N pour un moment de 922 N.m (Cholewicki et al., 1991). Stuart McGill s'est également penché sur la problématique de la musculation et a produit une abondante littérature sur le sujet (McGill et al., 2009). Dans une de ses études, il s'est intéressé aux chargements lombaires lors d'exercices d'hommes forts, une discipline de musculation populaire en Amérique du Nord qui sort du cadre de la musculation traditionnelle par la variété de ses mouvements. Il a estimé des charges lombaires de $12043 \text{ N} \pm 2500 \text{ N}$ lors d'exercice de levage de fût d'un poids de 150 kg. À notre

connaissance, ces efforts intervertébraux sont les plus grandes estimations en utilisant un modèle de corps humain complet et la capture de mouvements (McGill et al., 2009).

Peu d'études ont étudié les forces dans la colonne lombaire lors de la pratique d'arts vivants. Alderson et al., (2009) ont par exemple créé un modèle capable d'estimer les forces sur les vertèbres lombaires d'un danseur qui soulève sa partenaire. Les charges auxquelles est soumis le danseur s'élèvent à 4725 N en compression et 539 N en cisaillement (Alderson et al., 2009).

1.3.3 Charge asymétrique

La barre russe repose sur une seule épaule créant une asymétrie sur le dos des porteurs. À notre connaissance, aucune étude ne s'intéresse à des charges asymétriques et qui plus est dynamiques directement appliquées sur l'épaule. Certains articles discutent l'impact de l'utilisation de sac à dos, mais généralement sur des populations jeunes et avec des masses peu élevées.

Ces dernières études montrent que lorsque des individus portent un sac en bandoulière sur une épaule, la forme de la colonne vertébrale change (Bettany- Saltikov et al., 2008; O'Shea et al., 2006), ce qui peut entraîner des déformations permanentes si l'exposition est répétée. En extrapolant ces résultats aux porteurs de barre russe, nous pouvons supposer que le caractère asymétrique de la discipline est un facteur de risque de blessures. Un autre exemple de l'effet de la charge asymétrique sur le dos est le levage de charges avec une seule main. Selon Heidari et al. (2022), lorsque les participants ont soulevé une charge de 12 kg dans une main, les forces intervertébrales au niveau lombaire étaient plus élevées dans une population souffrant de douleurs chroniques au dos. Les populations souffrant de douleurs au dos semblent être exposées à des charges lombaires plus importantes que les populations saines (Heidari et al., 2022).

1.4 Modélisation biomécanique

Malgré tout ce que l'on sait des effets de la charge sur le dos, il reste difficile d'estimer directement les forces intervertébrales. Des mesures *in vivo* sont possibles, mais nécessitent une intervention chirurgicale invasive pour intégrer des équipements de mesures directement dans la colonne vertébrale (Wilke et al., 1999). Des bases de données ont été créées pour rendre accessibles les mesures de charges *in vivo* lors d'activité de la vie quotidienne (exemple : base de données de la compagnie Orthoload - <https://orthoload.com/>). Mais dans les cas où les mouvements sont peu conventionnels, notamment dans les arts du cirque, il est possible d'estimer les forces intervertébrales en ayant recours à un modèle biomécanique. Cette section présente les principes de bases de la modélisation biomécanique multi-corps, avant de présenter des logiciels et des modèles capables de simuler le mouvement des porteurs.

1.4.1 Modélisation multi-corps du corps humain

En biomécanique, la modélisation multi-corps permet d'estimer des forces quand il est difficile, voire impossible, d'effectuer des mesures *in vivo* non invasives. Les modèles sont composés d'éléments rigides, les segments (os), qui sont liés entre eux par des joints (articulations). Dans le cas d'une analyse de mouvement, les segments se meuvent par l'action de ce que l'on appelle des actuateurs musculaires (muscles) qui sont eux des éléments souples capables de se déformer (Delp et al., 2007). Il existe différents types d'articulations ayant chacune un nombre défini de degrés de liberté. Plus un modèle possède de degrés de liberté, plus celui-ci devra être muni d'actuateurs musculaires pour équilibrer le mouvement, complexifiant ainsi le modèle (Reinbolt et al., 2011)

Les actuateurs musculaires utilisés dans la plupart des modèles multi-corps musculo-squelettique, dont celui utilisé dans cette étude, ont un comportement mécanique répondant à une loi de Hill (Hill, 1997). Les muscles sont ainsi modélisés comme une structure qui se déforme en suivant une loi associant vitesse et force de contraction. Les segments, les os, possèdent une masse et un centre de masse qui dépendent de leur volume et de leur géométrie.

1.4.2 Approches pour estimer les forces articulaires

Lorsque l'on s'intéresse à l'analyse du mouvement et à la quantification des forces articulaires à partir d'un modèle numérique, il existe deux grandes approches. L'approche par optimisation statique et l'approche pilotée par électromyographie (EMG) (Beaucage-Gauvreau, 2019).

Pour l'optimisation statique, le modèle se nourrit essentiellement du mouvement des participants pour guider le mouvement des segments. Cette approche requiert un montage expérimental important incluant par exemple des caméras infrarouges et des marqueurs réfléchissants. Les résultats sont moins précis que pour l'approche pilotée par EMG puisqu'ils sont soumis à plus d'hypothèses et d'imprécisions de mesure. Pour l'approche pilotée par EMG, les segments sont mis en mouvement par l'activité musculaire récoltée par des mesures EMG sur les participants. Le mouvement du modèle n'est alors plus contraint par les mouvements du porteur, mais par l'activation de ses groupes musculaires. Le montage expérimental est réduit puisqu'il nécessite seulement l'utilisation de capteurs électromyographiques, ce qui crée un montage moins dispendieux et moins encombrant. Cette méthode est normalement plus précise, car l'activité musculaire est issue d'une lecture directe sur le participant et n'est pas obtenue par différentes passes de calculs menant inmanquablement à des imprécisions (Kian et al., 2019).

Néanmoins, pour garantir la précision de la méthode pilotée par EMG, il faut faire un effort important sur la modélisation des muscles, leur insertion et leurs propriétés mécaniques. Cette méthode n'est d'ailleurs pas compatible pour les activités dynamiques à haute vitesse et avec impact, car le bruit des mesures des capteurs serait alors trop important, rendant impossible l'analyse des résultats.

Dans notre cas, l'approche par optimisation statique a été jugée plus adéquate puisque nous n'avons pas de soucis d'encombrement et que les impacts lors de la pratique de la barre russe sont élevés.

1.4.3 Logiciels

Les deux principaux logiciels disponibles pour mener des études biomécaniques à l'aide de modèles multi-corps sont OpenSim (SimTK, Stanford, Californie, USA) et Anybody (AnyBody Technology A/S, Aalborg, Danemark).

Le premier, OpenSim est un logiciel en usage libre qui permet de concevoir des modèles musculosquelettiques et de mener des simulations dynamiques (Delp et al., 2007). Étant en libre accès, une communauté s'est créée autour du logiciel offrant un large éventail de modèles et un forum actif. Le logiciel est doté d'une interface graphique (Figure A.I.7), mais peut également être exécuté via un code python ou Matlab. La version 4.4 est la version la plus récente du logiciel.

Dans l'industrie, le logiciel de modélisation multicorps le plus populaire est AnyBody (AnyBody Technology A/S, Aalborg, Danemark). Il est particulièrement utilisé lors d'études ergonomiques puisqu'il intègre mieux les contacts que les logiciels concurrents.

Dans le cadre de ce travail, le logiciel OpenSim a été préféré à AnyBody, principalement pour des raisons économiques. Le groupe de recherche croit également à un accès libre et universel à la science.

1.4.4 Modélisation de la colonne lombaire sur OpenSim

Un modèle détaillé de colonne lombaire comprenant 238 fibres musculaires a été publié en 2012 sur la plateforme OpenSim (Christophy et al., 2012). Ce modèle fait état de référence et a été incorporé dans plusieurs autres modèles (Beaucage-Gauvreau et al., 2019; Bruno et al., 2015; Raabe & Chaudhari, 2016). C'est d'ailleurs l'un des avantages d'OpenSim, qui permet d'utiliser et modifier plusieurs modèles en libre accès. Suite à la publication du modèle de Christophy et al (2012), les principaux modèles qui permettent d'étudier les forces intervertébrales sont :

- Thoracolombaire (Bruno et al., 2015)

Le modèle thoracolombaire ajoute un cou (Vasavada et al., 1998) et des membres supérieurs (Holzbaur et al., 2005) au modèle de Christophy (Christophy et al., 2012). Il a été validé en comparant des mesures de pression in vivo avec des remplacements de vertèbres par des instruments de mesures (Vertebral Body Replacement) et EMG. Le modèle est validé pour les activités de levage, mais il manque les membres inférieurs pour y appliquer d'éventuelles forces de réaction du sol.
- “Full-Body lumbar spine” (Raabe & Chaudhari, 2016)

Le “Full-Body lumbar spine” (FBLS) model est une combinaison du modèle de la colonne lombaire de Cristophy et al. (2012), du modèle de corps complet de Hammer et al. (2010) et un modèle de rotule (Arnold et al., 2010). Le modèle a été validé en comparant les moments aux trois axes entre L5-S1 à des données issues de la littérature. Des mesures EMG ont également permis de valider le modèle.
- Full body model (Beaucage-Gauvreau et al., 2019)

Le “full-body model” de Beaucage et al. (2019), modifie le modèle de Raabe et Chaudhary (2012) pour pouvoir analyser des tâches de levage. Le modèle comprend 30 segments, 29 degrés de liberté et 238 muscles de type Hill. Les muscles des membres inférieures ont été enlevés, car ils ne sont pas adéquats pour modéliser le mouvement de levage qui nécessite une grande plage de mouvement au niveau des hanches (Beaucage-Gauvreau et al., 2019). Le modèle a été validé en comparant les valeurs de pression en L5/S1 à la littérature, a des mesures in vivo et a des mesures EMG.
- Modèle hybride (Zaman et al., 2022)

Plus récemment, un modèle hybride a été conçu par Zaman et al. (2022). Ce modèle est la combinaison d'un module de prédiction de squelette 2D et du FBLS de Raabe et Chaudhari (2016). Ce modèle permet d'améliorer la précision de la mesure des angles articulaire en alimentant le modèle OpenSim par une mesure 2D.

Le modèle développé par Beaucage-Gauvreau et al. (2019) a été celui retenu pour notre étude. Il est suffisamment détaillé et est le seul qui garantit suffisamment d'amplitude au niveau des

hanches et des muscles pour étudier la pratique de la barre russe. Il est aussi exhaustivement validé pour une application proche de la nôtre à savoir le levage d'une charge asymétrique lourde.

1.5 Caractérisation du comportement mécanique des barres russes

Le second volet de notre étude s'intéresse à l'outil qu'est la barre russe elle-même. Aujourd'hui la conception des barres est artisanale. La plupart des barres sont fabriquées en assemblant trois perches de saut à la perche (Stewart, 2009.). Ces perches sont conçues en matériaux composites, soit en fibre de verre, soit en fibre de carbone. L'assemblage se fait en collant les perches entre elles avec un scellant silicone puis en enrobant les perches avec du ruban adhésif.

Les caractéristiques mécaniques des barres dépendent de la préférence des artistes, mais sont liées aux matériaux des perches et à la méthode de fabrication de la barre. De manière générale, les artistes recherchent une barre qui leur permettra de performer de manière sécuritaire, tout en garantissant une hauteur suffisante pour réaliser un maximum d'acrobaties. Certains préféreront utiliser des barres rigides et « rapides », d'autres des barres flexibles et « lentes ». Ces critères sont purement subjectifs et ne reflètent aujourd'hui aucune donnée quantifiée. Au meilleur de notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à la caractérisation mécanique des barres. La seule information qu'ont les artistes à leur disposition est la rigidité des perches fournie par le fabricant. C'est ce à quoi s'est intéressé Warburton (2015) qui a voulu caractériser mécaniquement des barres de saut à la perche en comparant les résultats issus de plusieurs montages expérimentaux. Selon lui, les données fournies par les fabricants de perches n'offrent pas suffisamment d'informations pour comprendre comment les barres fonctionnent (Warburton, 2015). De plus, le rôle de l'assemblage est tel que deux barres construites avec des perches similaires auront des rigidités différentes. Une caractérisation mécanique permettrait de mieux comprendre les mécanismes en place lors de la pratique de la discipline. Cela permettrait également de proposer aux artistes des informations qu'ils auront à disposition pour choisir une barre plutôt qu'une autre.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUES ET OBJECTIFS

La revue de la littérature a montré que la barre russe est une discipline spectaculaire qui expose les voltigeurs et les porteurs à des risques de blessures importantes. Le dos des porteurs est particulièrement à risque, car soumis selon toute vraisemblance à des charges répétées de forte intensité pouvant interrompre leur carrière et affecter leur santé à long terme. Afin de déterminer précisément les risques auxquels s'exposent les porteurs, il est nécessaire de comprendre et d'estimer l'intensité des charges s'appliquant sur leur colonne lombaire. Une étude biomécanique basée sur un modèle multi-corps permettrait de quantifier ces charges et ainsi mener à des campagnes de sensibilisation et des stratégies de prévention. Une meilleure connaissance du comportement mécanique des barres russes aiderait également les porteurs à mieux gérer ces charges. C'est dans cet optique que le CRITAC s'est associé à INÉDI et à l'ÉTS.

L'objectif de ce mémoire est de quantifier et comparer les charges biomécaniques appliquées à la colonne lombaire des porteurs de barre russe lors de différentes activités de saut et de proposer une méthode de caractérisation mécanique des barres russes.

Les hypothèses de recherche sont :

- Les efforts de réaction à la colonne lombaire sont asymétriques ;
- Les saltos génèrent dans la colonne lombaire des porteurs des forces et des moments intervertébraux significativement plus élevés que les sauts droits ($p \leq 0,05$) ;
- Pour chaque saut, la phase de réception génère dans la colonne lombaire des porteurs des forces et des moments intervertébraux significativement plus élevée ($p \leq 0,05$) que la phase de propulsion (Les phases sont définis en Annexe I).

CHAPITRE 3

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF LUMBAR SPINE LOADING IN RUSSIAN BAR PORTERS

Pierre Schmidt^a, Marion Cossin^b, Gérald Parent^c, Anne-Laure Ménard^c, Michel Behr^d et Eric Wagnac^{a,c}

^a Département de Génie mécanique, École de Technologie Supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada, H3C 1K3

^b Centre de Recherche, d'Innovation et de Transfert en Arts du Cirque, École Nationale de
Cirque, Montréal, Canada, 8181 Ave du Cirque, Montréal, Québec H1Z 0B5

^c INEDI, Cégep de Lanaudière à Terrebonne,
2505 Bd des Entreprises, Terrebonne, Québec, Canada J6X 5S5

^d Laboratoire de biomécanique appliqué – Université Gustave Eiffel
Faculté de médecine Secteur Nord, Boulevard P. Dramard, Marseille, France, 13016

^e Centre de recherche de l'Hôpital du Sacré-Coeur de Montréal,
5400 boulevard Gouin Ouest, Montréal, Québec, Canada, H4J 1C5

Article soumis pour publication, novembre 2023

3.1 Avant-propos

Cet article est le cœur du mémoire. Il présente une estimation des forces et des moments appliqués sur la colonne lombaire de deux porteurs de barre russe en fonction du saut effectuée par la voltigeuse. Pour cela, le mouvement des porteurs et une partie des forces de réaction du sol ont été récoltés avec un trio d'artistes professionnels. Les forces générées par la barre sur l'épaule des porteurs ont été estimées suite à une caractérisation mécanique de la barre qui a mis en évidence le caractère linéaire de la déformation. Grâce à toutes ces données, un modèle multi-corps a été mis en place et a permis de quantifier les forces de réaction à l'intérieur de la colonne lombaire des porteurs. Pour valider le modèle, l'équipe de recherche s'est appuyée sur une comparaison des mesures EMG récoltées sur les porteurs avec l'activation musculaire du modèle. Des détails complémentaires à la méthodologie présentée dans l'article sont disponibles à l'Annexe I.

Cet article, intitulé « Biomechanical analysis of lumbar spine loading in Russian bar porters » a été soumis pour publication à la revue Sport Biomechanics en novembre 2023. La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de l'article est estimée à 80%. L'acquisition des données expérimentales avec le trio d'artistes a été réalisée conjointement par le premier auteur et Gérald Parent, professionnel de recherche chez INÉDI, le CCTT en design industriel du Cégep de Lanaudière. Les traitements préliminaires des données incluant le nettoyage, le filtrage et la préparation pour analyse ont été réalisés par Gérald Parent. L'adaptation, la validation et l'exploitation du modèle musculosquelettique sur OpenSim ont été entièrement réalisées par le premier auteur. Des scripts Matlab simplifiant l'analyse des données ont été créés par le premier auteur et par Gerald Parent. Des certificats éthiques ont été obtenus des Comités d'éthique des trois institutions impliquées dans la collecte de données, le CRITAC, INÉDI et l'ÉTS.

3.2 Abstract

Russian bar, an acrobatic circus discipline involving heavy dynamic loading on one shoulder, is associated with porters' low back pain. The aim of this study is to compare lumbar forces and moments generated on porters during typical maneuvers including saltos, candle jumps and consecutive jumps. A biomechanical model previously validated for lifting tasks was used to estimate L4-L5 intervertebral forces and moments. A Russian bar trio was recruited to participate in data collection, including motion capture and electromyographic measurement. Considering artists safety, external forces were indirectly estimated, using a mechanical characterization of the bar and an actuator-based ground reaction forces estimation. The model's validation involved assessing the agreement and the peak-cross correlation between EMG-recorded muscle activity and the model-predicted muscle activity. Results show no significant differences between salto and candle jumps ($p > 0.05$) for compressive force and moments but significant differences between the propulsion and landing phases ($p < 0.05$), with propulsion phase exerting the highest lumbar forces ($12571.7 \text{ N} \pm 1714.5 \text{ N}$) and moments ($68.9 \text{ Nm} \pm 10.8 \text{ Nm}$). It appears that porters' technique enables low shearing stress (961.6 N

± 419.5). Artists and coaches should be aware of the high compressive forces, emphasizing the need for caution especially for young and inexperienced artists.

Word count: 200 words

3.3 Introduction

Russian bar, a captivating circus discipline, showcases the synchronized performance of three artists: two porters and one flyer. The porters bear a flexible bar on one shoulder, while the flyer executes acrobatic performance by jumping on the bar. The porters propel the flyer during a so-called propulsion phase. The experienced flyer can execute acrobatic jumps like candle jumps, saltos, somersaults and twists. Porters then absorb the artist's landing on the bar during the landing phase. During those phases, porters flex hips, ankles and knees to optimize jump efficiency.

One of the major concern about the practice of Russian bar is the potential development of chronic low back pain among the artists involved (Long et al., 2011; Munro, 2014; Stubbe et al., 2018; Wolfenden & Angioi, 2017). This could be due to high compressive forces, as well as asymmetrical forces on the porters' shoulders and back during performances. Prior research has indicated that asymmetric lifting carries a higher risk of developing low back pain compared to symmetric lifting techniques (Kim & Zhang, 2017; Marras et al., 1995, 2004). Furthermore, circus artists with low back pain had greater cross sectional area asymmetry in the lumbar multifidus muscle (Rossini et al., 2023). Circus companies are deeply committed to address artists injuries and are driven to implement preventive measures. However, there is a lack of scientific research investigating the spinal loads imposed on artists' bodies. Conducting comprehensive studies to understand the dynamic loading conditions experienced by the porters is essential in defining effective prevention strategies and ensuring the well-being of Russian bar artists.

Human musculoskeletal models serve as valuable tools for assessing joint forces applied to the human body (Reinbolt et al., 2011) from motion capture and external forces acquisition techniques (Beaucage-Gauvreau et al., 2020). These models have been used in different sport activities including dance (Alderson et al., 2009), triple-jump (Allen et al., 2016) and golf (Mahadas et al., 2019). Many biomechanical simulations have been created to assess the load on the lumbar spine during a variety of lifting or throwing activities (Beaucage-Gauvreau et al., 2020; Kim & Zhang, 2017; Akhavanfar et al., 2022; Molinaro et al., 2020; Zaman et al., 2021). However, as far as of our knowledge extends, no biomechanical model has been specifically tailored for circus artists, specifically those engaged in Russian bar performances. The present study aims to quantify the load exerted on the lumbar spine of Russian bar porters during a Russian bar performance using a musculoskeletal model. By doing so, we'll verify the three following hypotheses: 1) Russian bar generates asymmetric loads on the lumbar spine; 2) salto generates higher loads on porters' lumbar spine than candle and consecutive jumps and 3) landing phases generate higher lumbar spine loads than propulsion and stationary phases. By undertaking this investigation, our goal is to enhance our understanding of the forces experienced by Russian bar porters and contribute to the development of preventive strategies for circus companies.

3.4 Methods

3.4.1 Experimental data collection

Ethics and participants

Written consents were obtained from three healthy Russian bar artists following approval of the ethics committees of École Nationale du Cirque (CER 2122-15C), École de technologie supérieure (H20220512) and Cégep de Lanaudière (2022-09-08-01): two male porters, designated as porter 1 and porter 2, aged 31 and 41, respectively, and a female flyer, aged 34 years. Porter 1 and porter 2 weighed 74.4 and 81.7 kg, respectively, while the female flyer weighed 57.8 kg. All three were professional and experimented circus artists practicing Russian bar together for 5 years.

Experimental protocol

Visual documentation was conducted through photographs and videos during all activities. An 18-camera motion analysis system (OptiTrack, Natural Point, Oregon, USA) was employed to track the movements of the porters, the position of the flyer and the deflection of the bar in three-dimensional space. For the porter, a total of 92 reflective markers including 12 rigid bodies were strategically placed on porter's head, arms, hands, back, hip, thighs, shanks and feet (Figure 3.1). The Russian bar was equipped with 18 markers along its length. Finally, six more markers were placed on the flyer's hip and ankles to follow its position. In addition, electromyographic (EMG) sensors (Delsys Inc., Massachusetts, USA) were utilized to record muscle activity. A total of eight EMG sensors were bilaterally placed on specific muscles: the Rectus Abdominis (RA), approximately 3 cm lateral to the navel, the External Oblique (EO), approximately 15 cm lateral to the navel and at the same level as the RA sensors, the Thoracic Erector Spinae (TES), approximately 5 cm lateral to T9, and the Lumbar Erector Spinae (LES), approximately 3 cm lateral to L3. To normalize the EMG signals, each subject performed maximal isometric contractions. As exposed in Figure 3.1 a) Experimental setup with the russian bar trio b) , due to technical considerations, both porters could not be instrumented simultaneously. The data collection process for each porter, which included measuring equipment setup and jump activities, was conducted sequentially. Interpolation of missing markers was done with MATLAB interpolation function.

