UNIVERSITÉ DE LORRAINE | BIBLIOTHÈQUES UNIVERSITAIRES

AVERTISSEMENT
DROIT D'AUTEUR

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document. Toute contrefaçon, plagiat ou reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact bibliothèque : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr
(Cette adresse ne permet pas de contacter les auteurs)

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

UNIVERSITÉ DE LORRAINE
34 COURS LÉOPOLD — CS 25233
54052 NANCY CEDEX
WWW.UNIV-LORRAINE.FR

UNIVERSITÉ DE LORRAINE | BioSE

ECOLE DOCTORALE BioSE
BIOLOGIE, SANTÉ et son ENVIRONNEMENT
ED 266

École Doctorale BioSE (Biologie-Santé-Environnement)

Thèse

Présentée et soutenue publiquement pour l'obtention du titre de

DOCTEUR DE l'UNIVERSITE DE LORRAINE

Mention : « Sciences de la Vie et de la Santé »

par **Nicolas HANEN**

Analyse biomécanique du soulevé de terre : vers une individualisation du choix de la technique

Membres du jury :

Directeurs de thèse :

M. GAUCHARD Gérome	**Professeur des Universités, UR 3450 DevAH, Université de Lorraine, Nancy, Directeur de thèse.**
M. BEN MANSOUR Khaireddine	**Maître de conférences, UR 3450 DevAH, Université de Lorraine, Nancy, Co-directeur de thèse.**

Rapporteurs :

M. BERTUCCI William	**Professeur des Universités, Laboratoire PSMS Université de Reims Champagne-Ardenne, Reims, Président de jury.**
Mme GERUS Pauline	**Maître de conférences, Laboratoire LAMHESS, Nice.**

Examinateurs :

M. BELLI Alain	**Professeur des Universités, Laboratoire LIBM, Université de Saint-Etienne, Saint-Etienne.**
Mme. HINTZY Frédérique	**Professeur des Universités, Laboratoire LIBM, Université Savoie Mont Blanc, Le Bourget du Lac.**
Mme PEYRAUD Charlotte	**Docteur, Fédération Française de Force, Haux.**
M. DUCHENE Youri	**Ingénieur de Recherche, UR 3450 DevAH, Université de Lorraine, Nancy.**

UR 3450 DevAH, Développement, Adaptation et Handicap. Bâtiment C – 1er étage. 9 Avenue de la Forêt de Haye. 54505 VANDOEUVRE-LES-NANCY.

Remerciements

Je tiens en premier lieu à remercier les membres du jury d'avoir accepté de prendre part à l'évaluation de ce travail. Dr GERUS Pauline et Pr BERTUCCI William, je vous remercie profondément d'avoir accepté la lourde tâche de rapporteurs. Vos remarques avisées et constructives contribueront sans aucun doute à enrichir ce manuscrit et à en améliorer la qualité. Pr BELLI Alain, Pr HINTZY Frédérique, Dr PEYRAUD Charlotte et Dr DUCHENE Youri, je vous suis reconnaissant d'avoir accepté d'être examinateurs lors de ma soutenance. Nos échanges et discussions permettront d'étoffer ce travail et la réflexion associée. Je vous remercie pour le temps que vous me consacrez et pour votre présence lors de ma soutenance.

Je souhaite également adresser mes remerciements aux Pr BERTUCCI William et Pr BASTOGNE Thierry pour leur suivi au cours de ce projet, au temps accordé et aux réflexions qui ont émané lors des comités de suivi de thèse ainsi qu'aux moments d'échanges moins formels. Vos conseils, vos compétences et votre bienveillance m'ont guidé dans ce travail de thèse.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude envers mes directeurs de thèse, Pr GAUCHARD Gérome et Dr BEN MANSOUR Khaireddine. Vous avez su m'accorder du temps, m'écouter, me guider jusqu'à aujourd'hui. Votre accompagnement m'a fait grandir en tant que chercheur. Sans vous ce travail n'aurait jamais pu aboutir. Vous avez fait tout ce que vous pouviez pour que cette thèse se passe dans les meilleures conditions. Vos expériences et connaissances ont été extrêmement précieuses. J'espère que ce travail vous apportera satisfaction et qu'il saura faire honneur à votre implication.

Gérome, tu as toujours eu confiance en moi, certainement plus que moi-même, tu m'as tendu la main et accompagné tout au long de ma formation et ce depuis bien avant la thèse. Tu m'accordes une nouvelle fois ta confiance en donnant suite à ce travail de thèse. Je suis heureux d'avoir fait ta rencontre.

Khaireddine, tu t'es impliqué autant qu'il l'était possible et tu as toujours été particulièrement bienveillant avec moi et pour cela je t'en remercie. Tu as toujours été ouvert à la discussion, tu m'as permis d'enrichir mon travail et tu as su te rendre disponible chaque fois que je te sollicitais.

Youri, ton aide, tes conseils, ton soutien et ta supervision dès mon MASTER ont été essentiels dans ma formation et dans le déroulement de cette thèse. Tu as été présent à chaque instant et tu as su me guider même à l'autre bout du monde et pour cela je t'en suis infiniment reconnaissant. Merci pour ton écoute, et pour avoir répondu à toutes mes sollicitations qu'importe les situations.

Je tiens à exprimer ma gratitude envers le programme ORION qui m'a soutenu depuis le MASTER 2 et accompagné pour mon stage au sein de la structure CARE. Une fois en thèse, j'ai alors pu prendre un rôle de doctorant-manager du club CARE. En accompagnant à mon tour des étudiants, j'ai pu me développer tant sur le plan professionnel qu'humain. J'ai une profonde reconnaissance pour ce dispositif et particulièrement pour le Dr HUNG Laurence ainsi que le Dr TAREK Mounir.

Au-delà du cadre académique, je tiens également à exprimer ma reconnaissance à celles et ceux qui, par leur présence et leur soutien, ont rendu ce parcours plus riche humainement. Je ne peux que remercier l'ensemble de mes collègues et amis de CARE, pour les projets communs, les échanges formels ou non, les doutes et les rires. Vous m'avez permis de vivre une thèse avec une saveur unique et cela n'a pas de prix.
Geoffrey et Clément je vous remercie pour votre collaboration dans ce projet de thèse. Clément, j'ai eu la chance d'être ton tuteur au cours de ton MASTER, tu es devenu mon collègue et tu es aujourd'hui un ami. Je suis heureux de te voir entrer en thèse à ton tour, je t'aiderai autant que tu en auras besoin et qu'il le sera possible, pour que ta thèse se déroule de la meilleure des manières. Geoffrey, tu t'es énormément impliqué dans ce projet, tu l'auras nourri de ton expérience et de ton expertise. Sans toi, je n'aurais jamais pu en arriver là. Je te suis particulièrement reconnaissant. Je vous remercie tous les deux d'avoir été là dès l'élaboration des fondements de ce projet, de m'avoir aidé sur chacune des expérimentations et jusqu'à la concrétisation des différentes études.

Dr PITTO Lorenzo et Dr FAVENNEC Arthur, je vous remercie pour les échanges, pour votre aide avec Opensim et pour toutes les réflexions que vous avez pu alimenter.
Kévin, Raphaël, Théo, je vous remercie profondément, vous m'avez permis de m'améliorer, vous m'avez soutenu et guidé. Vous m'avez permis de déconnecter quand j'en avais besoin, peut-être trop parfois selon certains, mais je ne regrette pas un instant et sans vous je n'en serais pas là aujourd'hui. C'est et ce sera toujours un plaisir de vous voir dans un autre cadre. Fred, le temps où nous tapions ensemble dans le ballon est bien loin, et pourtant c'est toujours aussi agréable de passer du temps avec toi, même si le cadre est différent. Je suis ravi de pouvoir travailler aujourd'hui avec toi.

Karine, je tenais à t'adresser un mot tout particulier. Ton soutien et la confiance que tu m'as toujours accordée ont compté bien plus que tu ne peux l'imaginer. Merci d'avoir cru en moi et d'avoir été présente à chaque étape de ce parcours.

Je souhaiterais remercier les participants aux expérimentations sans qui rien n'aurait pu aboutir. Je suis particulièrement reconnaissant envers Servane et l'ensemble des personnes ayant relayé les

informations relatives à ces recherches qui nous ont permis de recueillir la participation d'experts de la discipline.

Dylan, mon meilleur ami, tu auras passé un temps fou à m'écouter. Cette dernière année a été particulière et l'année à venir sera un tournant majeur pour toi, ce sera à mon tour d'être là pour toi. Sans toi, je n'aurais pas tenu le cap, tu as été un soutien précieux durant cette épreuve.
Merci également à mes amis et partenaires d'entraînement pour leur soutien et leur motivation constante.

Je tiens à exprimer ma plus profonde reconnaissance à mes proches, la fin de la thèse signifie que vous allez devoir me supporter à nouveau. À ma famille, Maman, Papa, Batiste, Lucas, Mamie, Nénène, Tonton, Fabien et à ceux partis trop tôt. Si j'en suis arrivé là c'est grâce à vous. Vous m'avez aidé à me construire, vous m'avez toujours accompagné, j'ai une chance inouïe de vous avoir. Merci à toute la famille Humbert, vous avez été et vous êtes toujours présents pour moi.

Elina, ces derniers mots te sont consacrés. Le meilleur pour la fin, et clairement qui d'autre que toi, pour finir cela. Tu es la seule à devoir me supporter jour et nuit. Tu donnes tout pour moi continuellement, que dire hormis merci. Je suis admiratif de ton endurance sans égal. Je pense que tu es encore aujourd'hui capable de réciter certaines de mes présentations à force de les avoir entendues. On va pouvoir retrouver un rythme, notre rythme, notre vie. La thèse n'est qu'une étape mais sa fin nous permettra de prendre un tout autre envol. Je te serai éternellement reconnaissant.