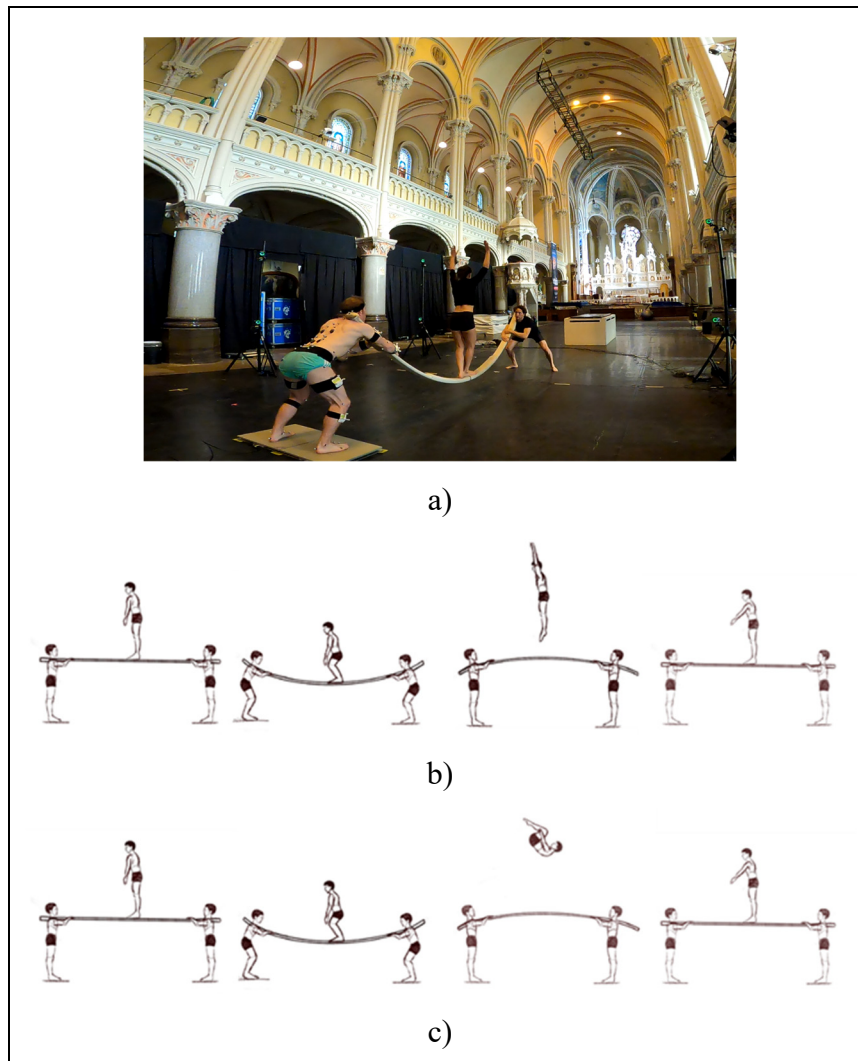


Figure 3.1 a) Experimental setup with the russian bar trio b) Illustration of a candle jump c) Illustration of a salto jump

Experimental data were collected for three distinct jump activities:

1. Candle jump: a straight jump was performed by the flyer (Figure 3.1 b);
2. Salto jump: a rotation in the sagittal plane was performed by the flyer (Figure 3.1c);
3. Consecutive jumps: a series of successive candle jumps were performed by the flyer.

Figure 3.2 illustrates typical phases of these three activities according to the bar deflection. All activities start with an oscillation phase characterized by small-amplitude up and down

motions, during which the flyer's feet remain in contact with the bar. Once sufficient speed and balance are reached, the flyer initiates the jump from the bar during the phase known as propulsion. Subsequently, the flyer lands on the bar during the landing phase. It's important to note that a salto jump is always preceded by a single candle jump (not showed in Figure 3.1c), and that a consecutive jumps activity is described by successive candle jumps of consistent heights. These consecutive candle jumps form a stationary phase. In this activity, there is no propulsion phase as the height of the flyer is gradually increased. The landing phase is identical to the landing phase of a candle jump and, therefore, will not be analyzed in this study.

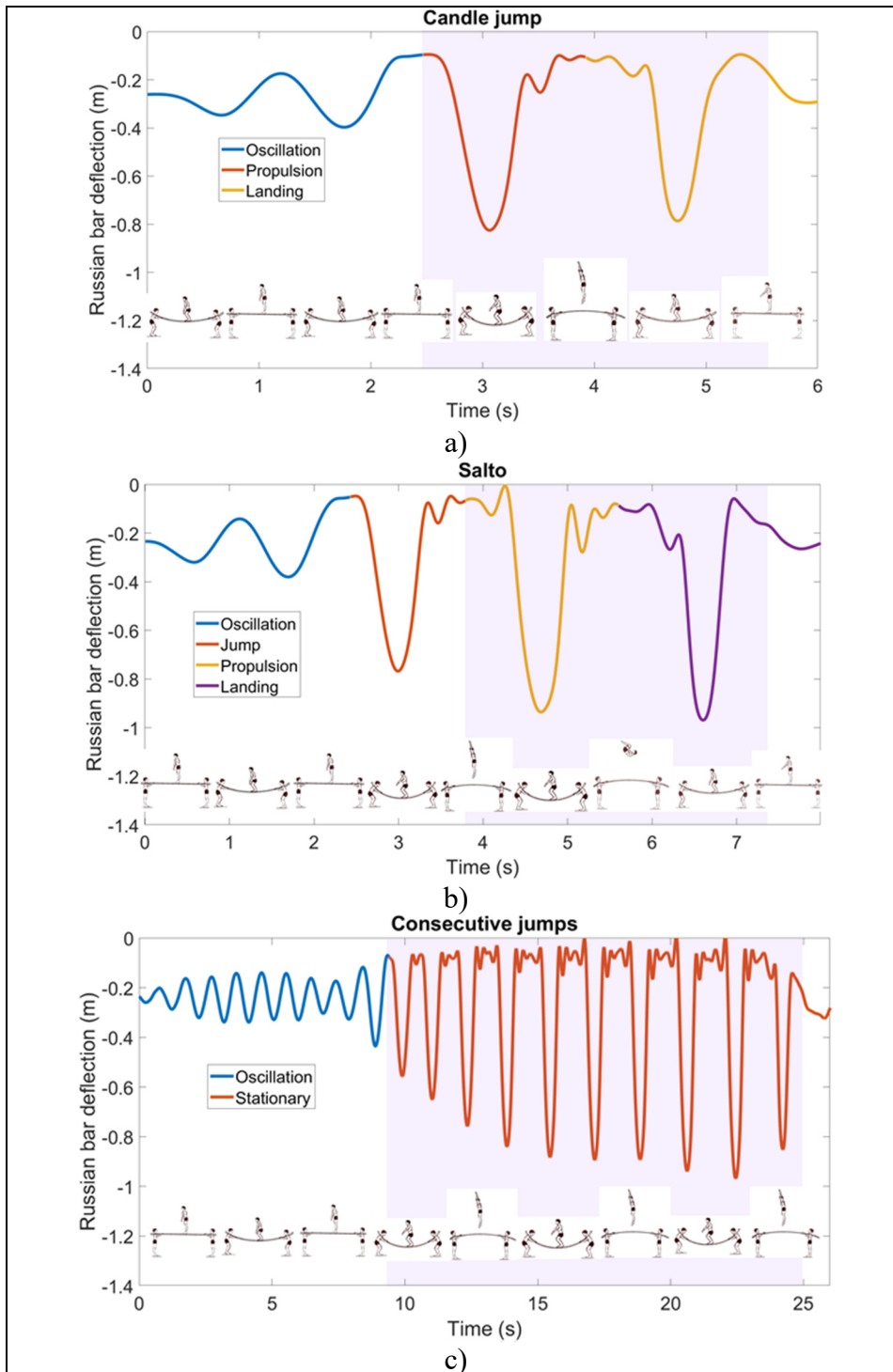


Figure 3.2 Bar deflection over time for three jump activities: a) Candle jump; b) Salto jump; c) Consecutive jumps. Pictograms visually depict the acts at various phases and time points, with shaded areas representing the phases analysed in this study

When examining the external forces applied to the porters, jump activities can also be accurately described by observing the force applied on the porter's shoulder, as depicted in Figure 3.3. Jump phases (i.e. propulsion, landing and stationary phases) were further divided into loading and unloading steps. Between unloading and loading steps, the porters are in a standby phase.

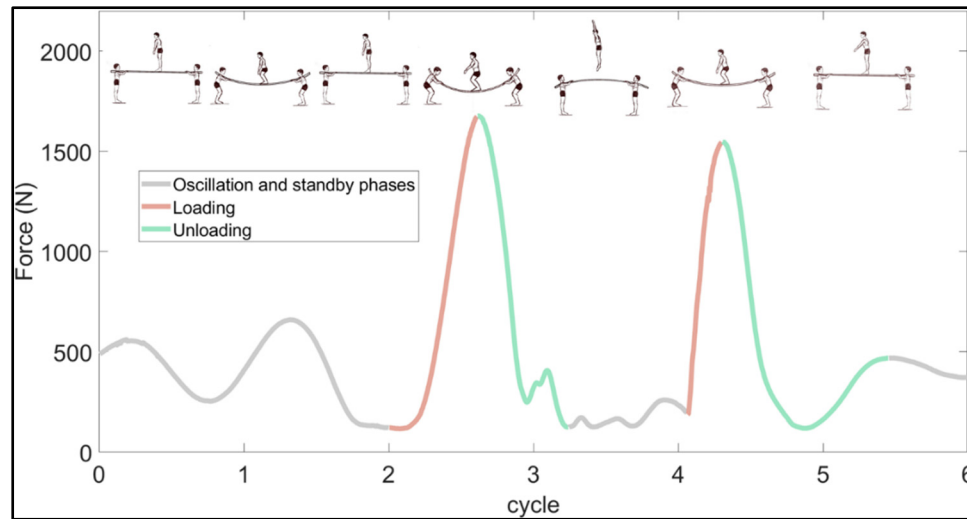


Figure 3.3 Shoulder force during a typical candle jump activity showing loading (red line) and unloading steps (green line) for a propulsion and a landing phase

Two force plates (Bertec portable model 6090-06, Bertec Corporation, Ohio, USA) were used to measure the ground reaction forces (GRFs) generated by each of the porter's feet during candle jumps of less than 2 meters height. Those data were used for model validation.

3.4.2 Shoulder forces estimation

Obtaining direct measurements of the external forces applied to the porters' shoulder proved challenging due to the distinctive characteristics of Russian bar practice, including constant feet adjustments and a complex interface between the bar and the porter. As a result, a two-step indirect approach was used to estimate the external forces applied to the shoulder. The first step involved characterizing the bar mechanical behavior under a static load, while the second step examined the influence of dynamic loading on its mechanical response.

A dedicated experimental test bench comprising two rigid supports with a three-axis load cell (Mini85, ATI industrial automation, Michigan, USA) screwed onto one of the supports was built (Figure 3.4a). The Russian bar was positioned on top of the rigid supports and the load cell. Loads of 40, 80, 120, 160 and 200 kg were successively applied at the middle of the Russian bar using straps and gym weights while the Optitrak motion capture system previously described was used to track the position of the 18 optical markers placed on the bar. This setup allowed for the measurement of the force acting on the support as a function of the bar deflection. The force at the porter's shoulder was estimated by calculating the component of the force perpendicular to the bar's shape. Bar deflection at each load was determined by fitting a third-order polynomial curve to the 18 data points and calculating the deflection at the curve's apex. When examining the relationship between static bar deflection and shoulder's force (Figure 3.4c), it was observed that a linear relationship existed between these two metrics. The following equation was derived:

$$F = K\delta + C \quad (3.1)$$

where "F" denotes the shoulder's force, "K" denotes the bending stiffness of the bar, " δ " represents its deflection and "C" a constant representing the natural bending of the bar. Using this experimental protocol, a bending stiffness of 1703.3 N/m was determined (Figure 3.4c).

In a second step, experiments were focused on investigating the shoulder's force and the bar deflection when a flyer performed rapid and successive oscillations on the bar applied on lower vertical supports (Figure 3.4b), leading to dynamic loads that simulate jump activities. This second experiment showed that the dynamic effect had an impact of less than 3.6% on the stiffness of the bar (Figure 3.4c). Consequently, by monitoring bar deflection during jump activities using the 18 optical markers, it was possible to calculate the force exerted on the porter's shoulder throughout the performance using equation 3.1.

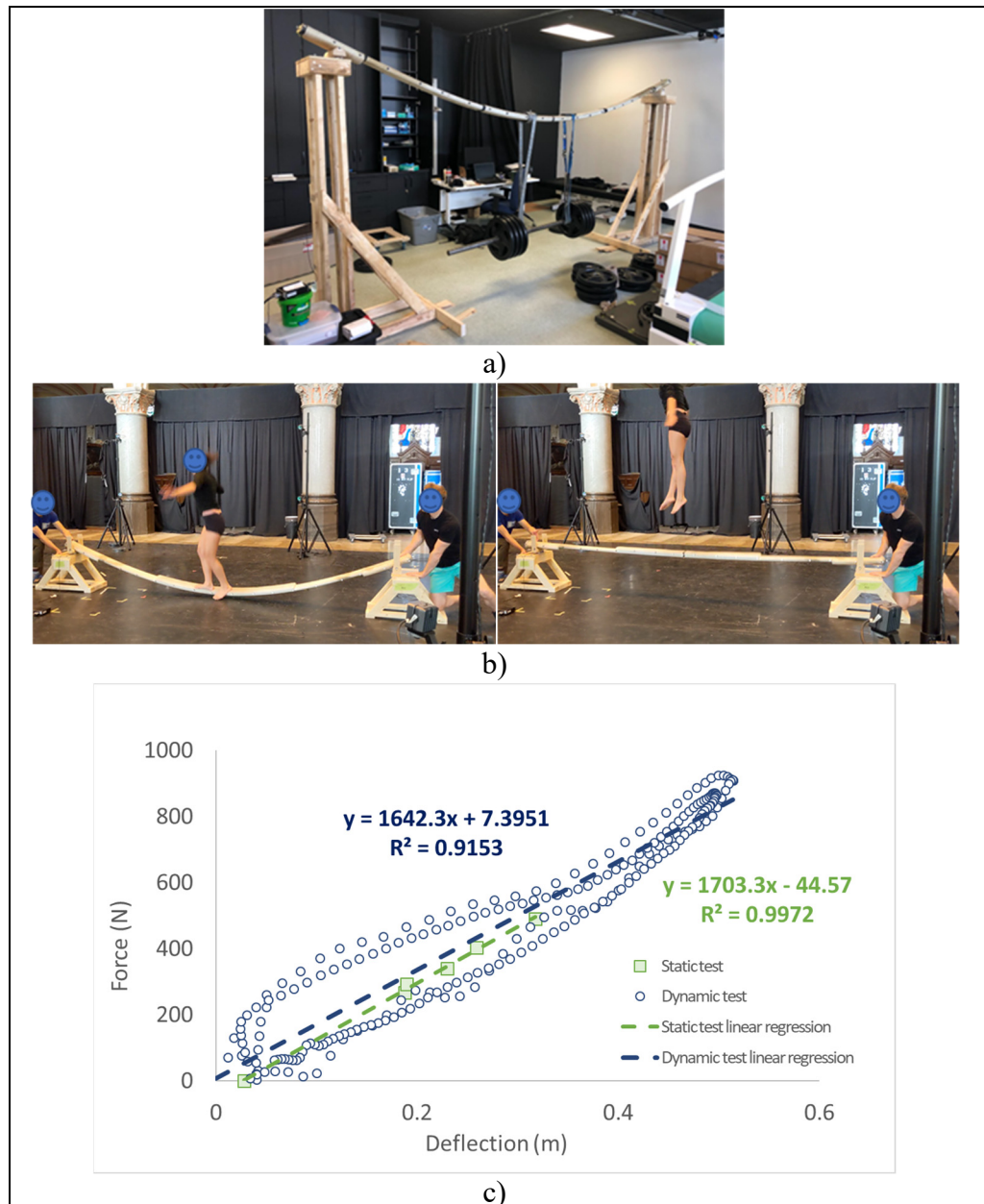


Figure 3.4 a) Experimental set-up for estimating the static force applied on the porters' shoulder as a function of bar deflection b) Experimental setup and sequence for estimating the dynamic force applied on the porter's shoulder as a function of bar deflection c) Graphic depicting the linear relation between shoulder's force and bar deflection in both static and dynamic conditions. The graphic also illustrates that the bar exhibits a slight flexion without any applied force due to bar weight, wear and tear (0.03 m deflection without any force applied)

3.4.3 Musculo-skeletal modeling

OpenSim version 4.4 (Delp et al., 2007) was used to assess the lumbar spine loading of Russian bar porters. OpenSim provides sophisticated computational resources and is the most used open-source platform in the field of biomechanics. Accordingly, it was the selected option for the current research study. The full-body model of the porters is an adapted version of a comprehensive lifting model originally developed and validated for analyzing spinal loads during lifting tasks (Beaucage-Gauvreau et al., 2019). The use of a full body model was mandatory for our study as the porters interact with external objects and uses a wide range of motion. This model was validated for lifting tasks involving forward bending and is simpler than other full-body model, reducing computational time. The model comprises 30 segments, involving 29 degrees-of-freedom (DOF), and 238 Hill-type musculotendon actuators (Figure 3.5a).). The trunk's musculature is represented through eight major muscle groups: erector spinae (ES), rectus abdominis (RA), external obliques (EO), internal obliques (IO), multifidus (MF), quadratus lumborum (QL), psoas major (PS), and latissimus dorsi (LD). To adhere to Newton's first law during inverse dynamic calculation, point actuators are integrated at each joint except for the trunk, with a control range spanning from negative infinity to positive infinity. The trunk, composed of eight rigid body segments (pelvis, sacrum, L5, L4, L3, L2, L1, and the torso) and six spherical joints located at the six intervertebral joints (T12/L1, L1/L2, L2/L3/ L3/L4, L4/L5 and L5/S1), stands out as a prominent feature of this model, enabling motion and interplay among its components. Specifically, the sacrum is fused to the pelvis, and the lumbar region's relative movement hinges on the L5/S1 joint (lumbosacral joint). Consequently, the trunk exhibits three degrees-of-freedom: flexion/extension, lateral bending and axial rotation. Linear kinematic coordinate coupling constraints are used to relate the generalised coordinates of the L5/S1 joint to the other intervertebral levels (Beaucage-Gauvreau et al., 2019).

The original model from Beaucage-Gauvreau required modifications to estimate spinal loads of Russian bar porters. For instance, it was observed that the overall strength of the model was insufficient for the intended purpose. To address this limitation, the maximum isometric forces

of the trunk muscles were scaled by factors of 2, 3, 5, 10, and 15. It was determined that factors less than 3 resulted in divergent calculations, whereas factors of 5, 10, and 15 yielded similar results. Therefore, a factor of 10 was selected to ensure convergence of calculations while minimizing potential distortions in the outcomes.

3.4.4 External forces

Two external forces were applied to the model: the force exerted by the bar on the shoulder and the ground reaction forces (GRFs). Shoulder forces per activities were applied to the torso on a point located 15 cm inward from the right acromion, in the frontal plane. To ensure consistency and simplicity, the force was applied in the sagittal plane, perpendicular to the bar. The direction was obtained by calculating the normal vector of the bar at the location of the shoulder (Figure 3.5a et 5b). The assumption that shoulder forces only act in the sagittal plane was made due to the uncertainty surrounding the expression of forces in the frontal plane. By focusing on the sagittal plane, we aimed to capture the primary biomechanical effects and minimize the complexity of the analysis. Force intensity was computed using the bar deflexion measured during jump activities and the stiffness coefficient of 1703.3 N/m.

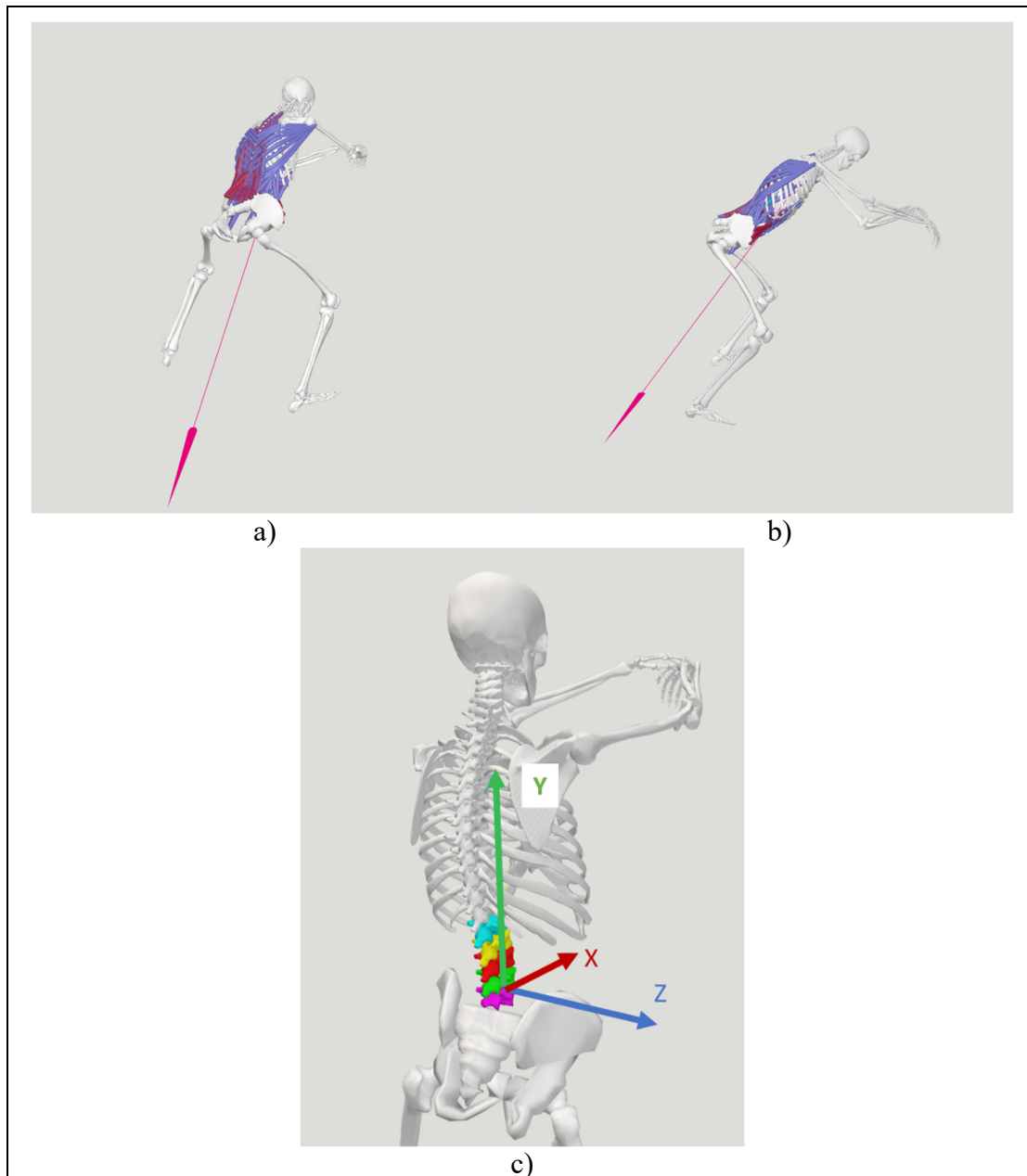


Figure 3.5 a) Isometric and b) lateral view of the model during a loading phase. Pink arrow represents the load applied by the bar on the right shoulder of the porter; c) Lumbar column of the musculo-skeletal model (L1 in blue; L2 in yellow; L3 in red; L4 in green and L5 in purple) and L4 local axis system.

On the other hand, the computation of ground reaction forces with the model was accomplished through the implementation of an indirect actuator-based method, as described in previous studies (Fluit et al., 2014; Skals et al., 2017). Actuators were strategically placed under each

foot at three specific locations. At each location, five actuators were used, with one aligned along each +/- axis, except for the vertical axis, where the actuator was solely upward. This computational approach enabled the accurate estimation and quantification of the forces exerted on the ground during the Russian bar performance, providing valuable insights into the interaction between the performers and their surrounding environment. This indirect method of estimating GRFs was validated using measurements acquired from the two force plates during a static pose and candle jumps of less than 2 meters in height.

3.4.5 Ground reaction force (GRF) computation

On the other hand, the computation of ground reaction forces with the model was accomplished through the implementation of an indirect actuator-based method, as described in previous studies (Fluit et al., 2014; Skals et al., 2017). Actuators were strategically placed under each foot at three specific locations. At each location, five actuators were used, with one aligned along each +/- axis, except for the vertical axis, where the actuator was solely upward. This computational approach enabled the accurate estimation and quantification of the forces exerted on the ground during the Russian bar performance, providing valuable insights into the interaction between the performers and their surrounding environment. This indirect method of estimating GRFs was validated using measurements acquired from the two force plates during a static pose and candle jumps of less than 2 meters in height.

3.4.6 Inverse Kinematic (IK), Inverse Dynamic (ID), Static Optimization (SO), Joint Reaction Analysis (JRA)

The Inverse Kinematic (IK) was conducted using the OpenSim graphical user interface (GUI). Inverse Dynamic (ID), Static Optimization (SO), and Joint Reaction Analysis (JRA) were carried out using available MATLAB scripts provided by OpenSim. The criterion selected for the estimation of muscle forces through SO was the minimization of the sum of squared muscle activations, as proposed by Crowninshield and Brand (1981). This approach allows for the determination of muscle forces that best replicate the observed movements and kinematics. Joint reaction forces and moments at each level of the lumbar spine were expressed in the

reference frame of the child body (Figure 3.5c), providing insight into the loading conditions and biomechanical responses of the lumbar spine during the Russian bar performance. Compressive force is the force along the Y axis. The shearing force is defined as the Euclidean norm of the shear force along X and the shear force along Z. MATLAB scripts enable the results analysis and graphs editions.

3.4.7 Model validation

The model was validated using two different methods: a method using muscular activity comparison and a method using GRF comparison. In the first method, muscle activity recorded via EMG was compared phase by phase, across all jumps, to model-predicted muscle activations. Each muscle activity recorded with EMG was normalized to its peak maximal voluntary contraction (MVC) measured during MVC, while the model's muscle activation was the sum of the muscle fascicle activations normalized to their peak activation across each jump activity. The EMG validation relied on two criteria: the peak cross-correlation between the two signals signal using Matlab *xcorr* functions (Beaucage-Gauvreau et al., 2019) and the agreement criteria proposed by Actis et al. (2018). The agreement criteria involve calculating the duration expressed in percentage of each jump cycle when both EMG and muscle activity predicted by the model are either above or below a threshold of 0.5 (Actis et al., 2018). The combined use of these criteria greatly enhances the model's validation credibility.

In the second method, ground reaction forces (GRFs) computed by the actuator-based method were directly compared to the force platform acquisitions during the propulsion and landing phases of candle jumps of less than 2 meters in height. Validation was assessed using two criteria: the root mean square error (RSME) and the peak cross-correlation between the GRF total forces.

3.4.8 Data processing

Data processing was done with MATLAB (2022a) and OpenSim (4.4). Statistical analysis was performed using Minitab (21.1). Kinematic and kinetic data were low-pass filtered using a bi-directional 2nd order Butterworth filter, cut-off frequency 6Hz. EMG signals were 10-400 Hz band-pass filtered, rectified and filtered at 5 Hz, normalized to the peak activation measured during performed maximal isometric contractions and then normalized to the peak activation of each trial. Muscular activation of the model was filtered and normalized to max peak activation.

Normality of data was assessed using Shapiro-Wilk test and showed a non-normal distribution. Statistical analysis was performed using non-parametric paired and unpaired Kruskal-Wallis tests for comparing L4-L5 joint reaction forces obtained from the different jump activities (candle, salto and consecutive jumps) and jump phases (propulsion, landing and stationary phases). Statistical tests were conducted with 0.05 significance value. L4-L5 was selected for the analysis due to its recognized role in low back pain and for comparison with literature (Arjmand et al., 2006).

3.5 Results

Overall, 47 jumps including 7 saltos, 11 candle jumps and 29 consecutive jumps were recorded. Propulsion and reception phases were extracted from all recordings of candle jumps and saltos (EMG, kinematics and joint reaction forces), while stationary phases were extracted from consecutive jumps. For the kinematic analysis, propulsion and reception phases were further subdivided into loading and unloading steps.

3.5.1 Model validation

EMG Validation

Figure 3.6 and Figure 3.7 display the normalized muscular activation values of eight muscle groups estimated from the model and experimentally measured for the propulsion, reception and stationary phases, averaged across all jump activities. Peak cross correlation values ranged between 0.64 and 0.89, and agreement values ranged between 52% and 86% (Tableau 3.1 Average peak cross correlation and agreement values between muscle activation estimated from the model and measured experimentally across all jump activities).

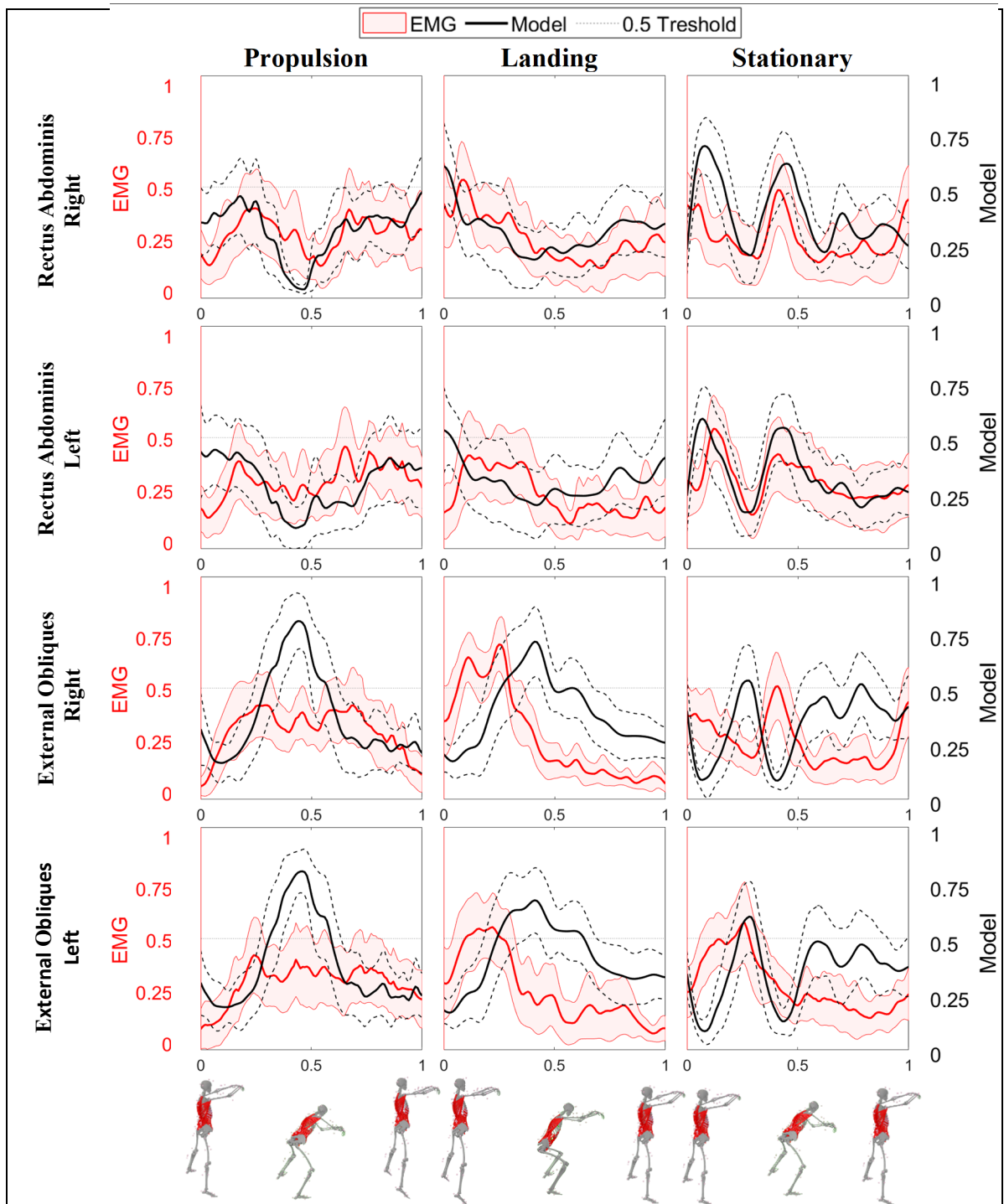


Figure 3.6 Mean muscular activation values recorded by EMG sensors (red) and estimated by the model (black) for 4 muscles groups: Right Rectus Abdominis (RRA); Left Rectus Abdominis (LRA); Right External Obliques (REO); Left External Obliques (LEO). The dashed lines represent 0.5 standard deviation from model values. The horizontal dotted lines represent the 0.5 threshold value for agreement calculation

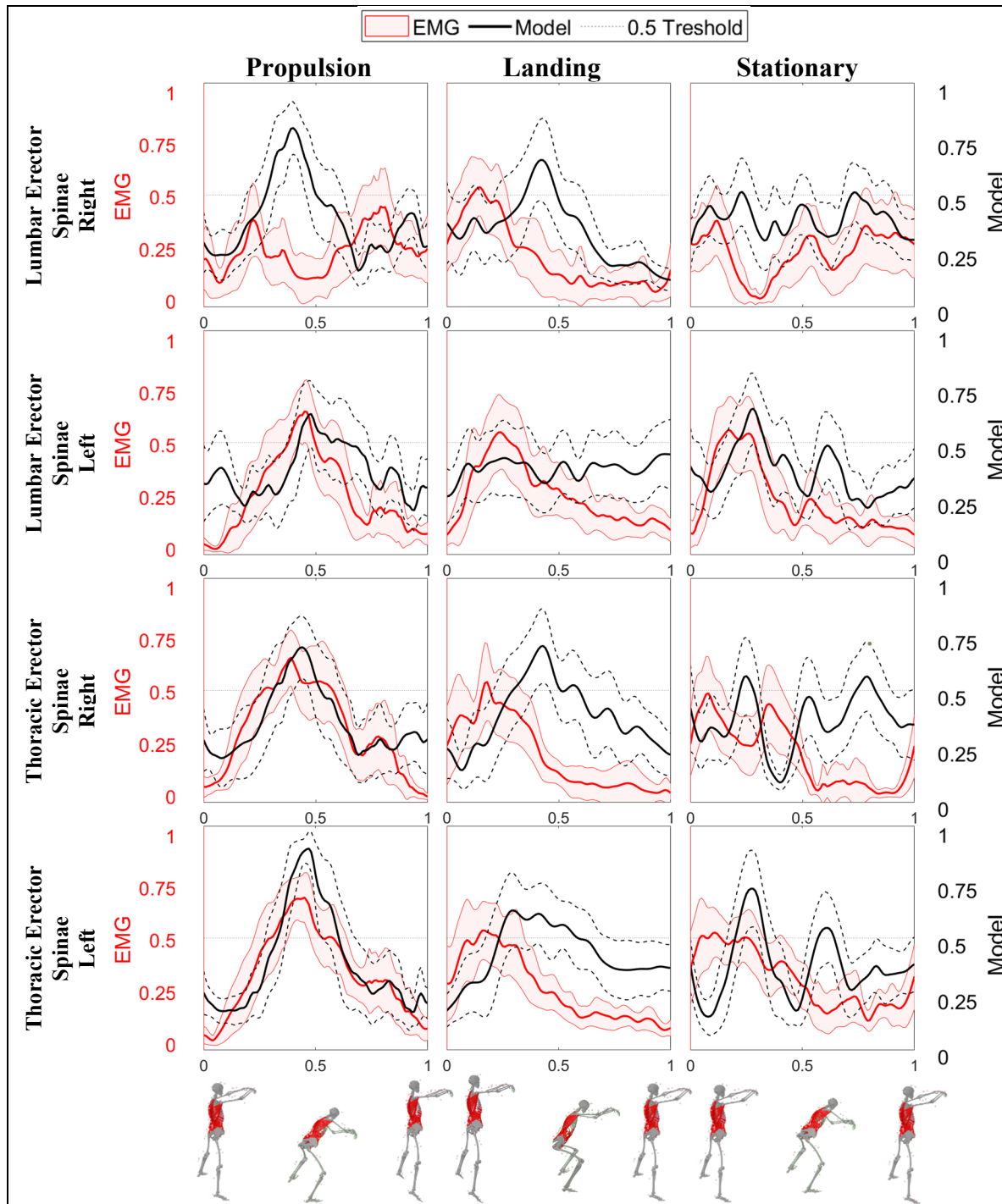


Figure 3.7 Mean muscular activation recorded by EMG sensors (red) and estimated by the model (black) for 4 muscles groups: Right Lumbar Erector Spinae (RLES); Left Lumbar Erector Spinae (LLES); Right Thoracic Erector Spinae (RTES); Left Thoracic Erector Spinae (LTES). The dashed lines represent 0.5 standard deviation from model values. The horizontal dotted lines represent the 0.5 threshold value for agreement calculation.

Tableau 3.1 Average peak cross correlation and agreement values between muscle activation estimated from the model and measured experimentally across all jump activities

Jump	Validation	Propulsion	Landing	Stationary
Rectus Abdominis Right	Correlation Agreement	0.73 68%	0.77 67%	0.74 63%
Rectus Abdominis Left	Correlation Agreement	0.76 64%	0.68 66%	0.77 64%
External Obliques Right	Correlation Agreement	0.82 54%	0.83 59%	0.83 61%
External Obliques Left	Correlation Agreement	0.75 59%	0.77 55%	0.81 63%
Lumbar Erector Spinae Right	Correlation Agreement	0.70 58%	0.67 66%	0.66 63%
Lumbar Erector Spinae Left	Correlation Agreement	0.77 72%	0.75 70%	0.78 71%
Thoracic Erector Spinae Right	Correlation Agreement	0.78 64%	0.72 62%	0.70 61%
Thoracic Erector Spinae Left	Correlation Agreement	0.89 75%	0.85 52%	0.64 86%

GRF Validation

Figure 3.8 illustrates the comparison between the estimated GRFs and the forces measured experimentally for both propulsion and landing phases of candle jumps (less than 2 meters in height). The root mean square error (RMSE) for the propulsion phase is 191N, with a mean difference of 13.6%. In the landing phases, there are more discrepancies, with an RMSE of 245 N and a mean difference of 19.9%. Despite differences between measured and calculated values, most results fall within the corridor of one standard deviation, as described by a cross correlation of 0.99. Figure 3.9 shows that differences in the propulsion phases could be

associated with a poor distribution of forces between feet from the actuator-based method. For the landing phases, there are fewer differences measured between feet, and the model seems to overestimate forces for both feet.

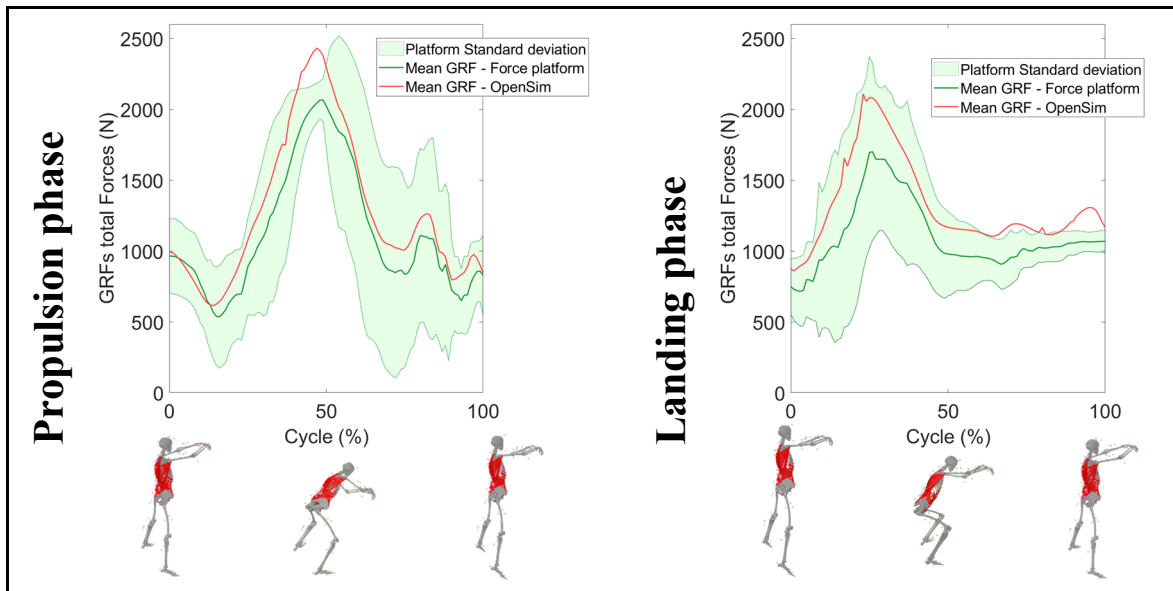


Figure 3.8 Comparison between estimated GRF (red lines) and GRF measured experimentally (green lines) on both force plates during propulsion and landing phases (2 porters and 18 jumps)

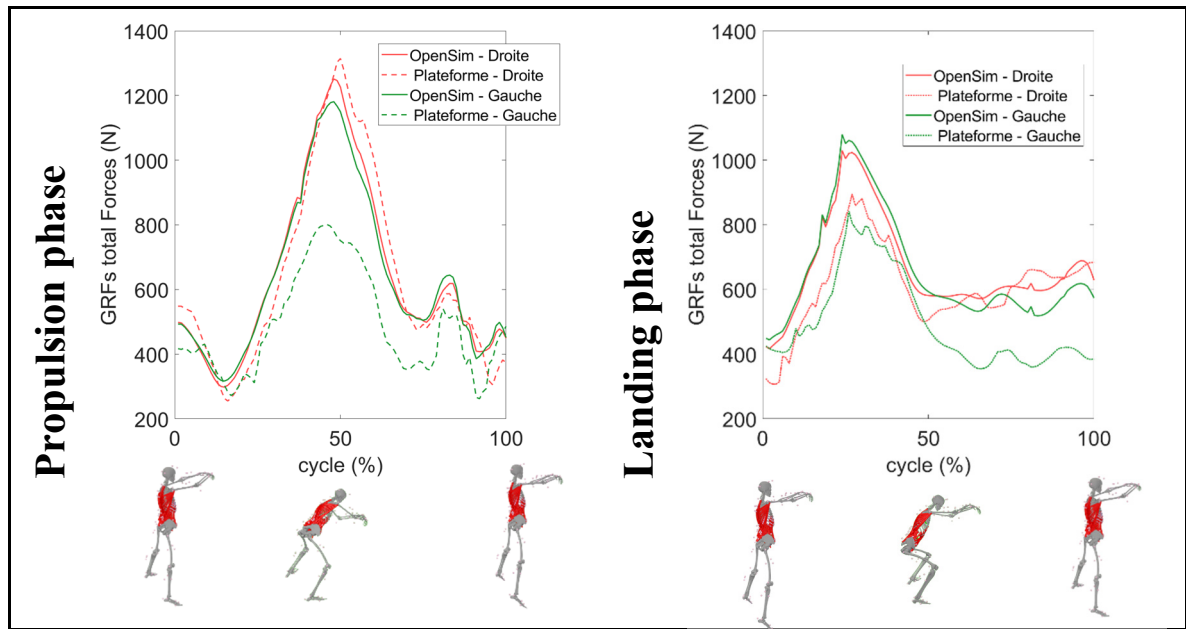


Figure 3.9 Comparison between estimated GRF (hard lines) and measured GRF (dashed lines) for the right foot (red lines) and left foot (green lines) during propulsion and landing phases

3.5.2 Jump analysis

Kinematic

The propulsion and landing phases displayed distinctive articular kinematic patterns, as illustrated in Figure 3.10, indicating that porters used different strategies for propelling and receiving the flyer. During the propulsion phases, porters exhibited hip flexion during the loading step and hip extension during the unloading step. Conversely, in the landing phases, hip flexion steadily increased throughout the cycle. The propulsion phases revealed a left hip flexion of $81.4^{\circ} \pm 4.2^{\circ}$ and a right hip flexion of $75.2^{\circ} \pm 14.3^{\circ}$. The pattern observed in the stationary phase mirrored that of the propulsion phase, but with a smaller range of motion: a left hip flexion of $43.0^{\circ} \pm 18.9^{\circ}$ and a right hip flexion of $40.9^{\circ} \pm 16.1^{\circ}$. This suggests that porters predominantly leverage the bar's flexibility for upward propulsion during consecutive jumps. In the landing phase, the range of hip flexion was slightly higher than in the propulsion phase (left: $93.3^{\circ} \pm 4.9^{\circ}$; right: $91.1^{\circ} \pm 4.9^{\circ}$). Small changes in lumbar lordosis angle were recorded ($<10^{\circ}$) as the porters keep the lumbar column “straight”.