Liste des abréviations

1RM	Une répétition maximale
CDL	Soulevé de terre conventionnel
EMG	Électromyographie
FV	Force-vitesse
GRF	Forces de réaction au sol
IAP	Pression intra-abdominale
LD0	Charge à vitesse nulle (*Load at zero velocity*)
MCV	Vitesse concentrique moyenne (*Mean Concentric Velocity*)
MPV	Vitesse propulsive moyenne (*Mean Propulsive Velocity*)
MVC	Contraction maximale volontaire
MVT	Seuil minimal de vitesse (*minimal velocity threshold*)
PCV	Vitesse concentrique maximale (*Peak Concentric Velocity*)
ROM	Amplitude de mouvement
SDL	Soulevé de terre sumo
SPM	Statistical parametrical mapping

Table des matières

Remerciements ..... **I**

Liste des abréviations ..... **V**

Table des matières ..... **VII**

Légendes des figures ..... **XI**

Légendes des tableaux ..... **XIV**

Préambule : Introduction Générale **1**

1. Brève histoire des sports de force : Des origines antiques aux disciplines modernes 1

Chapitre I : Revue de littérature **5**

2. La force maximale en préparation physique 5

2.1. Les méthodes d'évaluation de la force maximale 8

2.2. Développement de la force maximale 12

3. Le soulevé de terre 12

3.1. Les principales structures sollicitées lors des soulevés de terre 15

3.1.1. Cheville 15

3.1.2. Genou 16

3.1.3. Hanche 16

3.1.4. Tronc et ceinture lombo-pelvienne 17

3.2. Le soulevé de terre et ses variantes 18

3.3. Seulement deux techniques compétitives : le soulevé de terre conventionnel et le soulevé de terre sumo 20

3.4. Comparaison cinématique 21

3.5. Comparaison cinétique 22

3.6. Comparaison électromyographique (EMG) 23

4. Le *core* 26

4.1. Définition anatomique 26

4.2. Définition du concept de « *Core Stability* » 27
4.3. La notion de *core* durant un soulevé de terre 28
4.3.1. Les demandes sur le tronc 28
4.3.2. La capacité de gainage 28
5. Les blessures 32
5.1. L'incidence et la prévalence des blessures 32
5.2. Les facteurs de risques sur le rachis 34
6. Influence de la morphologie individuelle : le rôle de l'anthropométrie 37
6.1. Vers une individualisation de la technique 37
6.2. Longueurs segmentaires et implications sur la performance 37
7. Problématique et objectifs généraux de la thèse 41
Chapitre II : Méthode générale 43
8. Sujets 43
9. Procédure expérimentale 43
9.1. Protocole d'échauffement et d'ajustement du 1RM 43
9.2. Analyse biomécanique à 85 % du 1RM 45
9.2.1. Acquisition des données 46
9.2.2. Traitement des données 48
9.2.3. Modélisation en dynamique inverse 50
Chapitre III : Études 51
10. Première étude : La comparaison cinétique, cinématique et EMG du soulevé de terre conventionnel et sumo 51
10.1. Introduction 52
10.2. Méthode 53
10.2.1. Détails spécifiques à la première étude 53
10.2.2. Analyse statistique 55
10.3. Résultats 55

10.3.1. Cinématique 55
10.3.1.1. Amplitude de mouvement 55
10.3.1.2. Angles articulaires : analyse SPM 56
10.3.2. Cinétique 58
10.3.2.1. Pics de moments de force articulaires 58
10.3.2.2. Moments de force articulaires : analyse SPM 59
10.3.3. EMG 62
10.3.3.1. Pic d'activité EMG 62
10.3.3.2. Analyse SPM des données EMG 62
10.4. Discussion 64
10.5. Conclusion 68
11. Deuxième étude : La place du *Core* en soulevé de terre, analyse cinématique, cinétique et EMG. 70
11.1. Méthode 72
11.1.1. Détails spécifiques à la seconde étude 72
11.1.2. Analyse statistique 74
11.2. Résultats 74
11.2.1. Cinématique 74
11.2.1.1. Valeurs pics et ROM 74
11.2.1.2. Analyse temporelle des données cinématiques 75
11.2.2. Cinétique 77
11.2.2.1. Pics de moments de force lombo-sacrée 77
11.2.2.2. Moments de force lombo-sacrée : analyse temporelle 77
11.2.3. EMG 78
11.2.3.1. Pic d'activité EMG 78
11.2.3.2. Analyse temporelle des données EMG 79
11.3. Discussion 82
11.4. Conclusion 88
12. L'influence de l'anthropométrie sur la cinétique articulaire en soulevé de terre ……..90
12.1. Méthode 92

12.1.1. Détails spécifiques à la troisième étude 92
Définitions des variables anthropométriques 92
Moments articulaires 93
12.1.2. Analyse statistique 93
12.2. Résultats 94
12.3. Discussion 96
12.4. Conclusion 99
Chapitre IV : Discussion générale, perspectives et conclusion 102
13. Discussion générale et perspectives 102
13.1. Nécessité de développer un modèle musculo-squelettique spécifique 105
13.2. Effet de la charge, puissance articulaire 107
14. Conclusion générale 108
Bibliographie 111
Annexes 136
1. Valorisation de la thèse 136
1.1. Article publié dans Frontiers in Bioengineering and Biotechnology : « Analyse biomécanique du soulevé de terre conventionnel et sumo » 136
2. Actes de congrès 149
2.1. 49ème congrès de la société de biomécanique 149
2.2. 30ème congrès du European College of Sport Sciences 155
Résumé de thèse pour le grand public 158
Public abstract 158
Résumé 159
Abstract 159

Légendes des figures

Figure 1 : Illustrations tirées de l'ouvrage de Hieronymus Mercurialis, De Arte Gymnastica, publié au seizième siècle, montrant des haltères, de lourdes plaques et plombs utilisés pour l'entraînement dans un gymnase de la Grèce antique (Todd, 1995)..... 1

Figure 2 : Schématisation de la composante morphologique musculaire : Ligne d'action musculaire, angle de pennation, section transversale anatomique (ACSA), et section transversale physiologique (PCSA). 6

Figure 3 : Principe de taille de Henneman d'après Kraemer et William 2012. Les unités motrices qui contiennent des fibres de type I (à contraction lente) représentés par les cercles bordeaux et de type II (à contraction rapide) représentés par les cercles jaunes sont organisées en fonction d'un facteur de « taille ». Les unités motrices à seuil bas sont recrutées en premier et ont une capacité de force inférieure à celle des unités motrices à seuil élevé. 7

Figure 4 : Exemple de protocole de 1RM D'après Sheppard et Tripplet dans Essentials of Strength Training and Conditioning 4th Edition (Chapter 17). 9

Figure 5 : Exemples de relations charge-vitesse d'après Hughes et al. 2019. (A) méthode MVT avec relation charge-vitesse (ligne noire pointillée), MVT (ligne noire) et score 1RM prédit (X). B) Méthode LD0 avec relation charge-vitesse (ligne noire pointillée), surestimation LD0 (ligne grise) et score 1RM prédit (X). C) Méthode force-vitesse avec relation FV (ligne noire pointillée), relation poids-vitesse (ligne grise solide) et score 1RM prédit (X) étiqueté. MVT = seuil de vitesse minimal ; 1RM = 1 répétition maximale ; FV = force-vitesse..... 10

Figure 6 : Schéma du continuum de répétition proposant que les adaptations musculaires soient obtenues de manière spécifique à la charge, d'après Schoenfeld et al. (2021). Répétition maximale (RM). 12

Figure 7 : Décomposition schématique d'un soulevé de terre. 13

Figure 8 : Schématisation des bras de levier principaux lors d'un soulevé de terre et d'un squat. 14

Figure 9 : schématisation de la loi d'Euler, d'après Kapandji (1994) 17

Figure 10 : comparaison de la proportion des records du monde IPF en 2016 en fonction de la catégorie de poids et de la position adoptée en soulevé de terre (MyStrengthBook.com, cité par strongerbyscience.com). 21

Figure 11 : Schéma d'une coupe transversale des muscles du Core issue du livre de Willardson (2024). 26

Figure 12 : Schéma anatomique du rachis, de la cage thoracique, du pelvis, des muscles abdominaux et des muscles érecteurs du rachis, illustrant deux mécanismes de stabilisation rachidienne : la co-contraction des abdominaux et des érecteurs du rachis (CC), l'augmentation de la pression intra-abdominale (IAP), et la combinaison des deux mécanismes (CC + IAP). Les ressorts linéaires représentent les muscles abdominaux et les muscles érecteurs du rachis, tandis qu'un piston pneumatique simulant la pression intra-abdominale est placé à mi-distance entre le pivot et le point d'attache du ressort abdominal. D'après Cholewicki et al. (1999). 30

Figure 13: Schématisation de l'influence de la longueur du membre supérieur et du tronc sur la position initiale au soulevé de terre. En vert sont des segments pouvant être caractérisés de longs et en rouge des segments pouvant être caractérisés de courts. 38

Figure 14 : Soulevé de terre conventionnel (a) et sumo (b) aux trois événements clés : décollage, passage des genoux et complétion du soulevé..... 45

Figure 15 : Placement des marqueurs sur les repères anatomiques du corps entier. 47

Figure 16 : Placement des EMG Placement des EMG sur le vastus lateralis ; le biceps femoris ; le gastrocnemius lateralis ; le tibialis anterior ; l'adductor magnus ; le gluteus maximus ; le gluteus medius ; les erector spinae lumbar au niveau de L3 ; et les erector spinae thoracis au niveau de T12 ; les obliquus externus ; le transversurs abdominus et obliquus internus ; les rectus abdominis. .. 48

Figure 17 : Emplacement des marqueurs sur les repères anatomique (a) et des capteurs EMG (b) sur les membres inférieurs. 54

Figure 18 : Analyse SPM des angles articulaires (°) au niveau de la cheville (a), du genou (b) et de la hanche (c) pendant les soulevés de terre conventionnels (CDL) et sumo (SDL) au cours des phases 1 et 2. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent des différences significatives ($p < 0,025$) entre les techniques. 57

Figure 19 : Analyse SPM des moments articulaires (Nm) au niveau de la cheville (a), du genou (b) et de la hanche (c) pendant les soulevés de terre conventionnels (CDL) et sumo (SDL) au cours des phases 1 et 2. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent des différences significatives ($p < 0,025$) entre les techniques. 61

Figure 20 : Analyse SPM des activités EMG normalisée (%) des muscles : Adductor Magnus (a), Gastrocnemius Lateralis (b), Gluteus Maximus (c), Gluteus Medius (d), et du Tibialis Anterior (e) durant le soulevé de terre conventionnel (CDL) et sumo (SDL) sur les phases 1 et 2. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent les différences significatives ($p<0,025$) entre les techniques. 63

Figure 21 : Analyse SPM de la courbure rachidienne lombaire (°) pendant les soulevés de terre conventionnels (CDL) et sumo (SDL) au cours des phases 1 et 2. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent des différences significatives ($p < 0,025$) entre les techniques. 76

Figure 22 : Analyse SPM de l'angle lombo-sacré (°) pendant les soulevés de terre conventionnels (CDL) et sumo (SDL) au cours des phases 1 et 2. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent des différences significatives ($p < 0,025$) entre les techniques. 76

Figure 23 : Analyse SPM de la courbure rachidienne lombaire (°) pendant les soulevés de terre conventionnels (CDL) et sumo (SDL) au cours des phases 1 et 2. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent des différences significatives ($p < 0,025$) entre les techniques. 77

Figure 24 : Analyse SPM des activités EMG normalisées (%) des erector spinae thoracis en CDL et SDL. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent les différences significatives ($p<0,025$) entre les techniques. 79

Figure 25 : Analyse SPM des activités EMG normalisées (%) des erector spinae lumbar en CDL et SDL. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent les différences significatives ($p<0,025$) entre les techniques. 79

Figure 26 : Analyse SPM de l'activités EMG normalisée (%) du gluteus maximus en CDL et SDL. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent les différences significatives ($p<0,025$) entre les techniques. 80

Figure 27 : Analyse SPM des activités EMG normalisées (%) des rectus abdominis en CDL et SDL. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent les différences significatives ($p<0,025$) entre les techniques. 80

Figure 28 : Analyse SPM des activités EMG normalisées (%) des obliquus externus en CDL et SDL. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent les différences significatives ($p<0,025$) entre les techniques. 81

Figure 29 : Analyse SPM des activités EMG normalisées (%) du transversus abdominis et de l'obliquus internus en CDL et SDL. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent les différences significatives ($p<0,025$) entre les techniques. 81