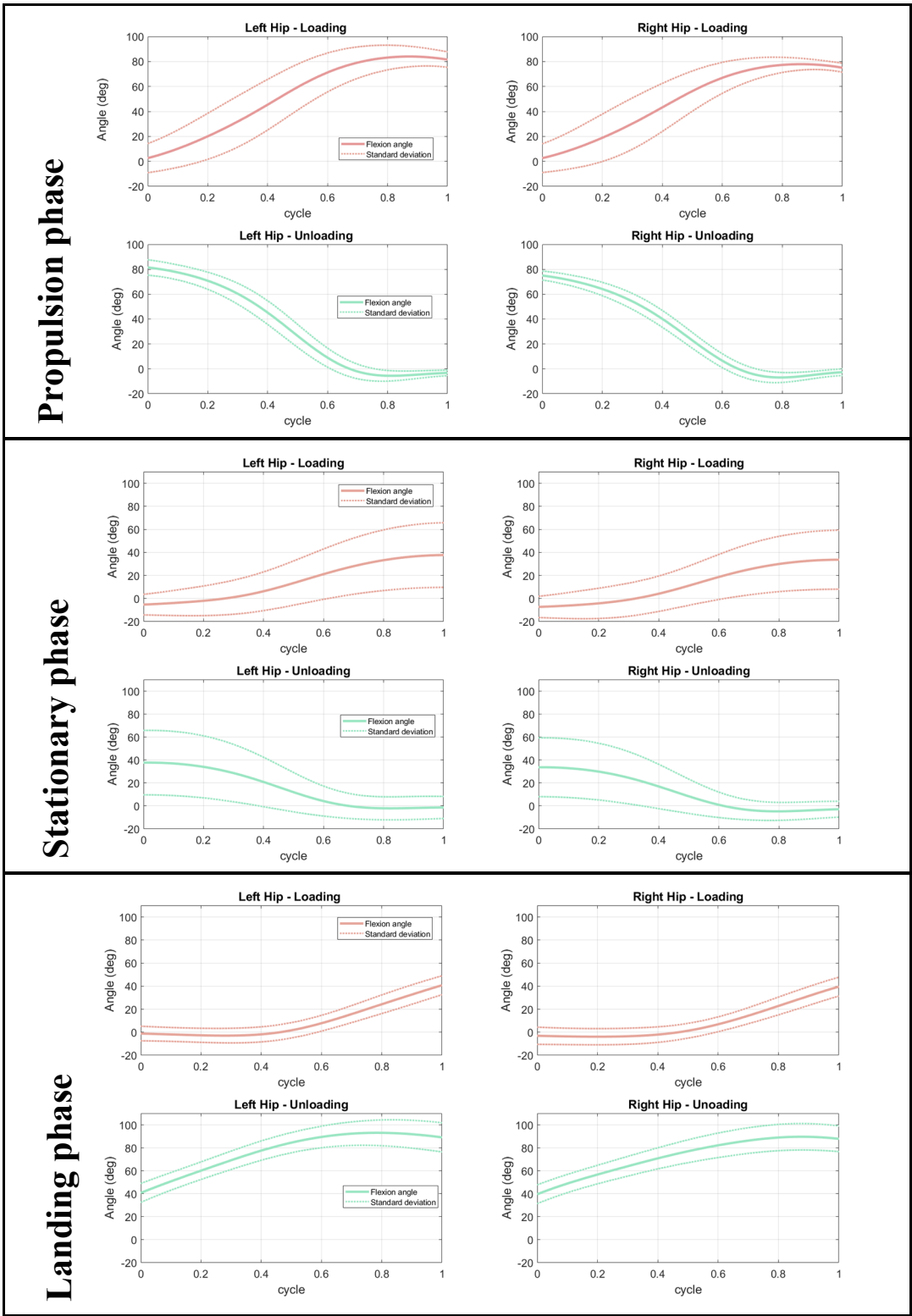


Figure 3.10 Hips flexion during the three stages of jumps for the two porters: Propulsion (18 jumps); Consecutive jumps (29 jumps); Landing (18 jumps)

3.5.3 Joint reaction forces

Tableau 3.2 Average internal forces and moments in the L4-L5 joint and hip flexion across all jump phases presents joint reaction forces in L4-L5, expressed in the local coordinate system of the L4 vertebra (Figure 3.5c). There are no statistically significant differences in compressive forces between candle jump and salto activities, either during propulsion ($p=0.143$) or landing phases ($p=0.364$). However, paired Kruskal-Wallis test applied to both candles jumps and saltos indicate that the propulsion phases generate significantly higher forces than the landing phase ($p<0.001$). Additionally, the stationary phases exhibit significantly lower forces than the propulsion ($p<0.001$) and landing phases ($p=0.038$).

In terms of shear forces, the propulsion phases of salto jumps induce significantly higher shear forces compared to those during candle jump activities ($p=0.04$). Salto jumps show higher forces during the propulsion than the reception phases ($p=0.004$). A paired test showed that there are no significant differences in shear forces between the propulsion and landing phases ($p=0.163$). Shear forces for both propulsion and landing phases are significantly lower during stationary jumps than in candle jumps ($p<0.015$).

Across all phases, the bending moment (M_z) in the sagittal plane exhibits the highest magnitude, closely followed by the moment in the frontal plane (M_x). The moment M_z is significantly higher in the propulsion phases than in other phases ($p=0.029$ vs landing, $p<0.001$ vs stationary). The moment in the frontal plane M_x is significantly higher in the propulsion phases than in other phases ($p=0.002$ vs landing, $p=0.014$ vs stationary). M_x is also significantly higher during the propulsion phases of salto jumps than during the propulsion phases of candle jumps ($p=0.04$). No other significant differences were found for M_x and M_z .

Tableau 3.2 Average internal forces and moments in the L4-L5 joint and hip flexion across all jump phases

Jump	Phase	Hip flexion max (deg)	Joint reaction forces		Joint reaction moments		
			Compression (N)	Shear (N)	Mx (N.m)	My (N.m)	Mz (N.m)
Candle (11 jumps)	Propulsion	90.8	10775.1	654.5	43.5	21.8	57.2
	<i>SD</i>	8.7	2530.9	275.2	19.4	8.8	18.3
	Landing	90.8	7807.4	557.9	33.3	18.6	39.7
	<i>SD</i>	8.7	1142.5	84.2	12.3	6.3	10.2
Salto (7 jumps)	Propulsion	91.6	12571.7	961.6	53.2	26.8	68.9
	<i>SD</i>	7.9	1714.5	419.5	13.6	6.0	10.8
	Landing	92.7	7309.7	696.2	34.8	18.2	44.3
	<i>SD</i>	7.9	645.1	86.7	9.9	5.4	5.5
Consecutive (29 jumps)	Stationary	37.5	6353.6	434.9	19.8	10.1	37.5
	<i>SD</i>	21.3	1414.1	51.2	7.4	2.4	2.2

Tableau 3.3 shows the relationship between jump height or hip flexion and L4-L5 joint reaction forces. The analysis reveals a strong correlation of compressive forces with jump height ($R^2=0.74$) and hip flexion ($R^2=0.73$) during stationary phases. However, all joint reaction forces are poorly correlated with jump height and hip flexion during propulsion ($R^2<0.43$) and landing phases ($R^2<0.44$).

Tableau 3.3 Correlation factor R^2 between forces/moment and jump height and hip flexion

L4-L5 force/moment	Propulsion		Stationary		Landing	
	Jump Height	Hip flexion	Jump Height	Hip flexion	Jump Height	Hip flexion
Compression	0.36	0.25	0.74	0.73	0.02	0.08
Shear	0.27	0.41	0.51	0.40	0.44	0.09
Bending moment	0.18	0.43	0.65	0.42	0.15	0.41

3.6 Discussion

This study, representing one of the first-ever biomechanical modeling of circus artists, utilized a complete musculoskeletal human model to estimate the load applied on the lumbar spine of Russian bar porters during their performances. As anticipated, the largest moments were exhibited in the sagittal plane (bending moments M_z) for all jump activities, reflecting the need for the porters to flex their hip to control the bar's reaction. Consistent with our first hypothesis, the moment in the frontal plane (lateral bending) was close to the bending moment, suggesting an asymmetric load on the porter's back. Our second research hypothesis was not utterly confirmed. Salto jumps did exhibit significantly higher compressive forces and moments than successive jumps. It also showed higher shear forces than candle and successive jumps. However, there were no significant differences in lumbar compressive forces and moments between salto and candle jumps. Our third hypothesis could not be confirmed with our results, as the propulsion phase did not generate greater forces than landing phases. Ultimately, jump height and hip flexion significantly contributed to the L4-L5 compressive forces, particularly in the case of successive jumps ($R^2=0.74$ and 0.73 , respectively).

Our findings indicate that Russian bar porters endure high compressive lumbar forces, reaching up to 12571 ± 1715 N, but relatively low bending moments, with a maximum value of 68.9 ± 10.8 Nm. This can be explained by the observation that porters maintain their torso in an upright position (lumbar spine RoM below 10°), aligning it with the external force applied on their shoulders in the sagittal plane. In comparison, Eltoukhy et al. (2016) validated a model for assessing weightlifting exercises, showing values of 6224 ± 1753 N (Snatch), 7963 ± 2784 N (Deadlift) and 8701 ± 3263 N (Cleanlift), with bending moments in the sagittal plane of 734 ± 331 Nm (Deadlift) to 1731 ± 1410 Nm (Cleanlift) (Eltoukhy et al., 2016). Elthouky's model did not include muscles, which could potentially influence lumbar loads, as muscle activity has the capacity to reduce net joint force and torque. Schmid et al. (2022) reported compressive values up to three times body weight for lifting tasks, whereas our study identified forces reaching up to ten times the body weight (Schmid et al., 2022). While our calculated forces may appear remarkably high, previous studies have seldom delved into such high efforts.

Comparable loading conditions were found in strongman activities (McGill et al., 2009), where participants sustained compressive forces surpassing 12000 N and moments exceeding 300 Nm during the super yoke walk and keg walk (with the keg on the right shoulder). Despite the higher weights lifted by strongmen (up to 155 kg in both hands), the spinal loads resemble those estimated for Russian bar porters.

In all jump activities, the calculated forces surpassed the NIOSH recommended threshold of 3400 N and the maximum allowable compressive limit of 6400 N, as outlined in the Work Practices Guide for Manual Lifting (NIOSH, 1981). Other study reported lumbar spine injury thresholds ranging from 5000 to 10000 N for compressive forces and from 1000 to 2000 N for shear forces (Gallagher & Marras, 2012; Schmidt et al., 2012). It is noteworthy that these recommendations were originally developed for workers rather than professional artists, highlighting the exceptionally high forces experienced by porters.

The proposed musculoskeletal model appears to be well-suited for the quantitative analysis of Russian bar activities, as we have successfully estimated lumbar spine loading across various Russian bar exercises. Estimated ground reaction forces slightly exceeded the ground reaction forces measured experimentally but remained well within one standard deviation. The correlations between EMG and OpenSim muscular activation were predominantly high for most muscle groups, with the lowest peak cross correlation at 0.64 and the highest reaching 0.86. In the original model validation by Beaucage-Gauvreau, peak cross correlations were reported up to 0.93, and values above 0.82 were observed for all back muscle groups (Beaucage-Gauvreau et al., 2019). The agreement values, falling within the range of 52 and 89%, were deemed acceptable. As emphasized in (Actis et al., 2018), agreement can be influenced by normalization and processing methods. Furthermore, the use of EMG sensors presented challenges due to noise generated by the impact of the Russian bar and the physical strain on the porters resulting in some sensors being displaced during the trials and noisy signal. In a broader context, our findings seem to be lower compared to studies specifically dedicated to validating lumbar models (Favier et al., 2021; Molinaro et al., 2020), underscoring the need

for an enhanced model meticulously tailored for circus artists, given the highly specific demands of their activities.

Prudence is advised when interpreting our quantitative results, given the reliance on assumptions and the constraints posed by our small sample size. Specifically, there are certain limitations in the estimation of external loads, notably as both of our external forces are indirectly estimated. While the bar characterization reliably estimated the vertically applied loads in the sagittal plane, its accuracy diminished when assessing loads applied in the frontal plane. The interaction between the bar and the porter's body is intricately complex, as the bar is "blocked" between the neck and the arm/forearm. This interaction is heavily influenced by the porter's musculature and its specific morphology. While applying the external force through a point near the acromion may not be the most precise representation, the agreement between calculated and experimentally measured ground reaction forces (GRFs) supports this simplification.

In light of our findings, artists and coaches should consider various factors. Given the direct correlation between shoulder force and the mechanical characteristics of the bar, opting for a more flexible bar is advisable. This modification would primarily alleviate shoulder loading but might limit artistic possibilities. Additionally, a bar that is too flexible could pose a risk, potentially touching the ground during landing and endangering the flyer. In consequence, an optimal range of bar flexibility values must be found. As the forces involved in this discipline are exceedingly intense, special precautions are recommended, particularly for young and novice artists. Coaches should implement suitable exercises and training programs to mitigate exposure to high forces or ensure that artists are physically prepared to withstand these forces. Repetitive force on the spinal column can potentially lead to a decline in low-back function (Marras et al., 2014). As illustrated by (Kazemi et al., 2022), joint reaction forces increased with muscular fatigue, highlighting the need to limit training duration to prevent such effects. Enhanced co-contraction has the potential to reduce intervertebral forces (Stokes et al., 2010).

3.7 Conclusion

In conclusion, the proposed model has provided valuable insights into the loads exerted on the lumbar spine of Russian bar porters during their performances, making a substantial contribution to the understanding of the lumbar spine biomechanics associated with this captivating acrobatic discipline. Future research should focus on refining the modeling of external forces and muscle actions to improve accuracy. Exploring various loading scenarios, including more acrobatic maneuvers at different heights, would be intriguing and could further enhance our comprehension of the discipline while supporting the well-being of circus artists.

3.8 Funding

This work was supported by the MITACS Acceleration program under Grant IT31369

3.9 Disclosure

The authors report there are no competing interests to declare.

CHAPITRE 4

CARACTÉRISATION MÉCANIQUE DE LA FLEXIBILITÉ DE DIFFÉRENTES BARRES RUSSES

Ce court chapitre vise à compléter les données de caractérisation mécanique de la barre russe présentées dans l'article scientifique du chapitre précédent. En effet, il présente les résultats de caractérisation statique et dynamique de cinq autres barres russes couramment employées par différentes organisations et compagnies des cirque. Ce travail additionnel répond à un besoin exprimé par le CRITAC, en offrant aux entraîneurs et aux artistes un indice quantitatif décrivant la flexibilité de différentes barres russes. La méthodologie employée est identique à celle décrite dans l'article scientifique, et implique des essais statiques et dynamiques. Des photos des six barres sont disponibles à l'Annexe II.

4.1 Résultats

4.1.1 Chargement statique

La Figure 4.1 présente la flèche de chaque barre russe en fonction des charges statiques appliquées au centre de chaque barre. La Figure 4.2 présente quant à elle les forces mesurées par la cellule de charge ATI en fonction de la flèche au centre de la barre. Une régression linéaire sur les points de ce dernier graphique montre une relation linéaire entre la flèche et la force d'appui (composante de la force perpendiculaire à la barre), ce qui permet de valider l'hypothèse de linéarité sur la relation entre la force et la déformation de la barre. Pour l'ensemble des barres, le coefficient de détermination R^2 le plus faible est de 0.9948 (barre 6).

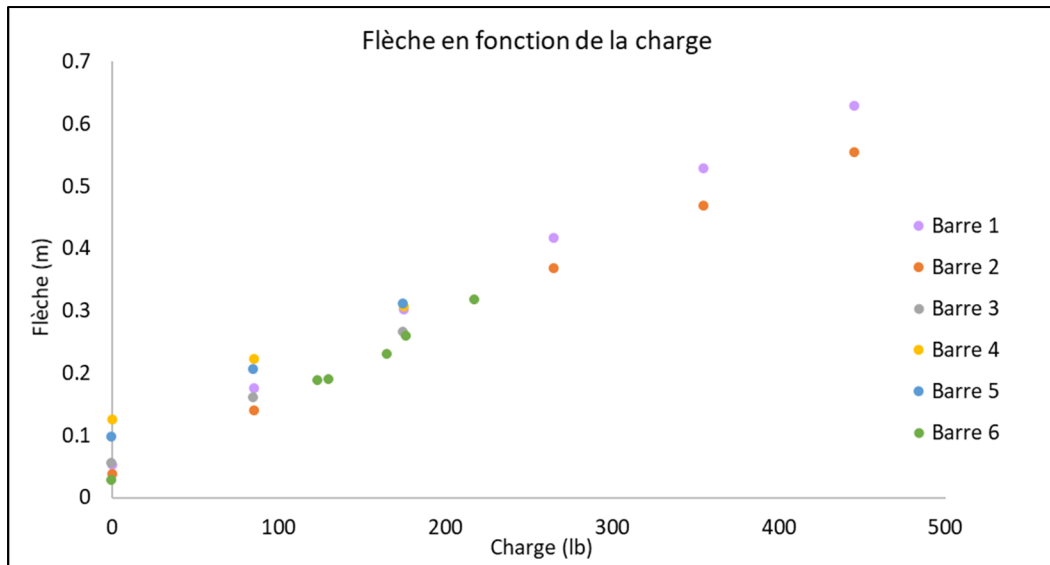


Figure 4.1 Flèche au centre des six barres en fonction de la charge statique appliquée

La Figure 4.2 présente les forces lues par la cellule de force ATI en fonction de la flèche au centre de la barre. On retrouve les équations issues de la loi de déformation linéaire (équation 1). On remarque également que les barres ont une déflexion initiale (sans poids) qui varient d'une barre à l'autre, signifiant qu'elles n'ont pas le même poids.

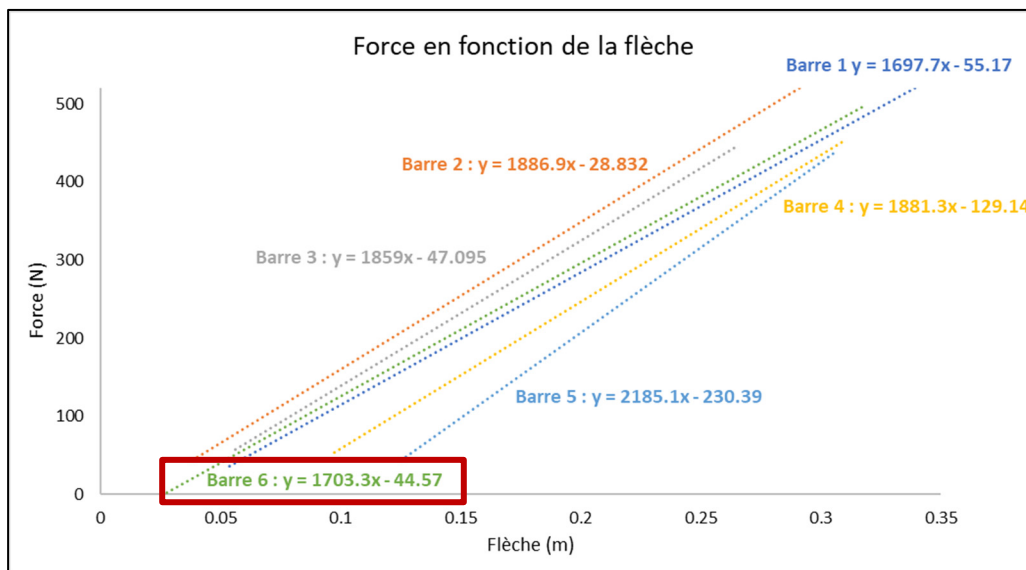


Figure 4.2 Force mesurée en fonction de la flèche au centre des six barres russes. La barre utilisée par les participants lors de la collecte de données est la barre 6 (encadré rouge)

4.1.2 Chargement dynamique

Les barres 3,4,5 et 6 ont aussi été testées dynamiquement en lâchant successivement des poids allant de 55 kg à 100 kg d'une hauteur de 30 à 50 cm. Tel que montré à la Figure 4.3, des relations linéaires sont obtenues entre la force mesurée à l'extrémité des six barres russes et leur flèche au centre. Cette figure présente les résultats de plusieurs essais dynamiques pour la barre 6, celle utilisée lors de la collecte de données.

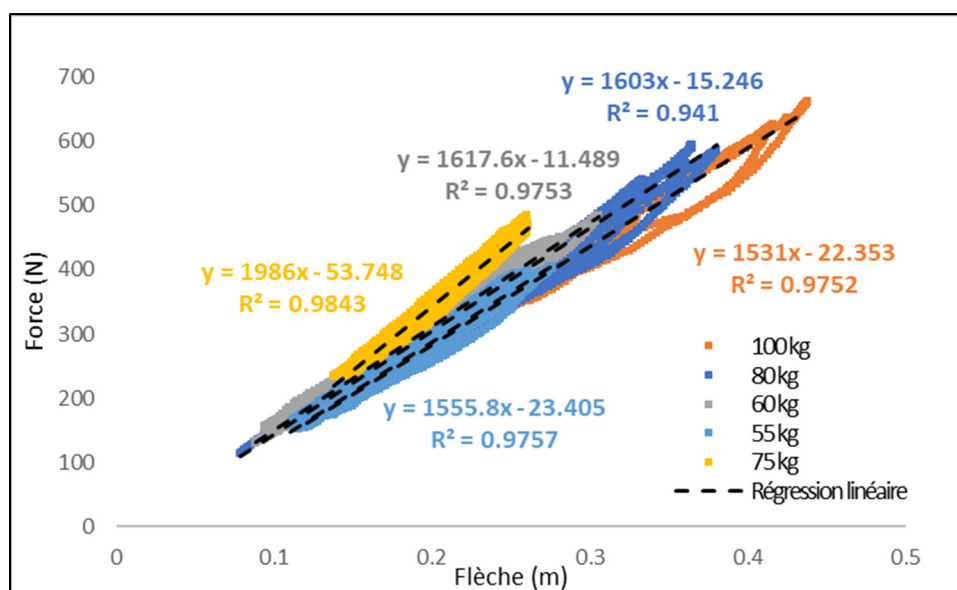


Figure 4.3 Équation de rigidité de la barre utilisée lors des essais

Une comparaison permet de valider qu'un test dynamique suffirait à estimer l'équation de déformation de la barre. En effet, l'erreur relative pour la plupart des barres est faible. C'est le cas pour la barre 6, celle utilisée lors de la collecte de données avec les artistes, pour qui l'erreur relative entre un test statique et dynamique est de 3.6%. Pour simplifier la mise en place du calcul de la force sur l'épaule de porteurs, nous nous satisfaisons de ce résultat. Le Tableau 4.1 présente les résultats de la comparaison pour les 4 barres testées.

Tableau 4.1 Tableau de comparaison des rigidités entre les tests statiques et dynamiques. La barre 6 (rouge) est celle utilisé par le trio lors de la collecte de données

Barre	Constante de rigidité		Erreur (%)
	Statique	Dynamique	
Barre 3	1859.0	1873.9	-0.8
Barre 4	1881.3	1856.8	1.3
Barre 5	2185.1	1923.1	12.0
Barre 6	1703.3	1658.7	2.6

CHAPITRE 5

DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce projet original a permis d'estimer les charges dans la colonne vertébrale de porteurs de barre russe et a démontré que la colonne lombaire de ces artistes est soumise à des charges élevées lors de la pratique de leur discipline. Il s'agit, à notre connaissance, du premier modèle biomécanique utilisée pour mesurer des forces et des moments articulaires sur le corps d'artistes de cirque. Ce modèle nous a permis de vérifier nos hypothèses et de conclure que :

- 1- Les porteurs sont exposés à une asymétrie qui s'exprime par un moment dans le plan frontal;
- 2- Il n'existe pas de différence significative entre un saut et un salto au niveau des forces et des moments générés entre les vertèbres lombaires ;
- 3- Il existe une différence significative entre les phases de propulsion et de réception (mais aussi entre les sauts enchainés) au niveau des forces et des moments générés entre les vertèbres lombaires.

À travers cette étude, nous avons aussi mis en lumière le caractère linéaire de la déformation de la barre et que la hauteur de saut influence la charge sur la colonne lombaire. Une étude de sensibilité visant à évaluer l'influence de certains paramètres comme la précision des systèmes de mesure demeure toutefois nécessaire pour confirmer hors de tout doute l'hypothèse de linéarité de la déformation de la barre.

5.1 Forces et moments à la colonne lombaire

Notre étude a montré qu'il n'existe pas de différence significative entre des saltos et des sauts droits ($p < 0.05$) en termes de forces de compression et de moments entre les vertèbres L4-L5. Les forces de cisaillement semblent quant à elle plus importantes pour les saltos que pour les sauts ($p > 0.05$). Toutes les forces et les moments présentent une différence significative entre les sauts enchainés et les autres types de sauts (chandelle/salto) ($p < 0.05$). Les sauts enchainés

sont les moins contraignants pour la colonne vertébrale avec une force de compression moyenne de 6353.6 ± 1414.1 N, de cisaillement moyen de 434.9 ± 51.2 N et un moment maximal dans le plan sagittal de 37.5 ± 2.2 N.m. Les forces maximales ont été mesurées lors des saltos avec des forces de 12571.7 ± 2530.9 N en compression, 961.6 ± 419.5 N en cisaillement et un moment maximal de 68.9 ± 10.8 N.m dans le plan sagittal. Dans tous les cas, on remarque que la force est particulièrement élevée en compression. Ce caractère compressif peut s'expliquer par le mouvement des porteurs, qui tendent à garder le tronc aligné avec la force externe appliquée par la barre (perpendiculaire à la barre au niveau de l'épaule). Bien qu'elles ne soient pas significatives, les différences observées entre les sauts droits et les saltos peuvent s'expliquer par les techniques de propulsion/réception qui varient peu entre les différents types. Pour les sauts enchainés, le porteur profite de la flexibilité de la barre pour propulser le voltigeur alors que pour les sauts droits et les saltos, le porteur va « chercher plus profondément » en augmentant l'amplitude articulaire. Ces différences se retrouvent notamment dans la plage de variation de l'articulation de la hanche qui se limite à une dizaine de degrés pour les sauts enchainés pour près de 90 degrés pour les sauts droits et les saltos.

Bien que notre étude permette principalement d'établir une comparaison entre les différents sauts, il est notable que les forces de compression soient particulièrement élevées. Eltoukhy et al. (2016) ont déterminé des valeurs de compression entre les vertèbres lombaires L4 et L5 allant de 6224 ± 1753 N à 8701 ± 3263 N pour des exercices typiques de musculation (Eltoukhy et al., 2016). Pour des tâches de levage, Schmid et al. (2022) ont déterminé des forces allant jusqu'à 3 fois le poids du corps des participants (Schmidt et al., 2012) ce qui est bien inférieur à nos résultats puisque certaines forces estimées dépassent 10 fois le poids du corps des participants. L'étude présentant les résultats les plus proches des nôtres est une étude impliquant un exercice d'hommes forts. Pour des exercices de levage de tonneaux, les forces de compression mesurées ont dépassé les 12000 N (McGill et al., 2009). Cette observation ne garantit pas que les valeurs de compression estimée soient exactes mais donne une certaine confiance quant aux plages de valeurs obtenues. Il serait avisé de faire une étude de sensibilité sur les principales hypothèses simplificatrices du modèle pour identifier leur influence et la plage d'incertitude de ces estimations.

Nos résultats sont supérieurs aux recommandations émises par le NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health, USA) qui propose une valeur de compression de 3400N comme seuil et 6400 N comme limite acceptable en condition de travail. Certaines études sont moins conservatrices et étendent cette limite jusque 10000 N pour les forces de compression et jusque 2000 N pour les forces de cisaillement. (Gallagher & Marras, 2012; Schmidt et al., 2012). Si l'on se fie à ces seuils, les artistes exposent leurs colonnes à des risques de blessures ou à des dégradations prématurées. Mais ces recommandations ont été émises pour protéger la santé de travailleurs qui n'ont pas la même préparation physique que les artistes de cirques. La comparaison souligne néanmoins les charges extrêmes auxquelles sont soumises les artistes.

En revanche, les moments sont relativement faibles puisqu'ils ne dépassent pas les 100 Nm quand le moment le plus faible reporté dans les études citées est de 300 Nm (Eltoukhy et al., 2016; McGill et al., 2009; Schmid et al., 2022). Ce résultat peut être expliqué par la plage de mouvement du torse des porteurs qui est relativement faible (<10 deg) par rapport à des activités de levage. Lors des sauts, les porteurs se concentrent sur le fait de garder le dos droit autant que possible. Cette manœuvre permet de garder aligné la colonne lombaire avec la force de la barre ce qui réduit mécaniquement le couple au niveau de la colonne vertébrale, mais augmente la force de compression. Le moment dans le plan frontal est proche de celui dans le plan sagittal, ce qui atteste du caractère asymétrique de la discipline.

Un autre risque souligné par nos résultats est le risque de fausse manœuvre. En effet, lors de nos tests, les artistes ont été précautionneux et n'ont pratiqué que des sauts qu'ils maîtrisaient. Mais lors des phases d'entraînements, notamment lors de la préparation d'un nouveau numéro, le trio est susceptible de réaliser de nouvelles acrobaties. Si les charges sont fortes et que la réaction de la barre n'est pas correctement anticipée, les efforts en cisaillement et les moments peuvent devenir importants et ainsi endommager la colonne. L'emploi de la longe de sécurité peut-être une mesure corrective pour éviter ce genre de phénomène.

5.2 Forces externes

Les forces extérieures, c'est-à-dire la force de la barre à l'épaule et les forces de réaction au sol, ont été estimées par des méthodes indirectes. La caractérisation mécanique a mis en avant que les barres, en se déformant, suivent une loi linéaire ($R^2 > 0.99$), c'est-à-dire qu'elles se déforment proportionnellement à la charge qui leur est appliquée. Les six barres testées avaient des rigidités différentes qui peuvent s'expliquer par les matériaux, les méthodes de fabrication et l'âge ou l'usure des barres.

La caractérisation a également mis en avant une hystérésis légère de la barre au début de la déformation. Nous n'avons pas pris en compte cette hystérésis, car lors des grandes déformations, proche de celles rencontrées lors de la pratique de la barre russe, les valeurs de rigidité étaient proches (différence de 3% entre les différentes rigidités). Comme nous nous intéressons principalement au cas de fort chargement, quand la déflexion est importante, ainsi que pour simplifier le modèle, nous avons préféré mener l'étude avec un chargement linéaire.

Pour ce qui est des méthodes de caractérisation, nous nous heurtons à d'autres limites intrinsèques. La première limite est liée aux moyens de mesures. Lors des mesures, nous avions peu de contrôle sur le positionnement de la barre et sur la cellule de force limitant la reproductibilité des essais. La méthode d'application de la force au centre de la barre a été différente de celle en conditions réelles, car l'espace entre les sangles supportant les poids n'était pas représentatif de l'écart des pieds lors de la pratique. De plus, bien que nous ayons caractérisé la barre dynamiquement en utilisant une oscillation avec la voltigeuse, nous n'avons pas de contrôle sur la vitesse de chargement.

5.3 Modélisation

L'adaptation du modèle développé par Beucage-Gauvreau (Beucage-Gauvreau et al., 2019) a permis d'estimer les forces et les moments sur la colonne lombaire des participants. Les forces maximales isométriques de l'ensemble des muscles ont été augmentées pour garantir la

convergence des résultats (Beaucage-Gauvreau et al., 2019). Par manque de temps et de ressources, le même coefficient multiplicateur a été appliqué à tous les acteurs musculaires. Cette considération peut avoir un impact sur les valeurs de compression absolues bien que nous ayons vu que les différences entre des coefficients multiplicatifs de 5, 10 et 15 entraînaient des différences de l'ordre de quelques pourcents. Comme l'objectif de l'étude était principalement de comparer différents types de sauts, nous devons nous assurer que les modèles possèdent les mêmes conditions initiales, c'est-à-dire les mêmes forces maximales isométriques. Il semblerait que les problèmes de convergence ne concernent pas tous les muscles et que seulement certains groupes musculaires sont critiques. Si, dans une future étude, nous souhaitons avoir plus de précisions sur la mesure des forces, il faudrait identifier les acteurs musculaires critiques permettant de mener une optimisation rigoureuse des forces isométriques maximales pour l'ensemble des groupes musculaires.

5.4 Validation du modèle

Les deux méthodes de validation du modèle présentent des résultats contrastés. La méthode de validation par EMG est acceptable, mais la validation par les forces de réaction du sol démontre une légère surestimation des forces de réaction du sol par le modèle.

Pour ce qui est de la validation par EMG, les deux indicateurs choisis reflètent chacun une caractéristique de nos signaux. Le premier, l'indicateur de concordance (*agreement*), reflète l'état d'activation des muscles. Un bon résultat de concordance indique que les EMGs et les muscles du modèle sont dans le même état. Par exemple, les deux mesures montrent que le muscle est actif (>0.5) ou plutôt au repos (<0.5). Ce critère a ses propres limites puisqu'il est possible d'avoir une concordance de 100% même si les deux courbes sont totalement différentes. Combiner ce critère avec un second critère a donc permis de renforcer la validation. Le second critère, le critère de corrélation croisée, reflète les similitudes entre les allures des courbes d'activation musculaire. Si les résultats sont élevés, cela signifie que le modèle estime bien les variations de l'activité musculaire. Pour résumer, nos deux critères de validation

permettent de s'assurer que le modèle estime bien l'état d'activation des muscles et les variations de l'activité musculaire.

Pour le critère de concordance, les résultats varient entre 52% et 86%. Dans l'étude d'Actis et al. (2018), la validation de leur modèle montrait des valeurs de concordance variant entre 18% et 100% (Actis et al., 2018) alors que dans l'étude de Favier et al. (2021), la concordance variait entre 69.4% et 96.8% (Favier et al., 2021). Notre validation présente donc des valeurs acceptables.

Pour ce qui est du second critère de validation, celui de corrélation croisée, nos résultats varient entre 0.64 et 0.89. Beaucage-Gauvreau et al. (2019) présente des valeurs supérieures pour la plupart des muscles puisque leurs résultats varient entre 0.82 et 0.93. Ces résultats étaient attendus puisque le modèle a été développé spécialement pour les activités validées par Beaucage-Gauvreau et al. (2019). La valeur de corrélation croisée dans l'étude de Favier et al. (2021) montre des valeurs de 0.924 à 0.984. Les principaux écarts avec ces autres études (Actis et al., 2018; Beaucage-Gauvreau et al., 2020; Favier et al., 2021) peuvent s'expliquer par les différences entre la méthode de normalisation des signaux EMG et par les différences entre les activités que l'on cherche à mesurer. De plus, notre modèle génère beaucoup de bruit en raison du caractère dynamique de la discipline de barre russe. Ce bruit est présent dans la mesure des capteurs EMG, exigeant un effort de nettoyage conséquent. Chaque étape de nettoyage a pu faire perdre en précision nos résultats. Enfin, nous remarquons qu'il manque dans la littérature des protocoles de validation de modèles clairement définis. Il serait intéressant de proposer une démarche globale pour valider un modèle avec des mesures EMG.

Pour ce qui est de la force de réaction au sol, la validation du modèle montre une surestimation des efforts sur l'ensemble des phases des sauts. Ces surestimations peuvent être le signe que le modèle n'est toujours pas assez robuste pour supporter les charges excédentaires et les reporter sur les actuateurs dans chacun des pieds, et qu'il surestime les forces articulaires. Elles peuvent aussi être le résultat d'hypothèses simplificatrices (muscles négligés, stratégie d'optimisation statique, etc.) qui nécessiteraient d'être investiguées plus en détails.

5.5 Limites du projet

Certaines limites sont inhérentes aux activités de collecte de données et aux méthodes employées. La trajectoire des segments et la mise à l'échelle du modèle étant définies par la position des marqueurs infrarouges, un mauvais positionnement sur le participant entraînera des imprécisions de mesures. Lors des essais, certains marqueurs se sont décollés de la peau des participants, et leur repositionnement n'entraînait pas systématiquement une mesure statique qui aurait permis d'ajuster la position des marqueurs sur le modèle et ainsi réduire les imprécisions de mesures et le bruit. Le bruit crée une imprécision dans les résultats de la dynamique inverse et dans les calculs qui en découlent, car il résulte en un « saut » entre deux images. Ce saut se traduit par une accélération brutale des segments. La dynamique inverse résout la seconde loi de Newton ($F=ma$), donc une grande accélération induit une grande force. Le recours à une série de filtres a certes éliminé ces bruits, mais a fait perdre en précision de mesures. Qui plus est, le fait que certains calculs ne parviennent pas à converger démontre que nous côtoyons les limites du modèle OpenSim avec notre étude. Ces limites sont liées aux contraintes dynamiques que nous imposons à un modèle qui n'a pas été développé pour ça mais pour des exercices de levage. Néanmoins, notre étude a prouvé que réaliser une étude biomécanique sur des artistes de cirques est possible et n'est pas dépourvue d'intérêt scientifique. Il peut donc être envisageable d'allouer les ressources nécessaires pour développer des modèles entièrement consacrés à des efforts dynamiques.

Les capteurs EMG présentent d'autres limites liées à leur fonctionnement. Étant collés sur la peau, les capteurs mesurent l'activité électrique des muscles en dessous de l'épiderme. Or, un mouvement relatif des marqueurs EMG par rapport à la peau induit un changement dans le courant électrique perçu par le capteur. Ainsi, chaque mouvement crée un bruit de mesure qu'il faut traiter ensuite. La barre russe étant une activité dynamique avec des impacts, elle entraîne inmanquablement beaucoup de bruit dans la mesure et un travail de nettoyage conséquent.

Le nombre de sauts et de participants représente également une limite à l'étude. Peu d'artistes pratiquent la barre russe et trouver des participants disponibles au Québec est un défi en soi. Il

est possible que le fait de réaliser le protocole de recherche avec plus de participants et plus de sauts ait des effets significatifs sur nos résultats. Nous pourrions également comparer les différentes techniques des porteurs.

La mise à l'échelle influençant la masse des segments, elle a un impact important sur les résultats de la dynamique inverse. Malgré un travail attentif de vérification, il se peut que la mise à l'échelle ne fût pas optimale. La personnalisation des modèles biomécaniques est un enjeu important particulièrement pour des artistes de cirques qui ont des morphologies atypiques. À l'heure actuelle, il n'existe pas de méthode de validation de la mise à l'échelle. Dans le futur, nous pouvons espérer quantifier la morphologie des participants avec des scan 3D.

Pour toutes ces raisons, les valeurs absolues de forces de réaction aux lombaires sont à prendre avec précaution. La validation par comparaison à la littérature s'avère fastidieuse et limitée, car comme il a été souligné dans la revue de littérature, très peu d'études se sont concentrées sur des efforts dynamiques.

5.6 Recommandations et perspectives

Pour aller plus loin dans l'analyse de la barre russe, plusieurs recommandations sont proposées :

- Un modèle biomécanique exclusivement réservé aux artistes de cirque devrait être développé, en prenant en compte les différentes contraintes associées à la pratique des arts du cirque telles que de plus grandes amplitudes articulaires, des forces musculaires isométriques plus importantes et des modèles personnalisés pour représenter au mieux les artistes de cirque et leur morphologie atypique ;
- La méthode d'estimation des forces de réaction au sol pourrait être améliorée. Il existe des méthodes d'estimation basées notamment sur des lois de contact entre les pieds et le sol, et des utilitaires d'OpenSim destinés à estimer ces forces. Il serait intéressant

d'approfondir ces méthodes afin de déterminer laquelle conviendrait le mieux aux artistes de cirque ;

- Il serait également important de tester les barres russes dans des conditions dynamiques plus proches de la réalité (durant des sauts réels, par exemple) afin de s'assurer que la rigidité mesurée en condition statique et employée pour estimer les forces à l'épaule demeure acceptable pour des déformations de la barre de plus grande amplitude ;
- Il serait important de créer une base de données avec un plus grand nombre de porteurs et d'autres types de sauts. Ce souhait est contraint par le faible nombre d'artistes pratiquant la barre russe;
- En ce qui concerne l'enseignement de la barre russe, nous recommandons de veiller à monter progressivement les charges d'entraînement pour ne pas surcontraindre les étudiants artistes en apprentissage. Les charges auxquels ils ou elles sont exposé.e.s peuvent endommager leur colonne lombaire à long terme, nuisant à leur santé et à leur carrière. Nous recommandons aux étudiant.e.s-artistes de veiller à leur santé s'ils ressentent des douleurs, et de réduire les charges d'entraînement pour ne pas endommager leur corps. Pour réduire les charges lombaires, nous leur recommandons également de travailler leur gainage musculaire.

Ce projet novateur ouvre la voie à des perspectives très intéressantes pour réduire les risques de blessures et de douleurs à la colonne lombaire des porteurs de barre russe :

- L'apparente asymétrie des charges manifestée par les grandes valeurs de moment dans deux plans distincts pourra éventuellement être réduite en modifiant la conception de la barre et obtenir des barres à doubles appuis sur les épaules. Un tel prototype a été développé (Figure 5.1) et est actuellement évalué d'un point de vue biomécanique en utilisant la méthode proposée dans ce mémoire. Il sera donc possible d'ici quelques semaines de comparer les forces et les moments intervertébraux générées par cette barre avec celles générées par une barre classique.



Figure 5.1 Trio pratiquant un saut droit avec un prototype de barre à deux appuis

- Les avancées en biomécanique sont telles que nous pouvons espérer d'ici quelques années fournir aux enseignants des outils capables de quantifier la cinématique et les forces et moments articulaires induits directement sur le terrain, tout en l'affichant sur leur téléphone intelligent, par exemple. Avec une base de données plus conséquente, des algorithmes d'intelligence artificielle pourrait être utilisés afin de suivre en temps réel l'évolution des angles, des forces et des moments articulaires. Un tel outil serait d'une aide précieuse à la prise de décision des enseignants, en les aiguillant sur des conseils personnalisés à destination des étudiants.

CONCLUSION

Lors de la pratique de la barre russe, un voltigeur saute à plusieurs mètres au-dessus du sol sur une barre flexible maintenue par l'épaule de deux porteurs. Les efforts générés sur ces derniers sont extraordinaires, créant des douleurs chroniques au dos.