Légendes des tableaux

Tableau 1 : Vue d'ensemble des variations de soulevés de terre et des applications spécifiques, d'après les travaux de Bird & Barrington-Higgs (2010) et de Piper (2001). 19

Tableau 2 : Amplitude de mouvement (moyenne ± écart-type [min max]) pour la cheville, le genou et la hanche pendant les soulevés de terre conventionnels et sumo au cours des phases 1 et 2 dans les trois plans anatomiques. Les valeurs en gras indiquent des différences significatives ($p < 0,025$) entre les techniques au sein d'une même phase, telles que déterminées par des tests t de Student appariés. 56

Tableau 3 : Moments articulaires maximaux (moyenne ± écart-type) pour la cheville, le genou et la hanche lors des soulevés de terre conventionnels et sumo au cours des phases 1 et 2 dans les trois plans anatomiques. Moments articulaires maximaux (moyenne ± écart-type) pour la cheville, le genou et la hanche lors des soulevés de terre conventionnels et sumo au cours des phases 1 et 2 dans les trois plans anatomiques..... 59

Tableau 4 : Activité EMG normalisée (%MVC) dans les soulevés de terre conventionnels et sumo au cours des phases 1 et 2. Les valeurs en gras indiquent des différences significatives ($p < 0,025$) entre les techniques au sein d'une même phase, telles que déterminées par les tests de Wilcoxon. 62

Tableau 5 : Valeurs maximales et amplitude de mouvement (moyenne ± écart-type) de la courbure rachidienne lombaire et l'angle lombo-sacrée dans le plan sagittal au cours des deux phases du soulevé de terre conventionnel et sumo. Les valeurs en gras indiquent des différences significatives ($p < 0,025$) entre les techniques au sein d'une même phase. 75

Tableau 6 : Activité EMG normalisée (%MVC) dans les soulevés de terre conventionnels et sumo au cours des phases 1 et 2. Les valeurs en gras indiquent des différences significatives ($p < 0,025$) entre les techniques au sein d'une même phase. 78

Tableau 7 : Caractéristiques anthropométriques des participants. 94

Tableau 8 : Variables cinétiques et caractéristiques de performance normalisée moyennées (moyenne ± écart-type)..... 94

Tableau 9 : Corrélations entre les caractéristiques anthropométriques et la cinétique articulaire ainsi qu'à la performance relative au soulevé de terre conventionnel et sumo (n=30). Les valeurs en gras indiquent des corrélations significatives à $p < 0,05$. 95

Préambule : Introduction Générale

1. Brève histoire des sports de force : Des origines antiques aux disciplines modernes

L'intérêt pour la démonstration de force remonte à l'Antiquité. Des représentations de levées de charges sont retrouvées dans de nombreuses civilisations. Par exemple, dans la Grèce antique, les haltères étaient utilisés pour le saut en longueur mais servaient également d'outils de renforcement musculaire (Figure 1) (Todd, 1995).

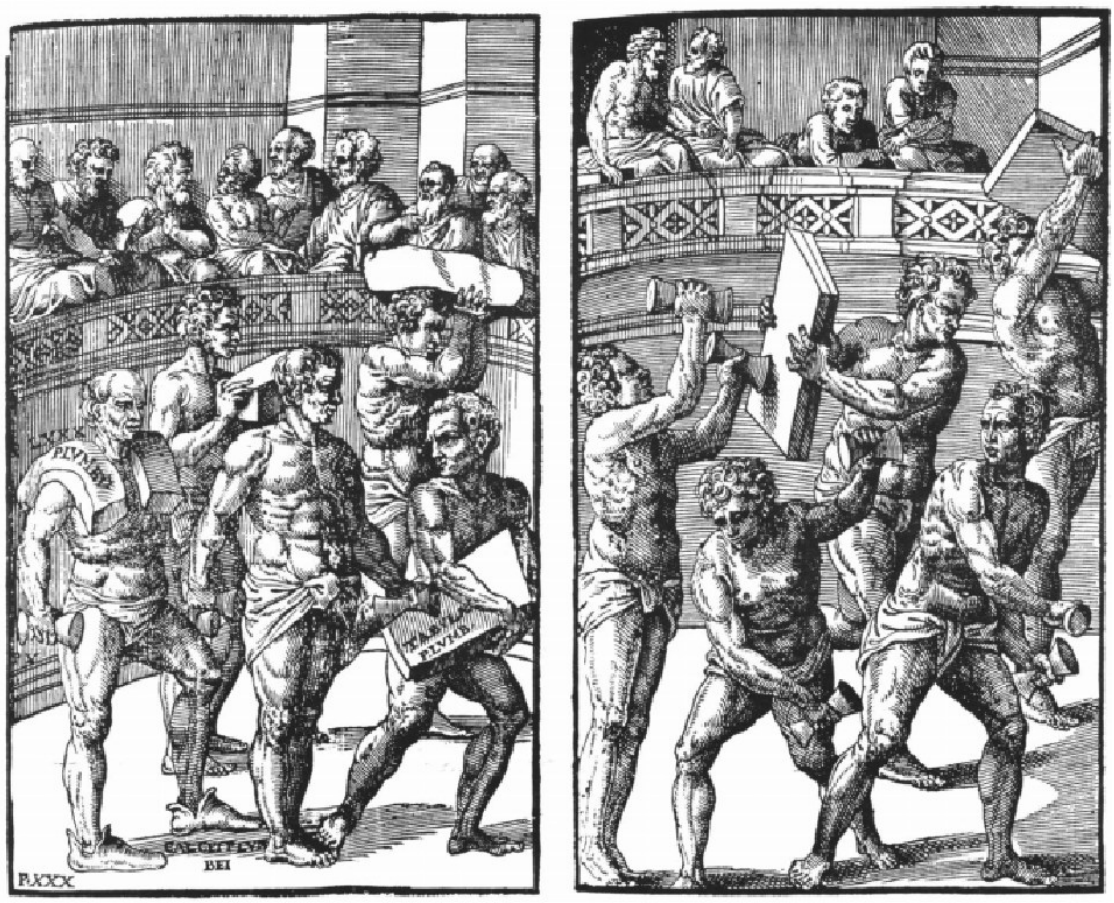


Figure 1 : Illustrations tirées de l'ouvrage de Hieronymus Mercurialis, De Arte Gymnastica, publié au seizième siècle, montrant des haltères, de lourdes plaques et plombs utilisés pour l'entraînement dans un gymnase de la Grèce antique (Todd, 1995).

Les compétitions de lutte, de lancer de disque, et d'épreuves de force témoignaient déjà de l'importance accordée aux qualités physiques dans les sociétés classiques. Comme ils l'ont fait pour la plupart des aspects de la culture grecque, les Romains ont copié leurs méthodes et leurs outils d'entraînement physique. De nature plus guerrière que les Grecs, les hommes romains s'entraînaient pour leur aptitude militaire plutôt que pour leurs prouesses athlétiques ou leur beauté physique (Todd, 1995). Des dessins découverts dans des tombes égyptiennes témoignent également de l'existence de pratiques d'entraînement avec des sacs de sable, préfigurant les formes de résistance contemporaines. Il en est de même pour l'Inde où les entraînements étaient associés pour les

aptitudes militaires et religieuses (Vedel, 2023). Des traditions similaires à la Grèce antique sont observées en Écosse avec les Highland Games, dont certaines épreuves comme le lancer de tronc ou les levées de pierres sont encore pratiquées aujourd'hui.

Au Moyen Âge et à la Renaissance, les défis de force, tels que le soulèvement de pierres ou d'objets lourds, étaient courants à travers l'Europe. Ces pratiques servaient de tests d'aptitude physique et de moyens d'acquérir le respect et l'admiration de leurs pairs, jetant ainsi les bases des pratiques modernes de levé de charge (Fabien, 2023). La fin du XIXe siècle marque une période charnière dans l'histoire de la musculation. Des démonstrations de force en public, l'essor des spectacles athlétiques et la diffusion de systèmes d'exercices à l'aide d'haltères ou de poulies favorisent l'émergence d'une pratique plus encadrée et accessible au grand public. Ces pratiques, initialement centrées sur la performance individuelle ou l'exhibition, évoluent progressivement vers des formes plus méthodiques, intégrant des notions de progression, de répétition et de structuration des charges. Cette période marque l'émergence des premiers gymnases commerciaux en Europe et aux États-Unis, où l'entraînement avec charges devenait progressivement une pratique codifiée. Todd (1995) souligne que ces lieux étaient souvent accompagnés de manuels et de revues proposant des méthodes d'exercice, contribuant ainsi à la formalisation de la musculation moderne et visant à vulgariser l'entraînement physique à des fins de santé, d'esthétique ou de performance (Todd, 1995). Cette dynamique amorce la transition entre des traditions empiriques et une approche rationnelle du développement de la force, préfigurant la naissance des disciplines modernes de force athlétique.

L'haltérophilie en tant que sport de compétition formalisé a fait ses débuts aux premiers Jeux olympiques d'Athènes et devient une discipline olympique dès 1896, mais ses formes modernes (avec les mouvements d'arraché et d'épaulé-jeté) sont stabilisées en 1928. La force athlétique, quant à elle, se structure plus tard, dans les années 1950, aux États-Unis et au Royaume-Uni. Elle regroupe trois mouvements spécifiques (« The Basics of Powerlifting », s. d.):

- **Le squat** : le mouvement débute avec l'individu en position debout, la barre chargée reposant sur ses épaules. À l'ordre de l'arbitre, le mouvement commence : le sportif fléchit les genoux et les hanches pour atteindre une position accroupie, les hanches légèrement en dessous de la position parallèle avant de revenir en position érigée. À la commande des arbitres, la barre est remise sur le rack et le mouvement est terminé.
- **Le développé couché** : en position allongée, le dos appuyé sur le banc, l'individu prend la barre chargée à bout de bras. Au commandement de l'arbitre, la barre est abaissée jusqu'au contact de la poitrine. La barre doit rester immobile sur la poitrine jusqu'à ce que l'arbitre

donne le signal "press". L'athlète pousse la barre vers le haut jusqu'à ce que les bras soient tendus et les coudes verrouillés. L'arbitre annonce alors "rack" marquant la fin de l'essai lorsque la barre est replacée dans le rack.

- L**e soulevé de terre** : l'athlète saisit la barre reposant au sol. Il l'élève jusqu'à la position debout, les genoux verrouillés et les épaules en arrière, la barre étant maintenue à bout de bras. Au signal des arbitres, la barre est ramenée au sol de manière contrôlée, marquant la fin du mouvement.

Le soulevé de terre est le premier exercice apparu dans la discipline. Il a notamment été popularisé dans les années 1920 par l'haltérophile olympique, Herman Goerner, avant d'être progressivement adopté comme exercice d'assistance. Le squat a ensuite été mis en avant dans les années 1930, notamment par Alfred Pallavicini, puis Milo Steinborn et Bert Assirati. Enfin, le développé couché a d'abord été utilisé pour la rééducation des soldats blessés après la Seconde Guerre mondiale avant de connaître un essor significatif dans les années 1950 avec Dough Hepburn et Marvin Eder (Dunn, 2018)

Contrairement à l'haltérophilie, la force athlétique se concentre exclusivement sur la force maximale, sans composante explosive ou balistique. La première compétition non officielle de force athlétique est organisée en 1964, suivie dès 1965 par la tenue de la première compétition officielle aux États-Unis. En 1972, la International Powerlifting Federation (IPF) est fondée, codifiant les règles à l'échelle internationale (IPF, 2024). Le sport s'est ensuite développé à l'échelle mondiale, avec les premiers championnats du monde féminins organisés en 1980. Durant un long moment, seules les compétitions équipées existaient et c'est depuis 2013 qu'une division classique a été établie avec des compétitions sans équipement d'assistance, n'autorisant qu'un équipement de soutien minimal (ceinture, genouillères et bandes de poignet). Ainsi, la discipline s'est diversifiée en de nombreuses fédérations (« Powerlifting Federations », 2025). La Fédération Internationale de Powerlifting (IPF) est la plus importante et sans doute la fédération de force athlétique la plus répandue. De nombreuses autres fédérations utilisent ses règles dont la Fédération Française de force. Les différences majeures avec les autres fédérations réside dans la présence de test anti-dopage ce que certaines fédérations ne font pas, et le fait d'organiser des compétitions autorisant ou non les équipements d'assistance (équipé ou classique). Malgré son essor, cette discipline n'a pas été intégrée au programme olympique, mais elle figure néanmoins au programme des jeux paralympiques. Les sports de force ne se limitent toutefois pas à l'haltérophilie et à la force athlétique, ils incluent également des compétitions de strongman, qui rappellent l'entraînement des guerriers antiques en impliquant le déplacement d'objets exceptionnellement lourds et souvent non conventionnels.

En France, la force athlétique est encadrée par la Fédération française de force et reconnue comme une discipline structurée en catégories d'âge et de poids, accessible dès 14 ans. Les mouvements issues de la force athlétique et d'haltérophilie sont utilisés par les athlètes dans de nombreux sports comme outil d'entraînement transversal pour augmenter leurs capacités physiques et améliorer leurs performances (McGuigan et al., 2012). En parallèle, l'usage des mouvements de force s'est étendu à des domaines connexes :

- La préparation physique générale (sports collectifs, sports de combat),
- La réathlétisation post-blessure,
- La prévention des troubles musculo-squelettiques, notamment lombaires.

Parmi les trois mouvements, le soulevé de terre occupe une place singulière à l'intersection des traditions historiques de démonstration de force et des applications contemporaines. Il s'agit d'un des rares mouvements permettant d'évaluer la capacité de production de force maximale à partir d'une position statique, sans phase excentrique préalable ni impulsion initiale et implique la mobilisation d'un grand nombre de groupes musculaires. Il requiert une coordination des membres inférieurs et du tronc afin d'assurer un transfert de force avec une charge tenue à bout de bras. Escamilla et al. (2000) montrent, en effet, que cet exercice génère des moments articulaires importants au niveau des hanches, genoux et chevilles, et implique une forte mobilisation des muscles du tronc pour contrôler la flexion lombaire. Ainsi, ce caractère concentrique pur, associé à une cinématique complexe, qui met en jeu le corps dans son ensemble, fait de ce mouvement un outil d'analyse privilégié pour étudier les interactions entre stratégie de levée, morphologie segmentaire, activation neuromusculaire et distribution des contraintes mécaniques. Par ailleurs, son recours généralisé en musculation, en préparation physique, ainsi qu'en réathlétisation accentue son intérêt scientifique. De plus, sa codification dans le cadre de la force athlétique, avec des règles standardisées telles que celles mentionnées précédemment, en fait un mouvement reproductible et analysable dans un contexte expérimental.

L'entraînement en force a évolué d'une pratique empirique et symbolique vers une discipline codifiée, structurée et analysée sur le plan scientifique. La force athlétique et plus particulièrement le soulevé de terre sont devenus des modèles de choix pour étudier la force humaine, notamment sous les aspects biomécaniques, neuromusculaires et fonctionnels. Cette thèse s'inscrit dans cette perspective, en visant à comprendre comment les techniques de soulevé de terre impactent le système musculo-squelettique et les performances associées, en s'appuyant sur une analyse détaillée, contextualisée et transposable à l'entraînement moderne

Chapitre I : Revue de littérature

2. La force maximale en préparation physique

Au sein du sport moderne, la préparation physique générale occupe une place centrale dans le développement de la performance, indépendamment du niveau de pratique. Le développement des qualités physiques fondamentales constitue en effet un objectif prioritaire dans de nombreuses disciplines sportives qu'elles soient collectives ou individuelles, comme le rugby, l'haltérophilie ou l'athlétisme, qu'elles soient pratiquées en loisir ou à haut niveau (Piper & Waller, 2001). Parmi ces qualités, la force musculaire, définie comme la capacité du système neuromusculaire à produire une tension contre une résistance, constitue la qualité physique fondamentale à partir de laquelle se développent d'autres composantes telles que la puissance, la vitesse et la stabilité. Un niveau élevé de force musculaire maximale est étroitement lié à l'amélioration de la puissance, de la vitesse et contribue à la prévention des blessures (Suchomel et al., 2016).

La force musculaire est transmise aux os par les tendons, générant un moment de force au niveau de l'articulation. Ce moment de force interne est le produit de la force musculaire et de son bras de levier, défini comme la distance perpendiculaire entre l'axe de rotation de l'articulation et la ligne d'action de la force musculaire. Lorsque le moment interne est supérieur au moment de résistance externe, imposé par la charge et la gravité, le mouvement peut être généré dans la limite de la mobilité articulaire. La force musculaire repose sur deux composantes principales, une composante morphologique et la seconde neurologique (Folland & Williams, 2007) :

1. **<u>La composante morphologique</u>** (Figure 2) :
    a. **La taille de la section musculaire :** La section transversale anatomique (*Anatomical cross-sectional are*a, ACSA), mesurée perpendiculairement à l'axe longitudinal du muscle, est corrélée à la force produite, mais tend à sous-estimer la capacité de la force des muscles pennés (Fukunaga et al., 2001). En revanche, la section transversale physiologique (*Physiological Cross-Sectional Area*, PCSA) est davantage corrélée à la capacité de production de force (Bamman et al., 2000; Fukunaga et al., 2001). Cela peut s'expliquer par le fait que la PCSA est perpendiculaire à l'axe des fibres musculaires et non à l'axe du muscle. Des fibres plus grosses produisent plus de force interne en raison d'une augmentation du tissu contractile (Bamman et al., 2000; Trezise & Blazevich, 2019).
    b. **L'angle de pennation musculaire :** Il correspond à l'orientation des fibres par rapport à la ligne d'action du muscle, définie comme l'axe reliant l'origine et

l'insertion musculaire. Un angle de 0° correspond à une absence de pennation. L'hypertrophie musculaire serait liée à une augmentation de l'angle de pennation (Kanehisa et al., 2002; Kawakami et al., 1995; Reeves et al., 2004; Trezise & Blazevich, 2019). Des angles de pennation plus importants améliorent l'effet de levier interne des fibres musculaires et augmentent ainsi la production de force (Folland & Williams, 2007).

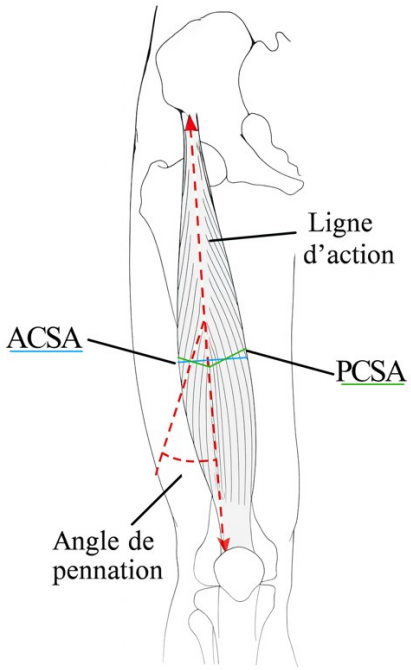


Figure 2 : Schématisation de la composante morphologique musculaire : Ligne d'action musculaire, angle de pennation, section transversale anatomique (ACSA), et section transversale physiologique (PCSA).

c. **La matrice de tissu conjonctif :** Elle est composée de l'épimysium entourant les muscles, du périmysium entourant les faisceaux musculaires et de l'endomysium entourant les fibres musculaires et pourrait jouer un rôle dans la transmission de la force vers les tendons (Street, 1983).

d. **La rigidité tendineuse :** L'augmentation de la rigidité sous l'effet de la charge (Reeves et al., 2003) améliore la transmission de la force et favorise sont développement (Bojsen-Møller et al., 2005).

2. **<u>La composante neurologique</u>** :

a. **L'adaptation neuronale :** Elle pourrait augmenter la force par une augmentation de la fréquence d'activation des motoneurones et donc une activation d'un plus grand nombre d'unités motrices (Jenkins et al., 2017). Il est suggéré qu'une personne non entraînée ne pourrait pas activer ses muscles complètement (Dudley et al.,

1990). Ainsi, avec un entraînement à forte charge, l'activation musculaire pourrait augmenter par le biais d'un meilleur recrutement des unités motrices ou d'une plus grande fréquence d'activation des motoneurones (Folland & Williams, 2007). Le nombre d'unités motrices recrutées dépend de l'amplitude et de la fréquence du potentiel d'action. Comme chaque muscle possède une grande variété d'unités motrices de tailles différentes, celles-ci sont recrutées par ordre croissant de taille, selon le « principe de taille de Henneman » (Henneman, 1957, 1985).

Lorsque l'activation musculaire est très faible, seules les unités motrices les plus petites entrent en action, produisant une force minimale. Avec l'augmentation du niveau d'activation, les unités motrices plus volumineuses atteignent à leur tour leur seuil de recrutement, ce qui accroît progressivement le nombre d'unités actives et, par conséquent, la force et la puissance développées. Une fois que toutes les unités motrices du muscle sont sollicitées, la force produite atteint son maximum, ce principe est illustré dans la Figure 3 (Kraemer & Looney, 2012).