Les douleurs aux dos font partie des troubles ayant une large épidémiologie puisque 80% de la population en souffrira. Les facteurs sont bien identifiés et insistent sur le rôle délétère de l'exposition à une charge élevée. De par la nature de leur profession, les artistes sont soumis à de fortes charges tout au long de leur carrière. Pourtant, aucune étude biomécanique n'a été réalisée sur des artistes de cirque.

Cette étude visait à quantifier et à comparer les forces et les moments intervertébraux de différentes activités de barres russes sur des porteurs. En effet, afin de mener des actions correctives et pour limiter l'exposition des artistes à des chargements élevés, il est nécessaire de mieux comprendre les contraintes auxquelles sont exposés les porteurs de barre russe.

Il s'avère que les efforts estimés par le modèle sont largement supérieurs aux seuils recommandés et à ceux décrits pour dans la littérature pour d'autres activités impliquant des charges externes élevées. L'intensité de ces efforts peut s'expliquer par les forces externes asymétriques d'intensité élevée générées par la flexion de la barre. Ce projet de maîtrise a d'ailleurs montré que l'articulation L4-L5 est soumise à un moment d'inflexion latéral d'intensité élevée causée par le caractère asymétrique de la discipline, ce qui confirme notre première hypothèse. Il a aussi montré qu'il n'y a pas de différence significative entre les forces et les moments générés par les sauts droits et les saltos, infirmant donc notre seconde hypothèse. Enfin, ce projet confirme notre troisième hypothèse selon laquelle la phase de propulsion est celle qui génère le plus d'efforts sur les porteurs. Il a donc mis en lumière les efforts extrêmes auxquels sont soumis les artistes soulignant les précautions particulières que les entraîneurs doivent prendre pour préserver l'intégrité physique des artistes jeunes et/ou inexpérimentés.

Ce projet est le premier à mettre en place un protocole pour étudier une discipline de cirque à l'aide d'un modèle musculo-squelettique du corps complet. Les forces élevées et le caractère hautement dynamique de la discipline ont permis de pousser les limites d'un modèle existant, mettant en avant la nécessité de créer de nouveaux modèles purement dédiés aux arts du cirque. Ce projet ouvre également la voie à une multitude d'applications, allant de l'analyse de performance en temps réel à la conception de nouveau gréement de cirque plus ergonomique.

ANNEXE I

COMPLÉMENT À LA MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre d'annexe permet d'ajouter des informations à la méthodologie de l'article. Il est découpé en quatre grandes parties :

- Présentation de la collecte de données avec les participants;
- Modélisation des mouvements des porteurs;
- Analyse des résultats;
- Caractérisation mécanique de la barre.

A.1 Collecte de données

A.1.1 Recrutement des participants

Les collectes de données avec participants ont nécessité l'obtention de certificats éthiques. Le projet a reçu l'approbation du comité éthique de l'ÉTS (H20220512), de l'École Nationale du Cirque (CER 2122-15C) et celui du Cégep régional de Lanaudière (2022-09-08-01).

Trois participants se sont portés volontaires, une voltigeuse et deux porteurs. Les porteurs pesaient 74.4 kg et 81.7 kg et la voltigeuse 57.8 kg. Le trio était professionnel et travaillait ensemble depuis 5 années au moment de la collecte.

A.1.2 Approche expérimentale et équipements de mesure

L'équipe a eu recours à un système optoélectronique (Optitrack) pour capturer le mouvement des participants. Dix-sept (17) caméras de suivi Optitrack et une caméra haute vitesse ont été mises en place pour filmer et documenter toutes les prises de mesure.

Les équipements de mesures utilisés pour la collecte de données étaient :

- Un système de mesure Optitrack 200Hz (OptiTrack, Natural Point, Oregon, USA) ;

- Huit capteurs électromyographiques 200Hz (EMG) (Delsys Inc., Massachusetts, USA) ;
- Une caméra haute vitesse (GoPro, Californie, USA) ;
- Deux plateformes de forces 90Hz (Bertec portable model 6090-06, Bertec Corporation, Ohio, USA) .

A.1.3 Marqueurs

Un total de 88 marqueurs passifs a été utilisé dans le cadre de la collecte de données. Lors de la capture, les marqueurs réfléchissent les rayons infrarouges qui sont ensuite récoltés par des caméras Optitrack positionnées tout autour de la zone de pratique des participants.

Deux types de marqueurs sont à distinguer, les marqueurs anatomiques et les corps rigides. Les marqueurs anatomiques sont placés sur des repères distincts tels que les épicondyles ou les acromions. Ces repères permettent de situer précisément les articulations des participants dans l'espace de mesure. Un corps rigide est un groupe de marqueurs unis par un socle commun. Ces corps rigides sont placés sur les segments comme les bras ou les cuisses et permettent d'avoir une information sur l'orientation et la position des segments dans l'espace.

A.1.4 Capteurs EMG

Les porteurs sont équipés du matériel de mesure EMG. Pour les positionner, l'équipe s'est fiée aux Tableau . Ces instructions sont issues d'un travail visant à développer et valider un modèle biomécanique étudiant la colonne lombaire (Beaucage-Gauvreau, 2019). Quatre groupes musculaires ont ainsi été choisis pour être mesurés (Tableau A.I.1) : les érecteurs thoraciques et dorsaux de la colonne vertébrale (muscles longissimus et iliocostal), le grand abdominal et les obliques externes, parce que ce sont les muscles nécessaires à la validation du modèle

Tableau A.I.1 Position des capteurs EMG

Électrode	Muscle	Emplacement
1	Érecteur de la colonne thoracique	5cm latéraux à T9
2	Érecteur de la colonne lombaire	3cm latéraux a L3
3	Grands droits	3cm latéraux au nombril
4	Obliques externes	15cm latéraux au nombril

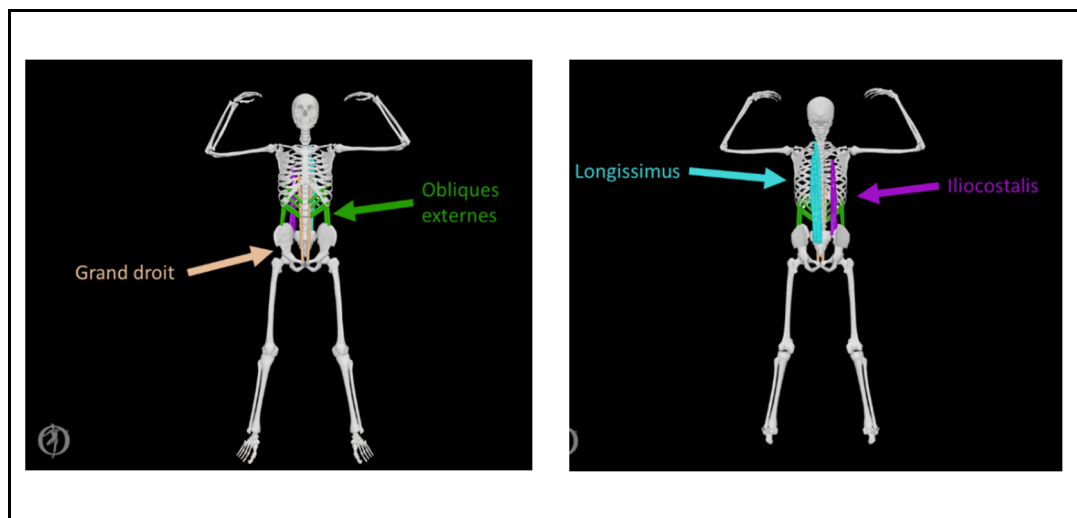


Figure A.I.1 Muscles sur lesquels sont placés les capteurs EMG. Illustration tirée du modèle OpenSim

A.1.5 Équipement de la barre

Des marqueurs passifs, positionnés à intervalles réguliers, équipent la barre dans le sens de la longueur. Ces marqueurs permettent de suivre la flèche de la barre tout au long des mouvements. Cette lecture de la déflexion sera ensuite utilisée pour estimer la force qui s'exerce sur l'épaule du porteur.

A.1.6 Protocole expérimental

La première étape de la collecte consistait à mettre en place le volume de capture en positionnant les caméras Optitrack tout autour de la zone de collecte comme l'illustre la Figure

A.I.2. Le centre du repère global a été placé au sol, au milieu de la longueur de la barre russe. À l'une des extrémités de la barre étaient placées les deux plateformes de force sur lesquels l'un des voltigeurs s'est tenu. Leur position a été marquée sur le sol pour assurer un repositionnement idéal. En effet, les plateformes de forces ont été enlevées lors de certains tests pour protéger les porteurs, car lors de la pratique, les porteurs effectuent des déplacements latéraux pour attraper le voltigeur. Comme présenté sur la Figure A.I.2, un des flancs de la barre faisait face à une rangée de caméras. Ces caméras ont permis de mesurer la flexion de la barre russe.

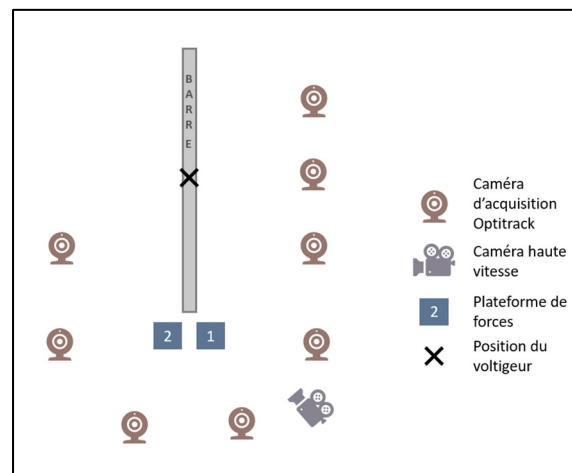


Figure A.I.2 Montage expérimentale

Le premier exercice proposé aux participants était un exercice de Contraction maximale volontaire (CMV). Ce test a permis de mesurer l'activité musculaire maximale des différents groupes musculaires sélectionnés pour pouvoir normaliser les signaux obtenus ensuite lors des exercices de barres russes.

Comme le montre la Figure , les participants étaient retenus au niveau des jambes pendant qu'ils effectuaient quatre exercices. Le premier exercice permet de mesurer l'activité maximale pour les capteurs du muscle grand droit (Figure A.I.3,a), le second exercice mesure l'activité des obliques externes (Figure A.I.3,b) et le dernier les muscles érecteurs de la colonne (Figure

A.I.3,c). Les participants ont effectué trois tentatives pour chaque exercice avec 1 min de repos entre chaque.

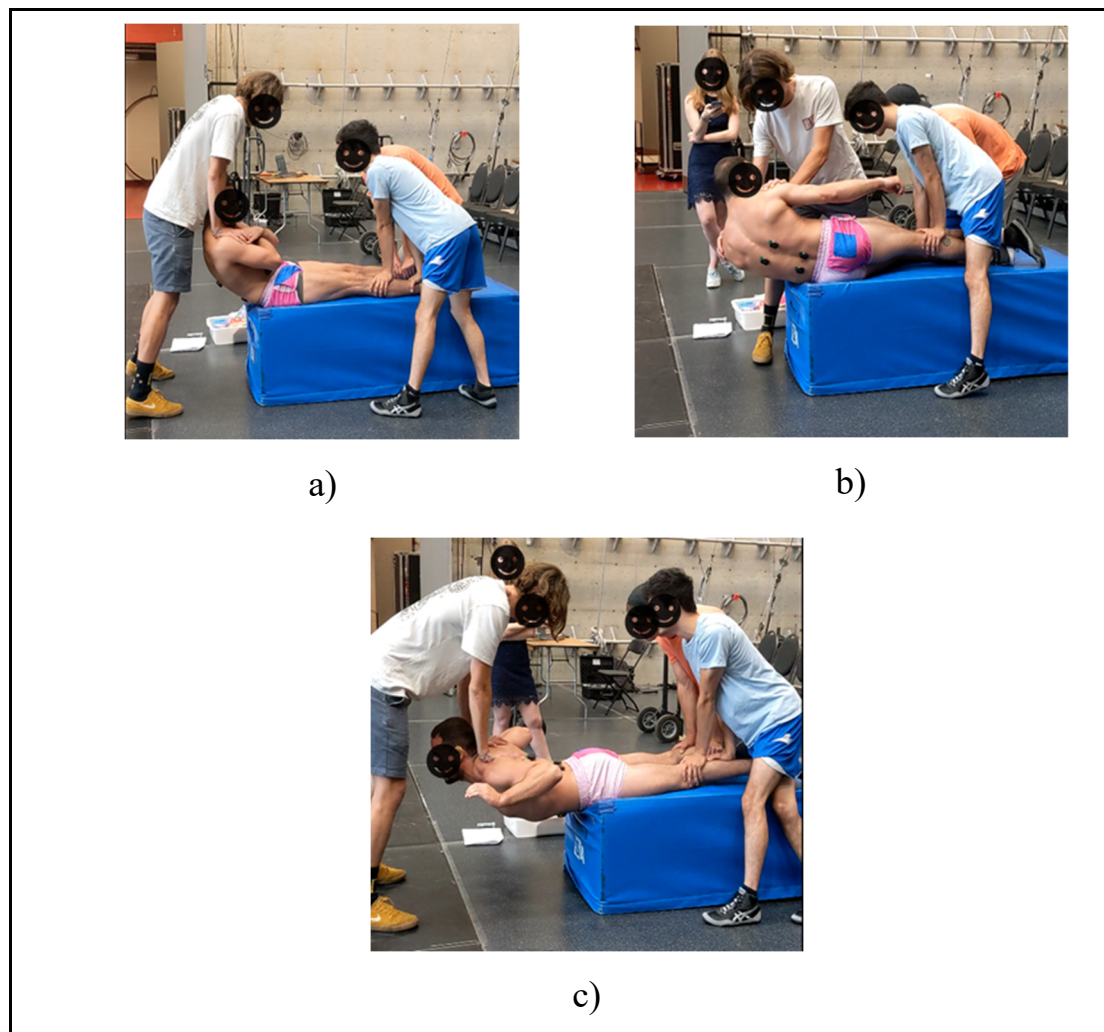


Figure A.I.3 Exercices de contraction volontaire maximale pour des muscles : a). Grand droit ; b) Obliques externes ; c) Érecteurs de la colonne

Avant de poursuivre avec la collecte, un premier porteur choisi au hasard est équipé de 96 marqueurs infrarouges. Des marqueurs sont positionnés sur la tête, les bras, les mains, le dos, le pelvis, les jambes, les tibias et les pieds en suivant les instructions de la Figure A.I.4.

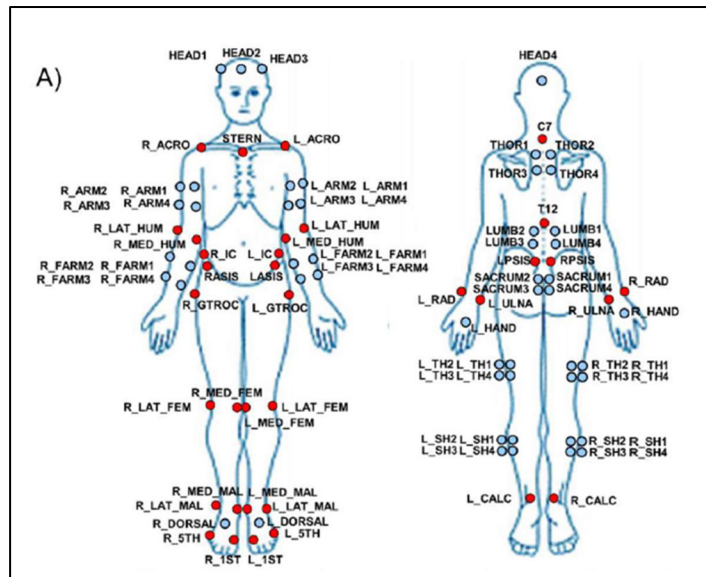


Figure A.I.4 Positions des marqueurs infrarouges

La série de collecte a débuté par des mesures statiques sur le porteur équipé de capteur. La Figure présente les mesures. La première pose s'est effectuée en position neutre avec les bras le long du corps (position en A, Figure A.I.5) sur la plateforme de force. La seconde pose s'est effectuée avec les bras écartés (position en T, Figure A.I.5, B). Ces tests ont permis de vérifier si tous les marqueurs sont correctement identifiés sur le logiciel Motive (OptiTrack, Natural Point, Oregon, USA). Ils ont également permis de réaliser la mise à l'échelle (scaling) dans OpenSim (voir partie A.2.1). Pour les derniers tests statiques, le second porteur est venu se placer en face du premier, la barre sur l'épaule (Figure A.I.5, c). Une mesure a été effectuée avec la barre vide et le voltigeur est ensuite monté sur la barre pour une ultime mesure statique.

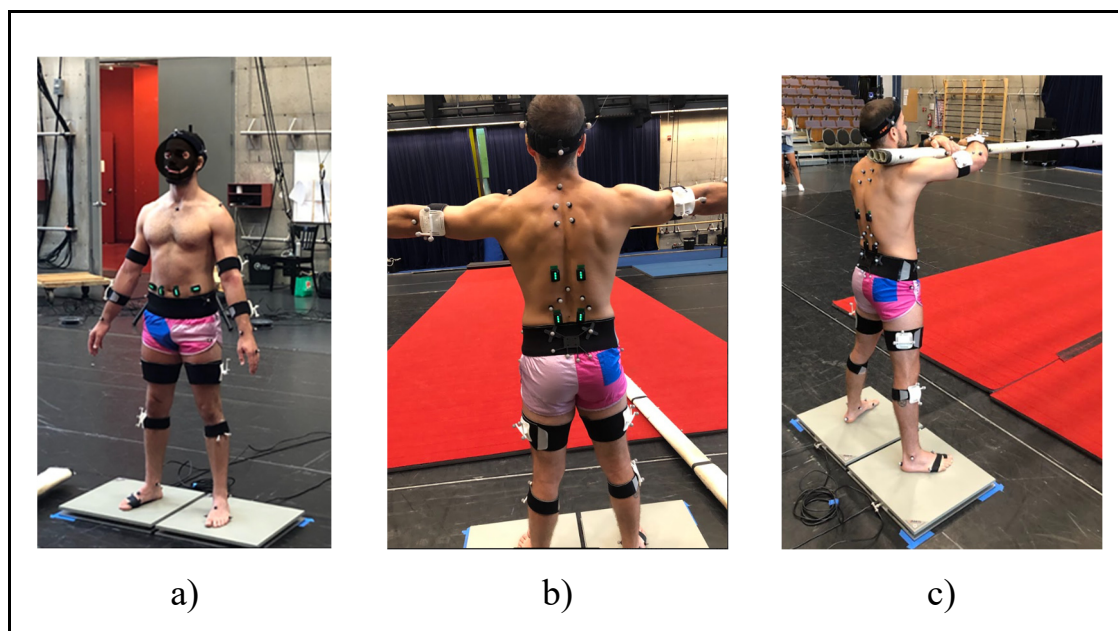


Figure A.I.5 Test statique : A. Position en A; B. Position en T; C. Barre sur l'épaule (sans puis avec le voltigeur sur la barre)

Le premier test dynamique consistait en de légères oscillations faites par le voltigeur sur la barre. Les premiers sauts sont des sauts droits (« chandelles ») à plusieurs hauteurs (Figure A.I.6). La plateforme de force a été conservée pour les sauts de faibles amplitudes, mais a été enlevée dès que les participants l'ont jugé nécessaire. En effet, les porteurs doivent constamment se déplacer pour s'assurer que le voltigeur atterrisse au centre de la barre, créant un risque de chute des plateformes et un risque de blessure. Le dernier saut que l'équipe a analysé était un saut périlleux du voltigeur.

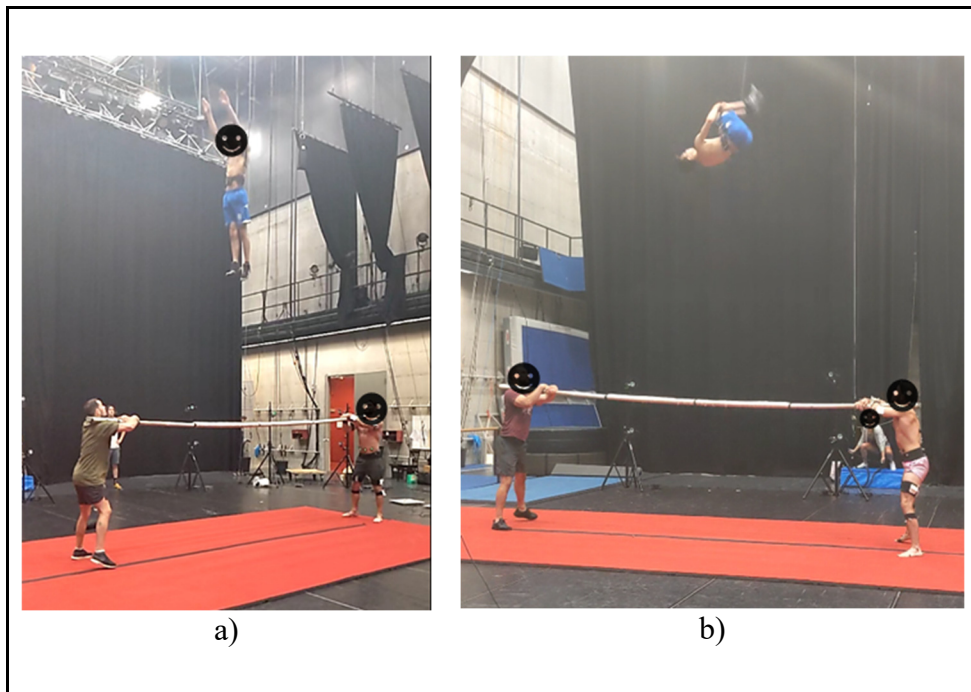


Figure A.I.6 a) Chandelles ; b) saut périlleux (à droite)

Il a été nécessaire de synchroniser manuellement les instruments de mesure via les logiciels Motive et Delsys. Pour cette raison, nous avons collé un marqueur Optitrack sur un capteur EMG. Lorsque agité ensemble, la centrale inertielle du capteur EMG enregistre une accélération et Optitrack mesurait une accélération du marqueur. Les deux enregistrements ont été synchronisés à partir de cet instant.