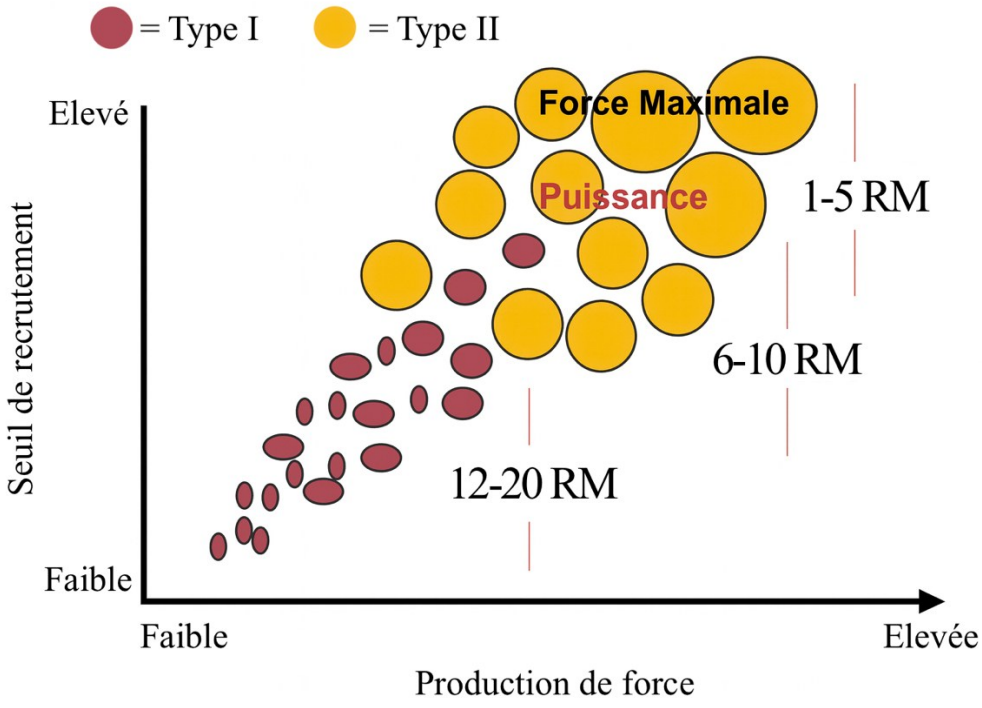


Figure 3 : Principe de taille de Henneman d'après Kraemer et William 2012. Les unités motrices qui contiennent des fibres de type I (à contraction lente) représentés par les cercles bordeaux et de type II (à contraction rapide) représentés par les cercles jaunes sont organisées en fonction d'un facteur de « taille ». Les unités motrices à seuil bas sont recrutées en premier et ont une capacité de force inférieure à celle des unités motrices à seuil élevé.

b. **La coordination des muscles agonistes et antagonistes :** L'entraînement en résistance contribuerait à améliorer la coordination intermusculaire, notamment

avec une diminution de la co-activation des muscles antagonistes au mouvement à mesure que l'expérience de pratique augmente (Balshaw et al., 2019).

Le développement de la force maximale est devenu un objectif prioritaire dans la conception des programmes d'entraînement visant à optimiser la performance tout en réduisant les risques de blessures (Suchomel et al., 2016). Aujourd'hui, la majorité des athlètes de haut niveau, quelle que soit leur activité sportive, bénéficie de l'expertise d'un préparateur physique en complément de leur entraîneur principal. Ce dernier a notamment pour mission de développer la masse et la force musculaire, en particulier via le renforcement des principaux groupes musculaires tels que ceux des hanches, des cuisses et du dos. Pour cela, des exercices polyarticulaires comme le soulevé de terre ou le squat sont fréquemment utilisés (Escamilla et al., 2000).

2.1. Les méthodes d'évaluation de la force maximale

La quantification précise du 1RM est indispensable pour individualiser les intensités d'entraînement. Le 1RM correspond à la charge maximale qu'un individu peut déplacer une seule fois sur toute l'amplitude du mouvement. Son évaluation directe est reconnue comme méthode fiable, indépendamment de l'expérience de l'athlète, du sexe, de l'âge ou du groupe musculaire sollicité (Grgic et al., 2020). Néanmoins ce protocole n'est pas recommandé pour des personnes novices. Il repose sur une série d'essais à charges croissantes jusqu'au moment où le sujet ne parvient plus à produire un mouvement complet (Niewiadomski et al., 2008). Il existe différentes procédures, basées sur ce principe de charges incrémentales, pour déterminer précisément le 1RM comme l'illustre la Figure 4 (Sheppard & Triplett, 2016, Chapitre 17).

Toutefois, cette approche chronophage peut entraîner un stress excessif sur les structures musculo-squelettiques et également le système cardiovasculaire (Brzycki, 1993). De plus, la fatigue accumulée au fil des répétitions peut altérer la performance, nécessitant ainsi des périodes de récupération prolongées (Niewiadomski et al., 2008). Chez les pratiquants novices, la conservation d'une technique correcte à charge maximale peut s'avérer difficile, augmentant ainsi le risque de blessure (Niewiadomski et al., 2008; Sheppard and Triplett, 2016). Pour ces raisons, des alternatives basées sur des répétitions à charges sous maximales ont été développées, à l'aide des estimations basées sur des formules de prédiction telles que celle de Brzycki ; Epley ; Lombardi ou encore O'Connor et al. (Brzycki, 1993; Epley, 1985; Lombardi, 1989; O'Connor et al., 1989). Toutefois, la précision donnée par ces formules dépend fortement de l'exercice réalisé, de la tolérance du sujet

à la répétition, ainsi que du nombre de répétitions effectuées. En effet, lorsque l'intensité relative diminue et que le nombre de répétitions augmente, l'erreur moyenne relative tend à croître (Wood et al., 2002).

Protocole de test de 1RM

1. Demander à l'athlète de s'échauffer avec une charge légère permettant d'effectuer facilement 5 à 10 répétitions.
2. Accorder une pause d'1 minute.
3. Estimer une charge d'échauffement permettant de réaliser 3 à 5 répétitions, en ajoutant :
    - 4 à 9 kg (ou 5 à 10 %) pour un exercice du haut du corps
    - 14 à 18 kg (ou 10 à 20 %) pour un exercice du bas du corps
4. Accorder une pause de 2 minutes.
5. Estimer une charge proche du maximum permettant d'effectuer 2 à 3 répétitions, en ajoutant :
    - 4 à 9 kg (ou 5 à 10 %) pour le haut du corps
    - 14 à 18 kg (ou 10 à 20 %) pour le bas du corps
6. Accorder une pause de 2 à 4 minutes.
7. Augmenter la charge de:
    - 4 à 9 kg (ou 5 à 10 %) pour le haut du corps
    - 14 à 18 kg (ou 10 à 20 %) pour le bas du corps
8. Demander à l'athlète de tenter une répétition maximale (1RM).
9. Si l'athlète réussit, accorder une pause de 2 à 4 minutes, puis revenir à l'étape 7 pour tenter une charge plus lourde.

   Si l'athlète échoue, accorder une pause de 2 à 4 minutes, puis réduire la charge de :
    - 2 à 4 kg (ou 2,5 à 5 %) pour le haut du corps
    - 7 à 9 kg (ou 5 à 10 %) pour le bas du corps

   Ensuite, retourner à l'étape 8.

Répéter les étapes 7 à 9 jusqu'à ce que l'athlète réussisse une seule répétition avec une technique correcte. Idéalement, le 1RM est déterminé en 3 à 5 séries de test.

Figure 4 : Exemple de protocole de 1RM D'après Sheppard et Tripplet dans Essentials of Strength Training and Conditioning 4th Edition (Chapter 17).

Une alternative serait d'estimer la force maximale à l'aide des données de vitesse en temps réel, à condition que l'individu exécute l'exercice à vitesse maximale (González-Badillo et al., 2014). L'utilisation de la vitesse pour suivre et ajuster les intensités d'entraînement se démocratise. Grâce

à l'établissement des profils charge-vitesse individualisés (*Load–Velocity Relationship*, LVR), il est possible d'estimer de manière fiable le 1RM sans recourir à des charges maximales, réduisant ainsi la fatigue et le risque de blessure (Nieto-Acevedo et al., 2023). Actuellement, il existe trois méthodes de prédiction du 1RM à l'aide des relations charge-vitesse (Figure 5) (Marston et al., 2022) :

- **Le seuil minimal de vitesse** (*Minimal Velocity Threshold*, **MVT**) : Cette méthode est basée sur l'idée que la vitesse associée au 1RM, communément appelée MVT, est constante pour un individu et pour un même exercice. Par la suite, l'équation de régression linéaire est établie, à partir de la relation charge-vitesse d'un individu, puis résolue pour que l'intersection avec la valeur seuil de vitesse permette d'estimer le 1RM (Banyard et al., 2017). Autrement dit, l principe de la méthode de MVT repose sur l'interpolation de la vitesse minimale nécessaire pour réaliser un mouvement donné, déterminée par le point d'intersection entre la courbe linéaire du profil charge-vitesse et la valeur seuil de vitesse (Fernandes et al., 2021; García-Ramos, 2023; Lopes Dos Santos et al., 2022; Morán-Navarro et al., 2021).
- **La charge à vitesse nulle** (*Load at Zero Velocity*, **LD0**) : Cette méthode estime le 1RM en extrapolant la charge théorique correspondant à une vitesse nulle (V0) obtenue à partir de l'équation de la relation charge-vitesse individuelle (Jidovtseff et al., 2011).
- La relation **force-vitesse** (*Force–Velocity*, **FV**) : Cette méthode prend en considération les mesures de force et de vitesse pour déterminer l'intersection de la relation FV et poids-vitesse d'un individu (calculée en multipliant les charges utilisées par 9,81$m \cdot s^{-1}$) (Picerno et al., 2016).

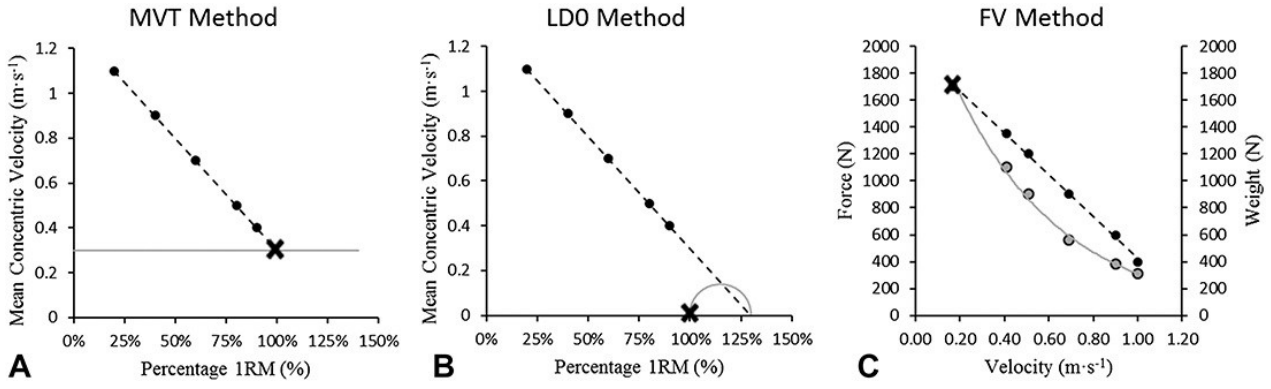


Figure 5 : Exemples de relations charge-vitesse d'après Hughes et al. 2019. (A) méthode MVT avec relation charge-vitesse (ligne noire pointillée), MVT (ligne noire) et score 1RM prédit (X). B) Méthode LD0 avec relation charge-vitesse (ligne noire pointillée), surestimation LD0 (ligne grise) et score 1RM prédit (X). C) Méthode force-vitesse avec relation FV (ligne noire pointillée), relation poids-vitesse (ligne grise solide) et score 1RM prédit (X) étiqueté. MVT = seuil de vitesse minimal ; 1RM = 1 répétition maximale ; FV = force-vitesse.

Trois paramètres de vitesse sont généralement employés pour établir ces profils (Marston et al., 2022; Morán-Navarro et al., 2021) :

- La vitesse concentrique moyenne (*Mean Concentric Velocity*, MCV),
- La vitesse concentrique maximale (*Peak Concentric Velocity*, PCV)
- Et la vitesse propulsive moyenne (*Mean Propulsive Velocity*, MPV).