A.2 Modélisation des mouvements des porteurs

La Figure présente l'interface graphique d'OpenSim. On peut voir à gauche, la liste des articulations avec les angles associés. Au centre de l'image, le modèle avec des marqueurs (sphère rose) et les muscles (trait rouge). À droite, l'arbre topologique du modèle, c'est-à-dire l'ordre dans lequel le modèle est conçu. Ici, le segment du pelvis est la racine de toutes les autres branches c'est-à-dire de tous les autres segments. Lorsqu'une force extérieure est appliquée sur un segment, le logiciel calcule comment cette force transite et les réactions de chaque segment et de chaque articulation jusqu'à la racine (c.-à-d. le pelvis).

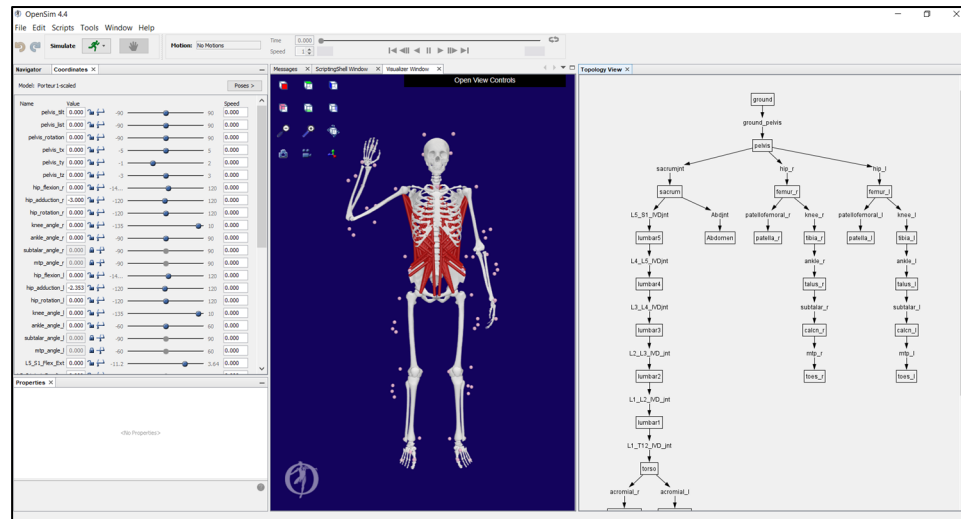


Figure A.I.7 Interface graphique d'OpenSim

Le modèle que nous avons choisi pour notre étude est un modèle de corps complet (Full-body model) développé par Beaucage-Gauvreau et al. (2019) pour mesurer l'impact biomécanique de différentes méthodes de levage de charge. Il est composé de 30 segments, 29 degrés de liberté, et 238 actuateurs de type Hill.

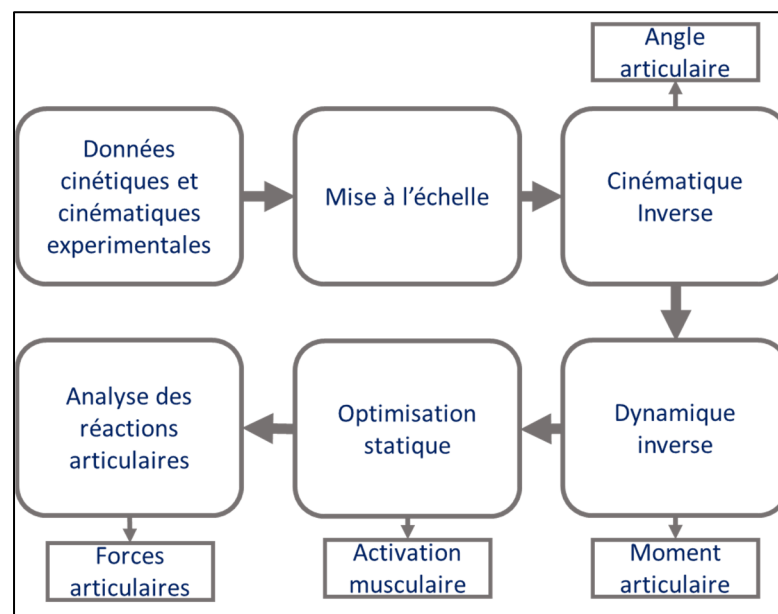


Figure A.I.8 Protocole d'analyse des données sur le logiciel OpenSim

A.2.1 Mise à l'échelle

La mise à l'échelle permet d'adapter la longueur des segments du modèle à ceux des participants (Figure A.I.9). La mise à l'échelle se base sur le positionnement relatif des marqueurs du modèle (marqueur dans OpenSim) par rapport à ceux expérimentaux (marqueurs Optitrack sur le participant). La mise à l'échelle requiert des enregistrements statiques du participant en position neutre (position en A).

Comme le montre la Figure A.I.9.B, l'outil calcule un facteur d'échelle en fonction de la différence de taille entre le modèle et le participant. La mise à l'échelle permet d'ajuster la longueur des segments ainsi que la masse et le centre de masse de chaque segment. Cette étape est essentielle pour assurer la précision des résultats des calculs dynamiques.

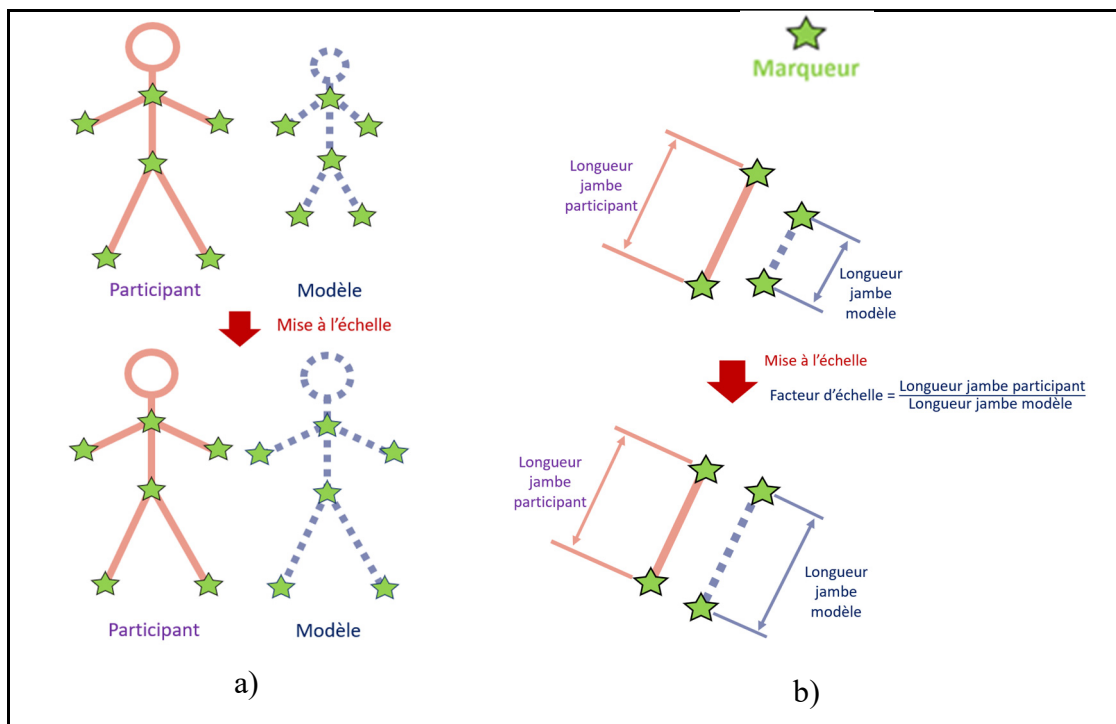


Figure A.I.9 Fonctionnement de la mise à l'échelle : A - illustration d'une mise à l'échelle ; B - Détail sur le calcul du facteur d'échelle

A.2.2 Analyse cinématique inverse

La cinématique inverse permet de calculer les angles articulaires (angles articulaires) du modèle à chaque instant (Figure A.I.8).

Le mouvement des artistes imprime une trajectoire aux marqueurs collés sur leur peau. À chaque instant, le logiciel « copie » la trajectoire de ces marqueurs et l'impose aux marqueurs du modèle. Le modèle calque alors les mouvements sur ceux du porteur.

La Figure A.I.10 illustre les angles articulaires calculés lors de la cinématique inverse. Certains marqueurs ont une plus grande importance que d'autres, car ils sont plus représentatifs du mouvement. Par exemple, les marqueurs du tronc seront plus représentatifs du mouvement des porteurs que ceux des pieds ou de la tête. Un poids plus important leur sera attribué, ce qui aura pour effet de concentrer les ressources mathématiques pour copier leur trajectoire en priorité.

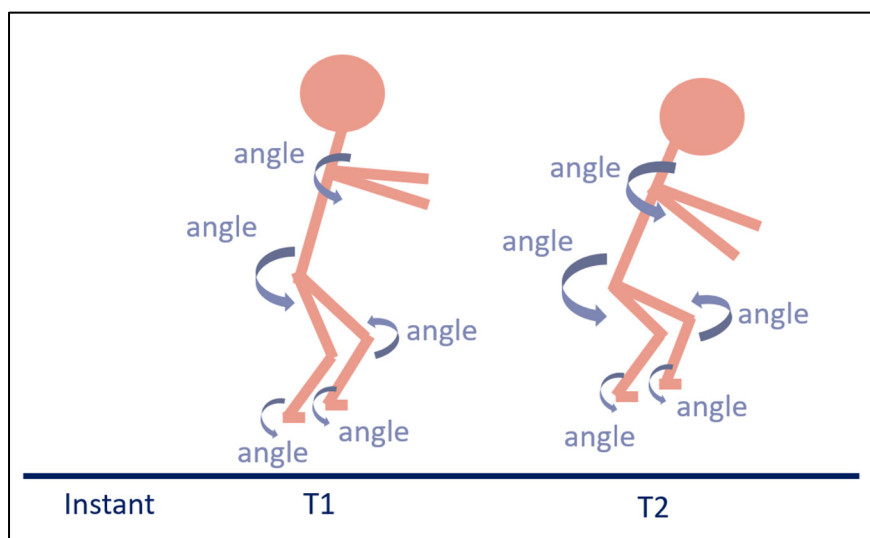


Figure A.I.10 Illustration des angles articulaires calculés par la cinématique inverse à deux instants, T1 et T2

A.2.3 Analyse dynamique inverse

La dynamique inverse permet de calculer le couple dans les articulations du modèle (Figure A.I.8). La dynamique inverse requiert les forces extérieures et les résultats de la cinématique inverse.

À partir du mouvement, la dynamique inverse résout la seconde loi de Newton à savoir que la somme des forces dans le modèle est égale à la somme des masses et des accélérations dans chaque segment. La Figure A.I.11 illustre les moments articulaires calculés à deux instants distincts.

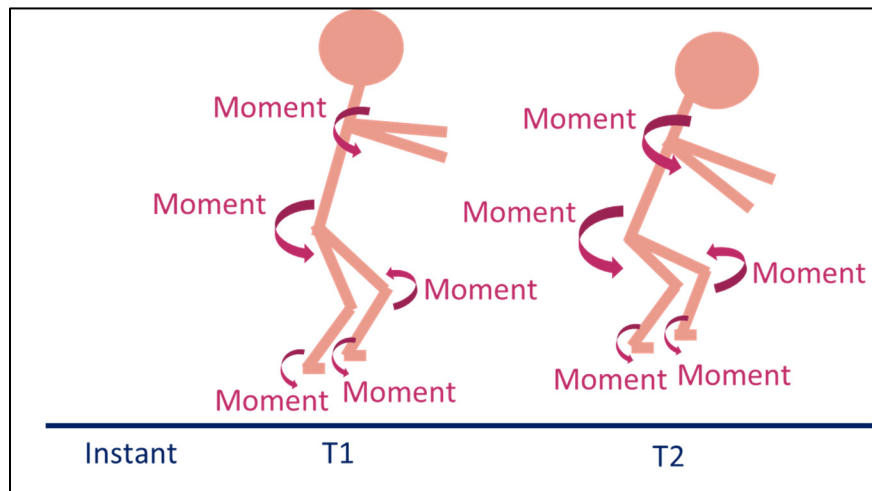


Figure A.I.11 Illustration des couples articulaires mesurés par la cinématique inverse à deux instants, T1 et T2

A.2.4 Optimisation statique

L'optimisation statique estime l'activité musculaire du modèle (Figure A.I.8). L'outil requiert les moments articulaires issus de la dynamique inverse ainsi que le mouvement complet des porteurs issus de la cinématique inverse.

La dynamique inverse estime le couple à chaque articulation. Selon la conception du modèle, ces mêmes articulations sont entourées d'un ou de plusieurs muscles. Comme l'illustre la

Figure A.I.12, l'optimisation statique permet d'estimer la force musculaire minimale requise pour équilibrer le couple des articulations. (Crowninshield & Brand, 1981).

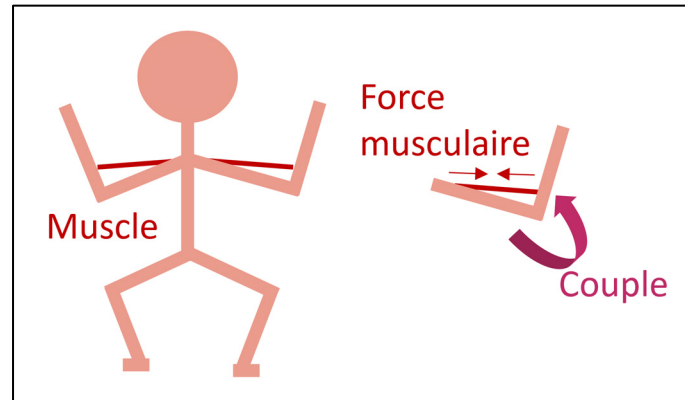


Figure A.I.12 Illustration du fonctionnement de l'optimisation statique

A.2.5 Analyse des forces et moments de réaction aux articulations

L'analyse des réactions aux articulations (« Joint Reaction Analysis ») permet de calculer les forces et les moments résultants aux articulations (Figure A.I.8). À partir de la description complète du mouvement des porteurs (cinématique inverse), des forces extérieures et de l'activité musculaire du modèle, il est possible d'estimer les forces de réaction entre chaque segment.

La dynamique inverse et l'analyse des réactions aux articulations semblent exprimer le même résultat, mais il existe une nuance. La dynamique inverse ne prend pas en compte l'action des tissus mous (muscles, tendons) et donne le *moment total* dans l'articulation. L'outil Joint Reaction Analysis présente les forces résultantes à l'*intérieur* de l'articulation en prenant en compte l'action des muscles (Figure A.I.13). Les forces de réactions dans les articulations dépendent du type de joint défini lors de la conception du modèle (rotule, pivot, encastrement...).

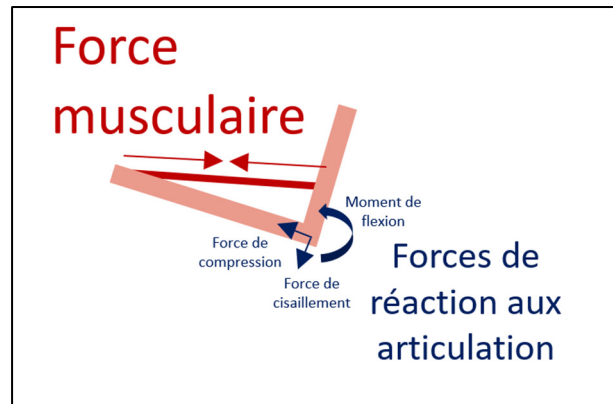


Figure A.I.13 Illustration du fonctionnement du calcul des forces de réactions aux articulations

A.2.6 Estimation de la force de réaction du sol

Comme mentionné dans la méthodologie (A.1.6), il n'était pas possible d'avoir une mesure directe des forces de réaction du sol à travers les plateformes de forces pour tous les sauts. Or, comme évoquées dans la partie A.2.3, les forces de réaction du sol sont nécessaires à différentes étapes de l'étude.

Les forces de réaction du sol ont été alors estimées grâce à une méthode indirecte qui s'appuie sur l'utilisation d'actuateurs (Fluit et al., 2014; Skals et al., 2017). Les actuateurs fonctionnent comme des forces fictives ponctuelles permettant d'équilibrer le modèle pour que puisse fonctionner la seconde loi de Newton. Dans ce cas, les forces fictives imitent les forces de réactions du sol.

Trois groupes d'actuateurs sont positionnés sous chacun des pieds (Figure A.I.14). Chaque groupe possède cinq actuateurs: 2 dans le plan frontal de sens opposés, 2 dans le plan sagittal des sens opposés, et 1 vertical. La norme de ses vecteurs donne la force de réaction totale estimée par le logiciel.

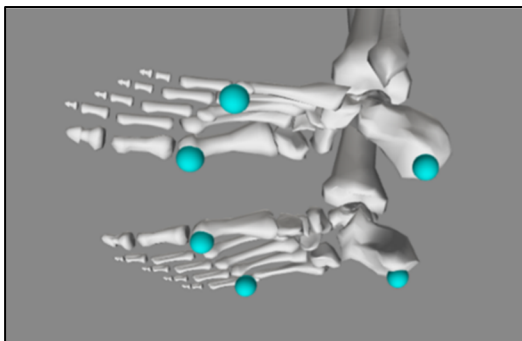


Figure A.I.14 Position des actuateurs sous les pieds

A.3 Analyse des résultats

A.3.1 Description sémantique de l'activité de barre russe

La première étape d'analyse des résultats a été de définir intégralement la séquence des différents sauts. L'étude se base sur les trois types de sauts (Figure A.I.15). : A. les sauts droits (ou chandelles); B. les saltos (ou saut périlleux), C. les sauts droits enchainés. Chaque séquence est découpée en plusieurs étapes présentées dans la Figure A.I.15. Pour le saut et le salto, nous nous intéressons à la phase de propulsion dans laquelle le voltigeur est envoyé en l'air et à la phase de réception dans laquelle le voltigeur atterrit sur la barre. Pour l'activité de sauts enchainés, nous nous intéressons aux sauts intermédiaires, c'est-à-dire aux sauts dont la hauteur varie peu (différence de hauteur $< 0,2\text{m}$). Le premier saut pour l'activité de salto n'est pas inclus dans l'étude, car nous estimons qu'il n'est pas représentatif de la séquence. Pour les sauts enchainés, les premiers sauts ainsi que la réception ne sont pas étudiés, car nous estimons qu'ils ne sont pas représentatifs de la séquence étudiée.

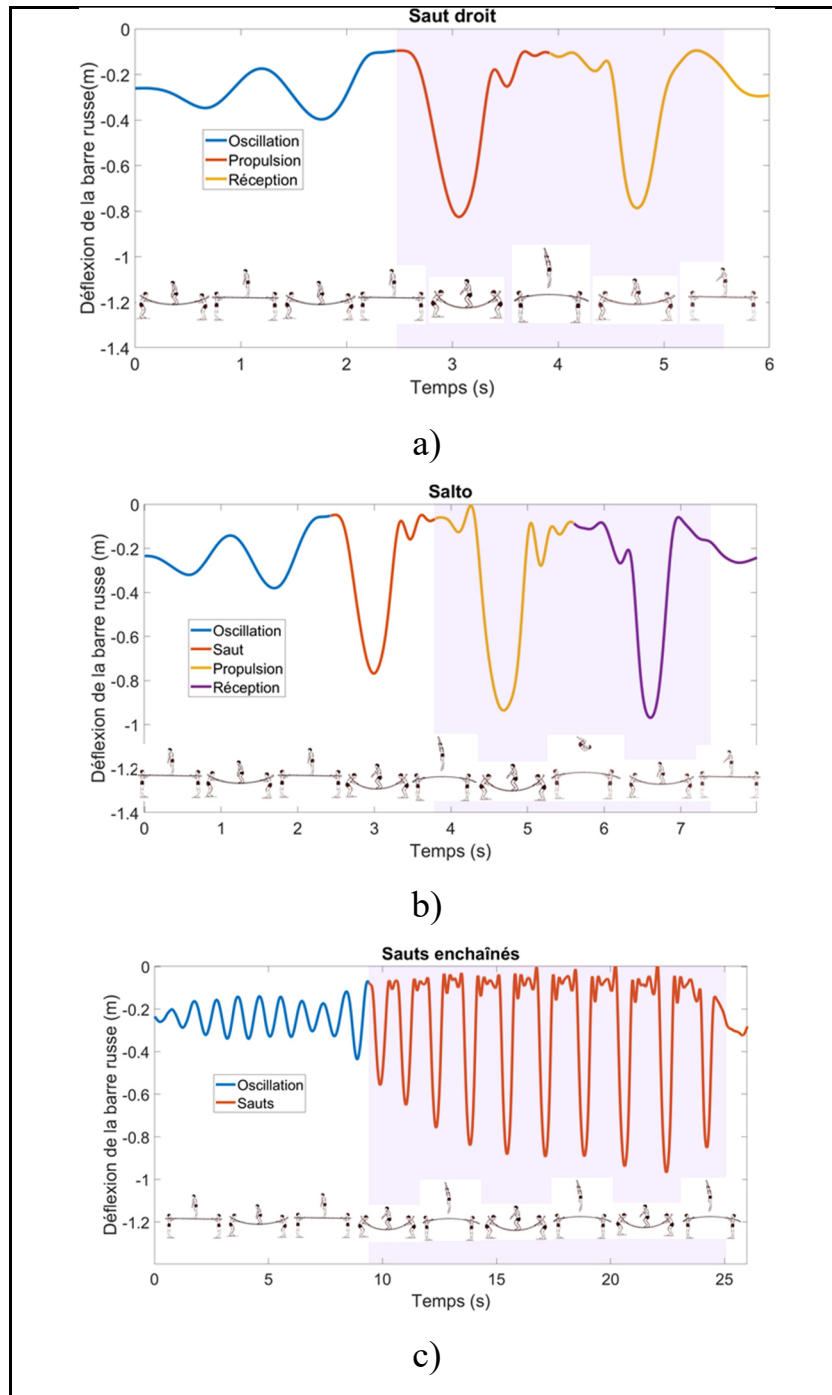


Figure A.I.15 Séquences typiques des trois sauts étudiés : a) Saut droit ; b) Salto ; c) Saut enchaîné. Les zones colorées sont celles étudiées

Ces étapes (propulsion, réception, saut enchainé) sont ensuite découpées en deux phases : le chargement et le déchargement. Ces phases représentent les phases d'application de la force à l'épaule. La Figure A.I.16 présente ces deux phases pour une activité de saut droit.