La MCV et la PCV représentent respectivement la vitesse moyenne et maximale atteintes sur l'ensemble de la phase concentrique, tandis que la MPV se concentre uniquement sur la phase d'accélération jusqu'au point où l'accélération passe sous $-9{,}81\ m \cdot s^{-2}$, excluant ainsi la phase de décélération souvent présente en fin de mouvement. Dans les exercices non balistiques comme le soulevé de terre, la MPV est privilégiée pour sa meilleure représentativité et sa fiabilité (Marston et al., 2022).

Dans le cas du soulevé de terre, par exemple, deux études confirment l'existence d'une relation linéaire robuste entre la charge et la vitesse, avec des ajustements encore meilleurs lorsqu'ils sont établis de manière individuelle donc en adaptant le seuil de manière spécifique à chacun ($R^2 \approx 0{,}97$ contre $R^2 \approx 0{,}91–0{,}93$ avec des profils génériques) (Benavides-Ubric et al., 2020; Lopes Dos Santos et al., 2022). Selon Benavides-Ubric et al., (2020), la fiabilité serait meilleure en utilisant la MPV (erreur relative < 3 %) en comparaison avec la MV et la PCV.

Concernant les protocoles de mesure, les approches multipoints (plusieurs mesures à différentes charges) et deux points (deux mesures à des charges extrêmes) donnent toutes deux de bons résultats, mais certaines combinaisons de charges dans la méthode deux points (par exemple 40–90 % du 1RM) maximisent la précision de la prédiction (R^2 jusqu'à 0,945 en soulevé de terre et squat) (Çetin et al., 2022). Toutefois, la validité de ces méthodes peut varier en fonction de plusieurs paramètres : la population étudiée (niveau et sexe), l'exercice testé, le matériel de mesure, la plage de charges utilisées, la métrique de vitesse retenue et le choix du modèle de régression (Marston et al., 2022).

Si ces approches présentent l'avantage de limiter la fatigue et de réduire le risque lié à l'utilisation de charges maximales, elles requièrent néanmoins une technique stable et reproductible, ainsi qu'un contrôle strict des conditions expérimentales, pour garantir une estimation fiable du 1RM.

2.2. Développement de la force maximale

Le recours à des charges lourdes, généralement définies comme des charges supérieures à 80 % du 1RM, est recommandé pour favoriser le développement de la force maximale selon les composantes précédemment explicitées. Comme le relève Schoenfeld et al., (2021), l'entraînement en force à haute intensité de charge améliorerait les adaptations neuromusculaires facilitant la production de force. Plusieurs études soutiennent que les intensités supérieures à 80 % du 1RM sont les plus efficaces dans ce processus, caractérisé par un continuum relatif aux nombres de répétitions vis-à-vis du pourcentage de répétitions maximales (RM) (Figure 6) (Schoenfeld et al., 2021; Sheppard & Triplett, 2016, Chapitre 17).

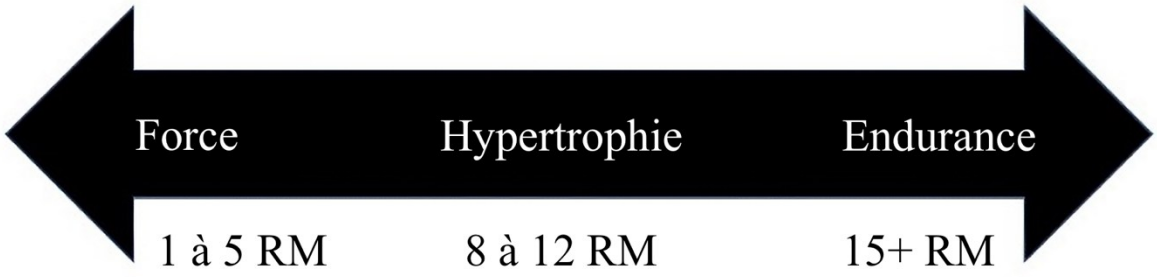


Figure 6 : Schéma du continuum de répétition proposant que les adaptations musculaires soient obtenues de manière spécifique à la charge, d'après Schoenfeld et al. (2021). Répétition maximale (RM).

Ainsi, l'utilisation de charges avoisinant 85 % du 1RM est souvent considérée comme la stratégie optimale pour induire des adaptations neuromusculaires favorables au développement de la force maximale (Peterson et al., 2004). Cependant, Spencer & Croiss (2015), suggèrent qu'un entraînement avec des charges inférieures à 90 % du 1RM serait préférable dans certains exercices, notamment le soulevé de terre, pour limiter le risque de blessure au niveau du rachis lombaire (Spencer & Croiss, 2015). Cependant, une charge à 90 % du 1RM entraîne un pic de production de force plus important (Lawson et al., 2021). Ainsi, une fourchette entre 80 et 90 % serait idéale pour favoriser le développement de la force maximale.

3. Le soulevé de terre

Dans le cadre du développement de la force maximale, on retrouve des disciplines dites de « force » qui offrent des modèles particulièrement intéressants pour étudier les mécanismes de production de force dans des conditions contraignantes. La force athlétique, caractérisée par trois mouvements fondamentaux : le squat, le développé couché et le soulevé de terre, la force athlétique mobilise ainsi l'ensemble du corps à travers ses différentes chaînes musculaires. Cette pratique repose sur

l’utilisation de charges exogènes, de manière sous maximale en entraînement et maximale lors des compétitions.

Parmi ces trois mouvements, le soulevé de terre revêt un intérêt tout particulier du fait de sa forte implication de la chaîne postérieure et du tronc. Il consiste à soulever une barre chargée posée au sol depuis une position fléchie en mobilisant une extension des chevilles, des genoux, des hanches et une inclinaison du tronc, jusqu’à une position érigée (Figure 7) (Haff et al., 2016; Vitanza, 2018). Le mouvement est décrit à travers trois événements clés (Escamilla et al., 2000; Hales et al., 2009; Jovanović et al., 2021; McGuigan & Wilson, 1996). Le premier événement, le décollage de la barre (« *lift-off* »), se produit lorsque l'athlète génère une force suffisante pour soulever la barre du sol. Le second, le passage des genoux (« *knee passing* »), est défini comme l'instant où la barre franchit les genoux. Enfin, le troisième, la fin du mouvement (« *lift completion* »), est atteint lorsque l'athlète adopte une position entièrement redressée avec les hanches et les genoux en extension, accompagnée d'une rétraction scapulaire (Hales et al., 2009).

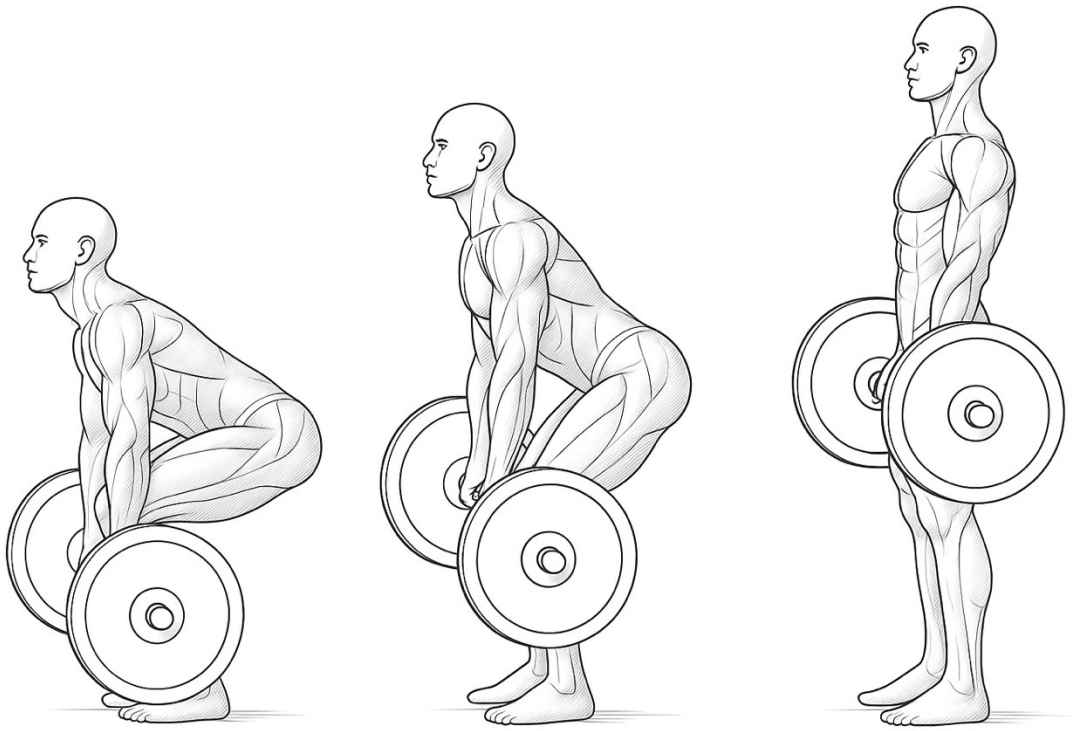


Figure 7 : Décomposition schématique d'un soulevé de terre.

Contrairement au squat et au développé couché, le soulevé de terre se distingue des autres par l’absence de phase excentrique initiale, ce qui limite l’apport de l’énergie élastique passive. Cet exercice polyarticulaire implique l’extension coordonnée des chevilles, des genoux, des hanches et du tronc. Toutefois, les contraintes articulaires diffèrent de celles observées au squat. En effet, la

position antérieure de la barre, notamment lorsqu'elle reste proche du tibia jusqu'au passage du genou, réduit quasiment à néant le bras de levier externe des extenseurs du genou. À l'inverse, la demande mécanique est augmentée au niveau de la hanche en raison d'un bras de levier plus important (Figure 8) (Choe et al., 2021; Escamilla et al., 2000). Ces observations doivent toutefois être nuancées selon les variantes du soulevé de terre. En effet, l'utilisation d'une barre hexagonale modifie significativement les contraintes articulaires en autorisant une position plus antérieure des genoux. Cette configuration entraîne une augmentation du bras de levier au niveau du genou et une réduction concomitante de celui de la hanche, induisant ainsi une sollicitation accrue des quadriceps (Gundersen, 2024; Swinton et al., 2011).

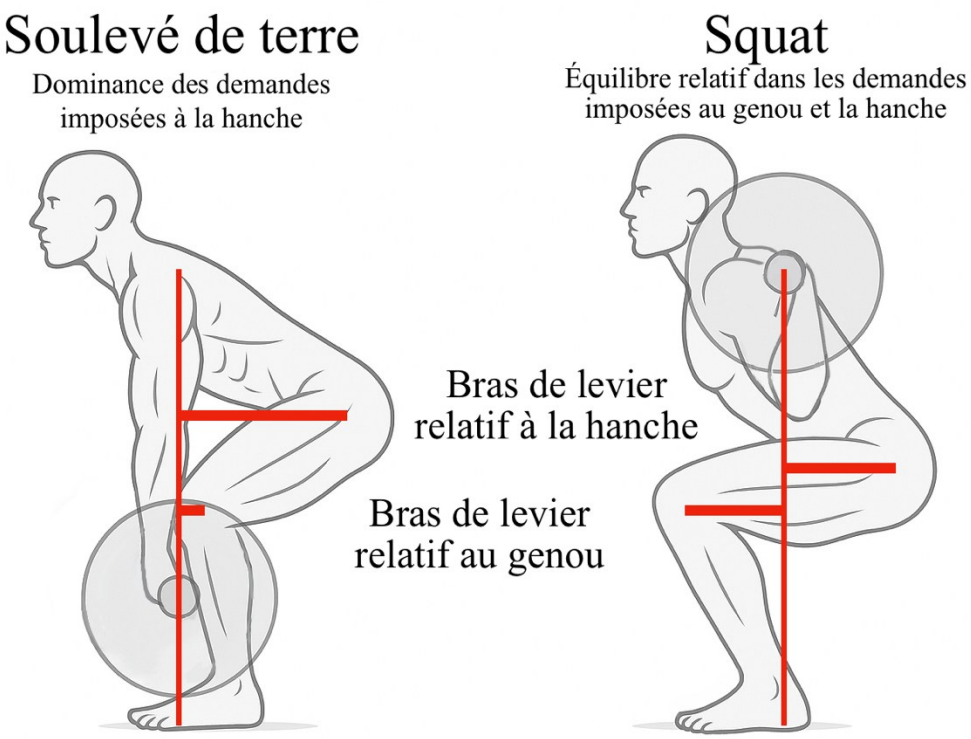


Figure 8 : Schématisation des bras de levier principaux lors d'un soulevé de terre et d'un squat.

Le soulevé de terre en raison de son caractère polyarticulaire, de sa capacité à recruter de larges masses musculaires et de la manipulation de charges lourdes, constitue un exercice de référence pour le développement de la force et de la coordination intersegmentaire (Bird & Barrington-Higgs, 2010; Pratt et al., 2020). Au-delà de leurs effets sur la performance, les exercices de résistance avec charges lourdes comme le soulevé de terre induirait plusieurs adaptations physiologiques et fonctionnelles :

- **Amélioration de la densité osseuse :** observée chez les adolescents, les adultes et les personnes âgées (Almstedt et al., 2011; Lloyd et al., 2016; Maddalozzo et al., 2007; Walters

et al., 2012), cette adaptation résulterait de l'augmentation des contraintes mécaniques, qui stimule l'activité des ostéoblastes et favorise le dépôt de matrice osseuse, améliorant ainsi la densité minérale, en particulier dans les zones soumises à de fortes contraintes telles que le rachis lombaire, le fémur et le tibia comme suggéré par le modèle du mechanostat (Frost, 2003).

- **Prévention des troubles lombaires :** le renforcement des extenseurs lombaires et de la chaîne postérieure augmente la tolérance mécanique du rachis et contribue à la prévention des douleurs lombaires et à l'amélioration du contrôle moteur postural (Berglund et al., 2015; Lane & Mayer, 2017; Steele et al., 2015).
- **Développement de la force musculaire :** le soulevé de terre favorise une augmentation significative de la force maximale (Crewther et al., 2016; Martín-Fuentes et al., 2020; Nigro & Bartolomei, 2020), comme explicité en section 2 de ce chapitre.
- **Développement des qualités explosives :** le soulevé de terre contribue au développement de l'explosivité et de la hauteur de saut, ce qui se traduit par un transfert vers les performances de puissance (Nigro & Bartolomei, 2020; Thompson et al., 2015).

3.1. Les principales structures sollicitées lors des soulevés de terre

Le soulevé de terre est un mouvement polyarticulaire qui sollicite l'ensemble du corps. Il met en jeu différentes structures osseuses et articulaires dont : les chevilles, les genoux, les hanches et le rachis. Cet exercice mobilise de manière coordonnée plusieurs groupes musculaires répartis sur l'ensemble du corps. La répartition de l'activité musculaire peut être analysée par articulation, en fonction de leur contribution mécanique au mouvement et de leurs actions spécifiques.

3.1.1. Cheville

Le complexe de l'articulation de la cheville est composé de l'articulation subtalaire, de l'articulation talocrurale et de l'articulation talo calcanéo naviculaire (Brockett & Chapman, 2016). Ce complexe permet des mouvements de flexion plantaire et de dorsiflexion dans le plan sagittal ; d'abduction-adduction dans le plan transversal ainsi qu'une inversion-éversion dans le plan frontal (Zwipp & Randt, 1994). Les muscles *gastrocnemius* et *soleus* ont une action de flexion plantaire tandis que le *tibialis anterior* est fléchisseur dorsal et inverseur du pied. Les études EMG confirment une activité modérée de ces muscles lors du soulevé de terre, suggérant qu'ils participent davantage au contrôle postural et à la stabilisation de l'articulation plutôt qu'à la production de force, celle-ci étant principalement assurée par les extenseurs de la hanche et du genou (Escamilla et al., 2000, 2002).

3.1.2. Genou

Le genou est une articulation synoviale condylaire bi-axiale entre les condyles du fémur et du tibia, à laquelle s'ajoute l'articulation fémoro-patellaire, une articulation en selle entre le fémur et la patella (Hansen et al., 2020). Son mouvement principal est la flexion-extension, accompagné de mouvements de glissement et de rotations axiales modérées, particulièrement observables en flexion. Lors de son extension complète, les ligaments sont tendus par une rotation médiale légère du fémur sur le tibia, ce qui stabilise l'articulation (Hansen et al., 2020). L'extension du genou est principalement assurée par les quadriceps (*vastus medialis, lateralis, intermedius* et *rectus femoris*). Ces muscles sont particulièrement actifs lors de la phase ascendante du soulevé de terre (Escamilla et al., 2002). Les ischio-jambiers, par leur action bi-articulaire, agissent comme des fléchisseurs du genou ; en condition de soulevé de terre, ils jouent un rôle stabilisateur important du genou par co-contraction, notamment en contrôlant la vitesse d'extension et en maintenant l'alignement articulaire (Hirokawa et al., 1991). Lors d'une flexion de genou, ils sont, pour le *semitendinosus* et le *semimembranosus*, rotateurs médiaux de la jambe, alors que le *biceps femoris* a une action de rotateur latéral du tibia (Hansen et al., 2020). Sur un soulevé de terre, leur activité est plus importante lors de l'extension de genou lorsque la flexion est de l'ordre de 10 à 60° (Escamilla et al., 2002). Lors d'une position fléchie au niveau de l'articulation de la hanche et du genou, les ischios-jambiers ont une action d'extension de la cuisse au niveau de la hanche (Hansen et al., 2020).

3.1.3. Hanche

L'articulation synoviale coxo-fémorale est une énarthrose. L'articulation de la tête fémorale avec l'acétabulum forment l'articulation de la hanche, offrant trois degrés de liberté, à savoir la flexion-extension, l'abduction-adduction, et la rotation interne-externe (Glenister & Sharma, 2025). L'extension de hanche représente la source principale de production de force lors du soulevé de terre (Choe et al., 2018; Krajewski et al., 2019) Le *gluteus maximus* est le plus puissant extenseur de hanche, notamment quand le tronc se relève d'une position fléchie (Hansen et al., 2020). Il agit également comme stabilisateur postural du bassin, limitant la rétroversion excessive (Pereira et al., 2021). Les ischio-jambiers (*biceps femoris*, *semitendinosus*, *semimembranosus*) participent à l'extension de hanche. L'*adductor magnus*, souvent sous-estimé, joue également un rôle clé : sa portion postérieure soutient l'extension de hanche, tandis que sa portion antérieure contribue à l'adduction et à la stabilisation frontale (Hansen et al., 2020). Enfin, le *gluteus medius*, abducteur de hanche, agit depuis le fémur comme stabilisateur du pelvis. Les fibres antérieures aident à la rotation interne de la cuisse, tandis que les fibres postérieures aident à la rotation latérale lorsque le

genou est en extension (Shah & Bordoni, 2023). À l'inverse, les fléchisseurs de hanche (*rectus femoris*, iliaque et psoas) (Hansen et al., 2020) ne sont pas des effecteurs majeurs du mouvement dans le cadre du soulevé de terre, bien qu'il soutiennent la fonction de flexion de hanche ce ne sont pas dans le cas du soulevé de terre des muscles effecteurs du mouvement.

3.1.4. Tronc et ceinture lombo-pelvienne

Le rachis est composé de 33 vertèbres dont 24 indépendantes. Ces vertèbres indépendantes sont réparties en 7 vertèbres cervicales, 12 vertèbres thoraciques et 5 vertèbres lombaires. Les vertèbres soudées, comprises entre 8 et 10, comprennent 5 vertèbres sacrales et 3 à 5 vertèbres coccygiennes, selon les individus. Le rachis présente des courbures naturelles, notamment une lordose cervicale, une cyphose thoracique, une lordose lombaire et une courbure sacro-coccygienne avec une concavité antérieure.

Selon la loi d'Euler, ces courbures offrent au rachis une résistance accrue, schématisé par la Figure 9, et suivant le principe :

Résistance = (Nombre de courbures) ^{2} *+ 1*

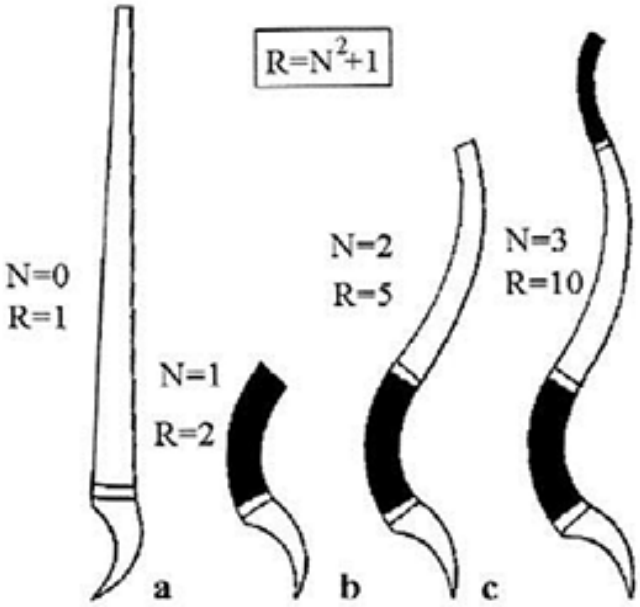


Figure 9 : schématisation de la loi d'Euler, d'après Kapandji (1994)

Cette orientation des courbures assure une absorption optimale des sollicitations en compression. Ainsi, une colonne à 3 courbures serait alors 10 fois plus résistante qu'une colonne qui n'en présenterait pas (Kapandji, 1994). Toutefois, cette affirmation doit être nuancée, car cela se réduit à la seule géométrie des courbures et ne prend pas en compte les structures passives, le système musculaire et les variabilités interindividuelles notamment les courbures plus ou moins marquées (Seyrès & Huchon, 2000). Les courbures ont pour effet de répartir de façon homogène les contraintes articulaires en permettant au corps de dépenser un minimum d'énergie (Dufour & Pillu, 2009).

Entre chaque vertèbre se trouve un disque intervertébral, qui assure une fonction articulaire et d'amortissement, notamment en absorbant les forces de compression. Ces disques permettent aux mouvements de la colonne vertébrale de se produire dans les trois plans. Comparées aux articulations intervertébrales lombaires, les articulations intervertébrales thoraciques offrent une

amplitude de mouvement significativement plus importante dans le plan transversal, mais une amplitude de mouvement réduite dans le plan sagittal (Narimani & Arjmand, 2018).