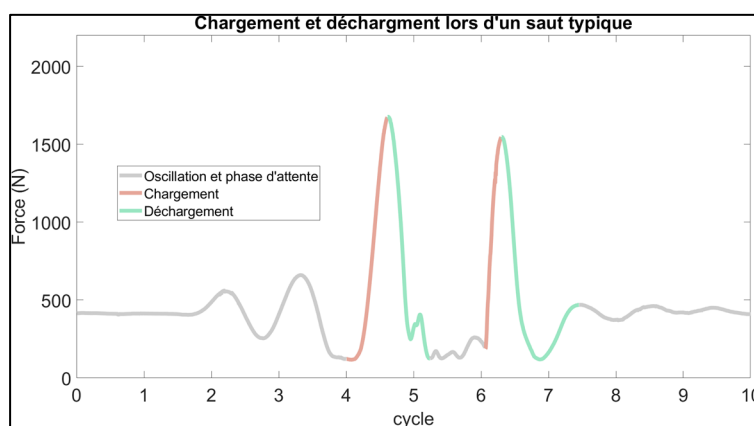


Figure A.I.16 Phase de chargement et déchargement sur l'épaule des porteurs lors d'un saut droit

A.3.2 Étude statistique des résultats

Le logiciel JMP (JMP 17) a été utilisé pour réaliser l'étude statistique des résultats. Pour rappel, l'étude cherche à déterminer les éventuelles différences entre les divers sauts en termes de charges sur la colonne vertébrale. Les variables dépendantes ainsi étudiées sont les forces en compression et en cisaillement ainsi que les moments dans les trois plans de la colonne vertébrale.

Comme le présente le Tableau A.I.2, la répartition des résultats pour l'ensemble de ces variables n'était pas normale selon le test de Shapiro-wilk.

Tableau A.I.2 Test de Shapiro-Wilk sur les différentes variables dépendantes

Hypothèse : La répartition des résultats est normale		
Forces	Shapiro-Wilk	Hypothèse
Compression	0.0321	Rejeté
Cisaillement	<0.0001	Rejeté
Mx	0.0004	Rejeté
My	0.0004	Rejeté
Mz	<0.0001	Rejeté

La répartition n'étant pas normale, une étude statistique non paramétrique a été réalisée. Pour les tests à plus de deux facteurs, la méthode de Kruskal-Wallis a été utilisée et pour les tests à deux facteurs, un test de Wilcoxon a été utilisé. Pour l'ensemble des tests statistiques, 5% furent fixées comme valeur significative.

ANNEXE II

PHOTOS DES BARRES RUSSES TESTÉES

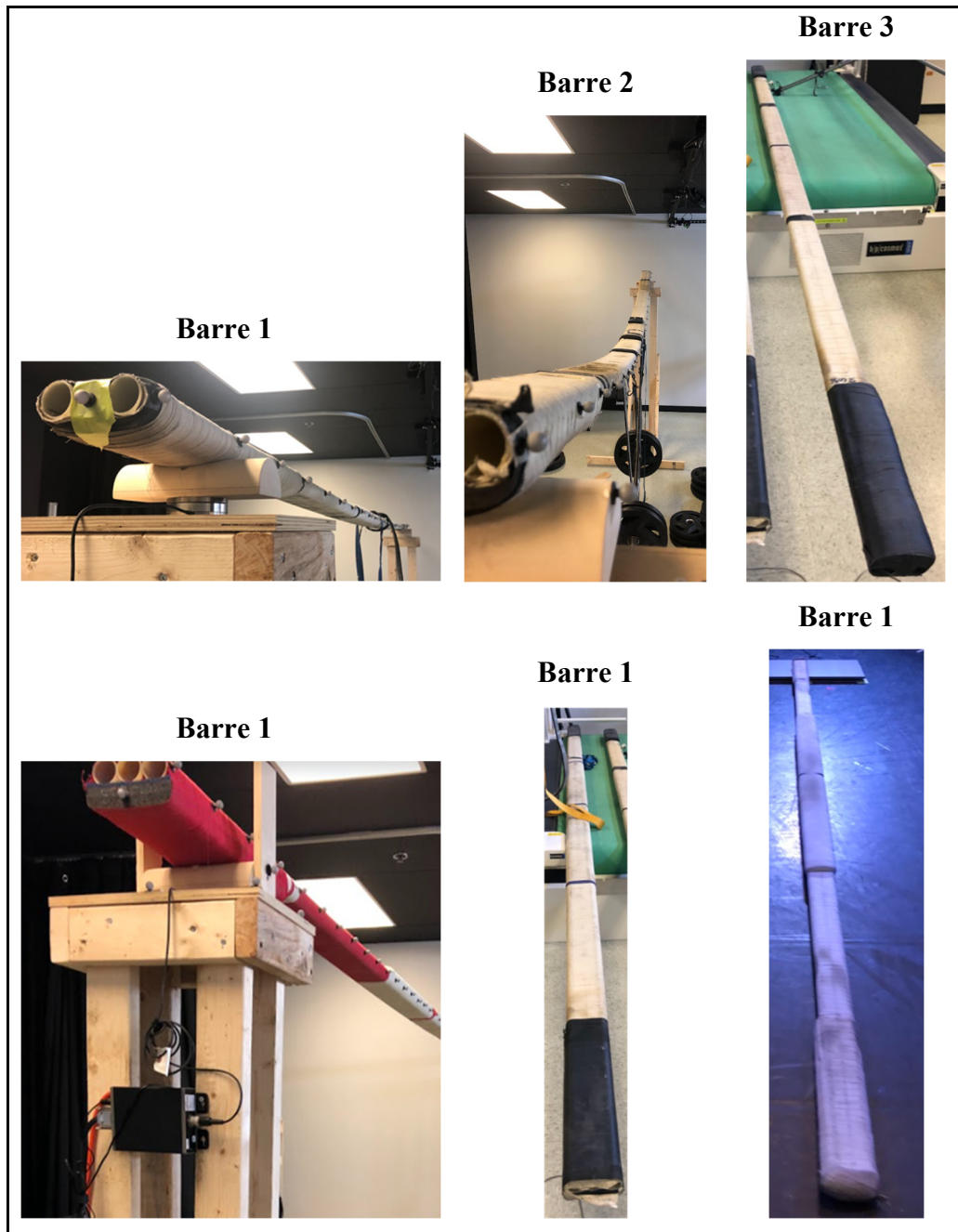


Figure A.II.1 Photo des barre 1, 2, 3, 4, 5 et 6

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Actis, J. A., Honegger, J. D., Gates, D. H., Petrella, A. J., Nolasco, L. A., & Silverman, A. K. (2018). Validation of lumbar spine loading from a musculoskeletal model including the lower limbs and lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, *68*, 107-114. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.12.001>
- Al Qaraghli, M. I., & De Jesus, O. (2023). Lumbar Disc Herniation. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK560878/>
- Alderson, J., Hopper, L., Elliott, B., & Ackland, T. (2009). Risk Factors for Lower Back Injury in Male Dancers Performing Ballet Lifts. *Journal of dance medicine & science : official publication of the International Association for Dance Medicine & Science*, *13*, 83-89. <https://doi.org/10.1177/1089313X0901300303>
- Alexander, C. E., Cascio, M. A., & Varacallo, M. (2023). Lumbosacral Facet Syndrome. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK441906/>
- Allen, S. J., King, M. A., & Yeadon, M. R. (Fred). (2016). Optimisation of phase ratio in the triple jump using computer simulation. *Human Movement Science*, *46*, 167-176. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.12.012>
- Arjmand, N., Amini, M., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., & Parnianpour, M. (2015). Revised NIOSH Lifting Equation May generate spine loads exceeding recommended limits. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *47*, 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2014.09.010>

- Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., & Bazrgari, B. (2006). Wrapping of trunk thoracic extensor muscles influences muscle forces and spinal loads in lifting tasks. *Clinical Biomechanics*, 21(7), 668-675. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.03.006>
- Arnold, E. M., Ward, S. R., Lieber, R. L., & Delp, S. L. (2010). A model of the lower limb for analysis of human movement. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(2), 269-279. <https://doi.org/10.1007/s10439-009-9852-5>
- Barre Russe - Manuel d'instruction de base pour les arts du cirque : Chapitre 10.* (s. d.). FEDEC. Consulté 17 mai 2023, à l'adresse <http://www.fedec.eu/fr/articles/416-barre-russe>
- Beaucage-Gauvreau, E. (2019). *Brace for it : Assessing lumbar spinal loads for a braced arm-to-thigh lifting and bending technique using a musculoskeletal modelling approach* [Thesis]. <https://digital.library.adelaide.edu.au/dspace/handle/2440/120550>
- Beaucage-Gauvreau, E., Brandon, S. C. E., Robertson, W. S. P., Fraser, R., Freeman, B. J. C., Graham, R. B., Thewlis, D., & Jones, C. F. (2020). A braced arm-to-thigh (BATT) lifting technique reduces lumbar spine loads in healthy and low back pain participants. *Journal of Biomechanics*, 100, 109584. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109584>
- Beaucage-Gauvreau, E., Robertson, W. S. P., Brandon, S. C. E., Fraser, R., Freeman, B. J. C., Graham, R. B., Thewlis, D., & Jones, C. F. (2019). Validation of an OpenSim full-body model with detailed lumbar spine for estimating lower lumbar spine loads during symmetric and asymmetric lifting tasks. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(5), 451-464. <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1564819>

- Bener, A., Verjee, M., Dafeeah, E. E., Falah, O., Al-Juhaishi, T., Schlogl, J., Sedeeq, A., & Khan, S. (2013). Psychological factors: Anxiety, depression, and somatization symptoms in low back pain patients. *Journal of Pain Research*, 6, 95-101. <https://doi.org/10.2147/JPR.S40740>
- Bettany- Saltikov, J., Warren, J., & Stamp, M. (2008). Carrying a rucksack on either shoulder or the back, does it matter? Load induced functional scoliosis in « normal » young subjects. *Studies in health technology and informatics*, 140, 221-224. <https://doi.org/10.3233/978-1-58603-888-5-221>
- Bruno, A. G., Bouxsein, M. L., & Anderson, D. E. (2015). Development and Validation of a Musculoskeletal Model of the Fully Articulated Thoracolumbar Spine and Rib Cage. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(8), 081003. <https://doi.org/10.1115/1.4030408>
- Cholewicki, J., McGill, S. M., & Norman, R. W. (1991). Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(10), 1179-1186.
- Christophy, M., Faruk Senan, N. A., Lotz, J. C., & O'Reilly, O. M. (2012). A Musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 11(1), 19-34. <https://doi.org/10.1007/s10237-011-0290-6>
- Chronologie du cirque | BnF / CNAC*. (s. d.). Consulté 16 octobre 2023, à l'adresse <https://cirque-cnac.bnf.fr/fr/chronologie-du-cirque>
- Crowninshield, R. D., & Brand, R. A. (1981). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*, 14(11), 793-801. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90035-x](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90035-x)

- Découvrir l'ÉNC.* (s. d.). École nationale de cirque. Consulté 7 octobre 2023, à l'adresse <https://ecolenationaledecirque.ca/decouvrir-lenc/>
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940-1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- Eltoukhy, M., Travascio, F., Asfour, S., Elmasry, S., Heredia-Vargas, H., & Signorile, J. (2016). Examination of a lumbar spine biomechanical model for assessing axial compression, shear, and bending moment using selected Olympic lifts. *Journal of Orthopaedics*, 13(3), 210-219. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2015.04.002>
- Favier, C. D., Finnegan, M. E., Quest, R. A., Honeyfield, L., McGregor, A. H., & Phillips, A. T. M. (2021). An open-source musculoskeletal model of the lumbar spine and lower limbs: A validation for movements of the lumbar spine. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24(12), 1310-1325. <https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1886284>
- Fluit, R., Andersen, M. S., Kolk, S., Verdonschot, N., & Koopman, H. F. J. M. (2014). Prediction of ground reaction forces and moments during various activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, 47(10), 2321-2329. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.030>
- Freburger, J. K., Holmes, G. M., Agans, R. P., Jackman, A. M., Darter, J. D., Wallace, A. S., Castel, L. D., Kalsbeek, W. D., & Carey, T. S. (2009). The rising prevalence of chronic low back pain. *Archives of Internal Medicine*, 169(3), 251-258. <https://doi.org/10.1001/archinternmed.2008.543>

- Gallagher, S., & Marras, W. S. (2012). Tolerance of the lumbar spine to shear : A review and recommended exposure limits. *Clinical Biomechanics*, 27(10), 973-978. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.08.009>
- Gracovetsky, S. (1988). *The Spinal Engine*. Aardvark Global Publishing.
- Greenspan, S., & Stuckey, M. I. (2023). Untangling risk factors including discipline-specific exposure for injuries in preprofessional and professional circus artists in the USA. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 9(2), e001551. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2023-001551>
- Heidari, E., Arjmand, N., & Kahrizi, S. (2022). Comparisons of lumbar spine loads and kinematics in healthy and non-specific low back pain individuals during unstable lifting activities. *Journal of Biomechanics*, 144, 111344. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111344>
- Hill, A. V. (1997). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, 126(843), 136-195. <https://doi.org/10.1098/rspb.1938.0050>
- Holzbaur, K. R. S., Murray, W. M., & Delp, S. L. (2005). A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6), 829-840. <https://doi.org/10.1007/s10439-005-3320-7>
- Humzah, M. D., & Soames, R. W. (1988). Human intervertebral disc : Structure and function. *The Anatomical Record*, 220(4), 337-356. <https://doi.org/10.1002/ar.1092200402>
- InBody. (2017, mai 31). How Cirque du Soleil Used Body Composition Analysis to Change Their Training Approach. *InBody USA*. <https://inbodyusa.com/blogs/inbodyblog/how-cirque-du-soleil-used-body-composition-analysis-to-change-their-training-approach/>

- Kian, A., Pizzolato, C., Halaki, M., Ginn, K., Lloyd, D., Reed, D., & Ackland, D. (2019). Static optimization underestimates antagonist muscle activity at the glenohumeral joint : A musculoskeletal modeling study. *Journal of Biomechanics*, *97*, 109348. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109348>
- Kim, H.-K., & Zhang, Y. (2017). Estimation of lumbar spinal loading and trunk muscle forces during asymmetric lifting tasks : Application of whole-body musculoskeletal modelling in OpenSim. *Ergonomics*, *60*(4), 563-576. <https://doi.org/10.1080/00140139.2016.1191679>
- La barre russe | BnF / CNAC*. (s. d.). Consulté 2 octobre 2023, à l'adresse <https://cirque-cnac.bnf.fr/fr/acrobatie/propulsion/la-barre-russe>
- Long, A. S., Ambegaonkar, J. P., & Fahringer, P. M. (2011). Injury Reporting Rates and Injury Concealment Patterns Differ Between High-school Cirque Performers and Basketball Players. *Medical Problems of Performing Artists*, *26*(4), 200-205. <https://doi.org/10.21091/mppa.2011.4032>
- Mahadas, S., Mahadas, K., & Hung, G. K. (2019). Biomechanics of the golf swing using OpenSim. *Computers in Biology and Medicine*, *105*, 39-45. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2018.12.002>
- Marras, W. S., Ferguson, S. A., Burr, D., Davis, K. G., & Gupta, P. (2004). Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. *The Spine Journal*, *4*(1), 64-75. [https://doi.org/10.1016/S1529-9430\(03\)00424-8](https://doi.org/10.1016/S1529-9430(03)00424-8)
- Marras, W. S., Ferguson, S. A., Lavender, S. A., Splittstoesser, R. E., & Yang, G. (2014). Cumulative Spine Loading and Clinically Meaningful Declines in Low-Back Function.

Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society, 56(1), 29-43. <https://doi.org/10.1177/0018720813496814>

Marras, W. S., Lavender, S. A., Leurgans, S. E., Fathallah, F. A., Ferguson, S. A., Allread, W. G., & Rajulu, S. L. (1995). Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics*, 38(2), 377-410. <https://doi.org/10.1080/00140139508925111>

McDonald, B. T., Hanna, A., & Lucas, J. A. (2023). Spondylolysis. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK513333/>

McGill, S. M., McDermott, A., & Fenwick, C. M. (2009). Comparison of Different Strongman Events : Trunk Muscle Activation and Lumbar Spine Motion, Load, and Stiffness. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(4), 1148. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318198f8f7>

Molinaro, D. D., King, A. S., & Young, A. J. (2020). Biomechanical analysis of common solid waste collection throwing techniques using OpenSim and an EMG-assisted solver. *Journal of Biomechanics*, 104, 109704. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109704>

Munro, D. (2014). Injury Patterns and Rates Amongst Students at the National Institute of Circus Arts : An Observational Study. *Medical Problems of Performing Artists*, 29(4), 235-240. <https://doi.org/10.21091/mppa.2014.4046>

O'Shea, C., Bettany- Saltikov, J., & Warren, J. (2006). Effect of same-sided and cross-body load carriage on 3D back shape in young adults. *Studies in health technology and informatics*, 123, 159-163.

- Publications.* (s. d.). École nationale de cirque. Consulté 12 décembre 2023, à l'adresse <https://ecolenationaledecirque.ca/centre-de-recherche/publications/>
- Qu'est-ce que le Centre de recherche?* (s. d.). École nationale de cirque. Consulté 4 novembre 2023, à l'adresse <https://ecolenationaledecirque.ca/centre-de-recherche/quest-ce-que-le-centre-de-recherche/>
- Raabe, M. E., & Chaudhari, A. M. W. (2016). An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model : Model development and validation. *Journal of Biomechanics*, 49(7), 1238-1243. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.046>
- Reinbolt, J. A., Seth, A., & Delp, S. L. (2011). Simulation of human movement : Applications using OpenSim. *Procedia IUTAM*, 2, 186-198. <https://doi.org/10.1016/j.piutam.2011.04.019>
- Rossini, B., Anstruther, M., Wolfe, D., & Fortin, M. (2023). Ultrasonography of the multifidus muscle in student circus artists with and without low back pain : A cross-sectional study. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 15(1), 53. <https://doi.org/10.1186/s13102-023-00661-z>
- Schmid, S., Connolly, L., Moschini, G., Meier, M. L., & Senteler, M. (2022). Skin marker-based subject-specific spinal alignment modeling : A feasibility study. *Journal of Biomechanics*, 137, 111102. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111102>
- Schmidt, A. L., Paskoff, G., Shender, B. S., & Bass, C. R. (2012). Risk of lumbar spine injury from cyclic compressive loading. *Spine*, 37(26), E1614-1621. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182752a19>

- Shrier, I., & Hallé, M. (2011). Psychological predictors of injuries in circus artists : An exploratory study. *British Journal of Sports Medicine*, 45(5), 433-436. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.067751>
- Shrier, I., Meeuwisse, W. H., Matheson, G. O., Wingfield, K., Steele, R. J., Prince, F., Hanley, J., & Montanaro, M. (2009). Injury patterns and injury rates in the circus arts : An analysis of 5 years of data from Cirque du Soleil. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(6), 1143-1149. <https://doi.org/10.1177/0363546508331138>
- Skals, S., Jung, M. K., Damsgaard, M., & Andersen, M. S. (2017). Prediction of ground reaction forces and moments during sports-related movements. *Multibody System Dynamics*, 39(3), 175-195. <https://doi.org/10.1007/s11044-016-9537-4>
- Stokes, I. A. F., Gardner-Morse, M. G., & Henry, S. M. (2010). Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function : Spinal unloading mechanism. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 25(9), 859-866. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.06.018>
- Stubbe, J. H., Richardson, A., & Rijn, R. M. van. (2018). Prospective cohort study on injuries and health problems among circus arts students. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 4(1), e000327. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2017-000327>
- Stuckey, M. I., Bruinooge, B., Aubertin, P., & Kriellaars, D. (2022). Clinical Burden of Injuries in Students at a Professional Circus College : A 7.5-Year Longitudinal Study. *Medical Problems of Performing Artists*, 37(2), 98-105. <https://doi.org/10.21091/mppa.2022.2015>

- Vasavada, A. N., Li, S., & Delp, S. L. (1998). Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine*, *23*(4), 412-422. <https://doi.org/10.1097/00007632-199802150-00002>
- Wanke, E. M., McCormack, M., Koch, F., Wanke, A., & Groneberg, D. A. (2012). Acute Injuries in Student Circus Artists with Regard to Gender Specific Differences. *Asian Journal of Sports Medicine*, *3*(3), Art. 3. <https://doi.org/10.5812/asjism.34606>
- Warburton, T. K. (2015). *Energy and pole ground reaction force contributions to pole vault performance* [Doctoral Thesis].
- Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., & Claes, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, *24*(8), 755-762. <https://doi.org/10.1097/00007632-199904150-00005>
- Wilson, F., Ardern, C. L., Hartvigsen, J., Dane, K., Trompeter, K., Trease, L., Vinther, A., Gissane, C., McDonnell, S.-J., Caneiro, J. P., Newlands, C., Wilkie, K., Mockler, D., & Thornton, J. S. (2020). Prevalence and risk factors for back pain in sports: A systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, bjsports-2020-102537. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2020-102537>
- Wolfenden, H. E., & Angioi, M. (2017). Musculoskeletal Injury Profile of Circus Artists : A Systematic Review of the Literature. *Medical Problems of Performing Artists*, *32*(1), 51-59. <https://doi.org/10.21091/mppa.2017.1008>
- Wu, L., & Cruz, R. (2023). Lumbar Spinal Stenosis. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK531493/>
- Zaman, R., Xiang, Y., Rakshit, R., & Yang, J. (2022). Hybrid Predictive Model for Lifting by Integrating Skeletal Motion Prediction With an OpenSim Musculoskeletal Model.

IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 69(3), 1111-1122.

<https://doi.org/10.1109/TBME.2021.3114374>