Le rachis est soumis à d'importantes contraintes de compression et de cisaillement durant le soulevé de terre (Cholewicki et al., 1991; Eltoukhy et al., 2016; Granhed et al., 1987), ce qui nécessite une stabilisation active tout au long du mouvement (Cholewicki et al., 1997; McGill et al., 2003). Les muscles érecteurs du rachis (*iliocostalis*, *longissimus*, *spinalis*) assurent l'extension lombaire (Bankoff et al., 2000), ils agissent en synergie avec les muscles profonds du tronc, notamment le *multifidus*, particulièrement développé au niveau lombaire, qui stabilise le rachis lombaire (Ward et al., 2009). Le *quadratus lumborum* contribue quant à lui à l'inclinaison homolatérale et à l'équilibre postural dans le plan frontal (Park et al., 2012). L'ensemble de ces muscles postérieurs agit de manière principalement isométrique pour maintenir la colonne dans une position sécuritaire et limiter la flexion sous charge (McGill, 2010). Sur la partie antérieure on retrouve également le diaphragme, le *transversus abdominis*, l'*obliquus internus*, l'*obliquus externus* et le *rectus abdominis*, ils participent à la stabilisation rachidienne (Akuthota et al., 2008).

3.2. Le soulevé de terre et ses variantes

Cet exercice polyarticulaire et complet cible principalement la chaîne postérieure (Flandez et al., 2020), générant des forces et une activité neuromusculaire importantes, en particulier dans les membres inférieurs et le tronc (*core*). C'est devenu un standard dans les disciplines de force telles que la force athlétique, ou le strongman, tout en gagnant en popularité dans la préparation physique.

Cette popularité a conduit à l'émergence de deux techniques compétitives : le soulevé de terre conventionnel (*conventional deadlift*, CDL) et le soulevé de terre sumo (*sumo deadlift*, SDL). Il existe également d'autres variantes plus spécifiques à certains sports ou à des objectifs de développement précis comme le soulevé de terre roumain (*Romanian deadlift*, RDL), le soulevé de terre jambes tendues (*Stiff-legged deadlift*) avec l'utilisation d'une barre droite, d'une barre hexagonale, des machines ou encore en unilatérale. Chaque variante implique des sollicitations musculaires différentes et des contraintes articulaires spécifiques (Bird & Barrington-Higgs, 2010; Piper & Waller, 2001), résumées dans le Tableau 1.

Tableau 1 : Vue d'ensemble des variations de soulevés de terre et des applications spécifiques, d'après les travaux de Bird & Barrington-Higgs (2010) et de Piper (2001).

Variantes du soulevé de terre	Principaux muscles sollicités	Commentaires	Applications spécifiques aux sports
Soulevé de terre conventionnel (*Conventional deadlift*, CDL)	Fessiers, quadriceps, adducteurs de la hanche, extenseurs du rachis	Exercice complet du corps	Football, volley-ball, voile
Soulevé de terre sumo (*Sumo deadlift*, SDL)	Fessiers, quadriceps, adducteurs de la hanche	Réduction du stress lombaire, exercice complet du corps	Lutte, rugby à XIII, rugby à XV, football australien
Soulevé de terre jambes tendues (*Straight or stiff leg deadlift,* SLDL)	Fessiers, quadriceps, adducteurs de la hanche, extenseurs du rachis	Erreurs techniques courantes, contre-indiqué en rééducation lombaire	Plongée, gymnastique, voile
Soulevé de terre roumain (*Romanian deadlift*, RDL)	Ischio-jambiers, extenseurs du rachis	Mouvement d'apprentissage essentiel pour les mouvements olympiques (épaulé puissance) et leurs variantes	Haltérophilie, lancers (athlétisme), hockey
Soulevé de terre depuis rack (*Power rack deadlift or Rack pull*)	Extenseurs du rachis	Charges lourdes utilisées pour augmenter la force	Force athlétique, rugby à XIII, rugby à XV, football australien
Soulevé de terre à la machine guidée (*Machine deadlift on smith machine*)	Variable selon le mouvement	Mouvement guidé et contrôlé	Force athlétique, rugby à XIII, rugby à XV, football australien
Soulevé de terre avec prise large d'arraché (*Snatch grip deadlift*)	Haut du dos, extenseurs du rachis	Stabilisation scapulaire accrue	Haltérophilie, gymnastique, saut à ski
Soulevé de terre avec haltères (*Dumbbell deadlift*)	Variable selon le mouvement	Variable selon le mouvement	Voile, planche à voile, baseball, équitation
Soulevé de terre à un bras (*One arm deadlift*)	Abdominaux, extenseurs du rachis	Augmentation de la stabilisation du tronc	Lancers (athlétisme), rugby, squash, tennis, équitation, tir à l'arc, voile
Soulevé de terre avec une barre épaisse (*Fat bare deadlift*)	Muscles de l'avant-bras, variable selon le mouvement	Amélioration de la force de préhension	Escalade, tir à l'arc, basket-ball, gymnastique
Soulevé de terre type Strongman (*Strongman deadlift*)	Fessiers, quadriceps, adducteurs de la hanche	Charges lourdes avec différents objets ; exercice complet du corps	Lutte, rugby à XIII, rugby à XV, football australien

Le soulevé de terre par son caractère multivarié, constitue un outil précieux pour la réathlétisation, le développement de la force ou l'augmentation de la masse musculaire. Le choix de la variante (CDL, SDL, hex bar, trap bar) peut être guidé par les besoins spécifiques de l'athlète, en tenant compte de facteurs tels que la mobilité articulaire, la longueur segmentaire, les antécédents de blessures ou la dominance musculaire. Cette diversité technique, associée à son potentiel de charge élevé et à la sollicitation de groupes musculaires clés, fait du soulevé de terre un exercice fondamental pour l'analyse, le développement et l'optimisation de la performance, et en fait une composante incontournable de la préparation physique moderne.

3.3. Seulement deux techniques compétitives : le soulevé de terre conventionnel et le soulevé de terre sumo

Les techniques d'exécution du soulevé de terre peuvent varier, avec deux styles principaux qui forment la base de toutes les autres variantes (Bird & Barrington-Higgs, 2010) : le soulevé de terre conventionnel (CDL) et le soulevé de terre sumo (SDL). Ce sont les seules variantes utilisées en compétition. De ces deux variantes, le soulevé de terre sumo n'est décrit qu'insuffisamment dans la littérature et manque souvent de détails spécifiques sur son exécution technique. L'exécution du mouvement débute avec l'athlète placé derrière la barre, les pieds écartés selon la variante choisie, par exemple : à la largeur des hanches ou des épaules pour le soulevé de terre conventionnel (CDL) et nettement plus large avec une rotation externe des pieds pour le soulevé de terre sumo (SDL). Les hanches sont alors placées plus basses que les épaules et la barre est située au-dessus de la voûte plantaire, proche des tibias. La prise se fait à pleine main avec les coudes étendus, soit à l'extérieur des genoux en CDL soit entre les cuisses pour le SDL. Le tronc est alors maintenu en position neutre et la tête dans l'alignement du rachis. La phase ascendante débute par une extension simultanée des hanches et des genoux. La barre reste au contact ou au plus proche des jambes. Une fois la barre passée au-dessus des genoux, le tronc se redresse progressivement et les hanches poursuivent leur extension jusqu'à atteindre la position érigée, avec les genoux verrouillés, la barre au niveau des cuisses et une rétraction scapulaire (Escamilla et al., 2000, 2001; Piper et al., 2001; Vitanza, 2018). En raison de la position plus large et du tronc gardé dans une position plus verticale, la barre parcourt une distance significativement plus courte en SDL. Ainsi, le SDL engendre une réduction de la course de la barre de 19 % à 25 % par rapport au CDL (Escamilla et al., 2000; Gundersen, 2024; Kasovic et al., 2019; McGuigan & Wilson, 1996). Ces différences de trajectoire influencent directement le travail mécanique peut être défini comme le produit de la force par la distance :

$$W = F \times d$$

Le travail mécanique requis est donc mathématiquement plus faible en SDL relativement au CDL, avec une différence de l'ordre de 25 à 30 % (Escamilla et al., 2000).

Bien que le CDL et le SDL coexistent en compétition, leur utilisation varie selon les catégories de poids. Les chiffres exacts évoluent, pour autant il est fréquent de relever une prédominance de l'utilisation du SDL dans les plus faibles catégories de poids, inversement aux catégories les plus élevées (Figure 10).



Figure 10 : comparaison de la proportion des records du monde IPF en 2016 en fonction de la catégorie de poids et de la position adoptée en soulevé de terre (MyStrengthBook.com, cité par strongerbyscience.com).

3.4. Comparaison cinématique

Malgré l'usage répandu du soulevé de terre, relativement peu d'études se sont concentrées sur ses propriétés biomécaniques. Concernant les aspects cinématiques, les études comparant les deux techniques ont principalement utilisé l'analyse vidéo 2D (Cholewicki et al., 1991; Jovanović et al., 2021; McGuigan & Wilson, 1996). Dans certains cas, les analyses ont été menées à l'aide d'enregistrements vidéo de deux caméras, permettant la reconstruction de données de coordonnées 3D à partir d'images 2D numérisées capturées par chaque caméra (Escamilla et al., 2000). Les résultats ont indiqué que les pratiquants de CDL présentaient une amplitude moyenne d'extension du genou significativement plus grande lors du décollage de la barre par rapport aux pratiquants de SDL. Inversement, les pratiquants de SDL étaient capables de maintenir une posture plus verticale au début du mouvement, avec un angle d'inclinaison du tronc significativement réduit, facilité par une position des pieds plus large (Escamilla et al., 2000; Piper & Waller, 2001). De plus, le fait de garder la barre plus près du corps pendant le SDL réduit le bras de levier, diminuant ainsi la contrainte mécanique sur la région lombaire (Cholewicki et al., 1991; Escamilla et al., 2000; Jovanović et al., 2021; McGuigan & Wilson, 1996). Il a été constaté que les paramètres cinématiques calculés par analyse vidéo 2D et par reconstruction de coordonnées 3D diffèrent de manière significative, en particulier pour la technique SDL. En effet, Escamilla et al. (2000) ont rapporté des divergences significatives pour tous les angles articulaires et segmentaires durant le SDL en comparant les analyses 2D et 3D. Alors que les approches 2D reposent sur l'hypothèse

d’un mouvement strictement sagittal, le SDL implique une rotation externe marquée des hanches et des pieds, ce qui engendre des erreurs d’estimation importantes des angles articulaires. Ces biais sont plus limités en CDL, où les appuis sont proches de la parallèle. (Escamilla et al., 2000). Ainsi, la 2D tend à sous-estimer ou surestimer certains angles articulaires, en particulier lorsque la rotation externe des hanches et l’écartement des appuis déplacent le mouvement hors du plan d’analyse (Escamilla et al., 2000).

3.5. Comparaison cinétique

L’analyse 2D présente des limites notables lorsqu’il s’agit d’estimer la cinétique du membre inférieur, en particulier lors du SDL. Escamilla et al. (2000) ont montré que cette approche tend à sous-estimer les moments d’extension de hanche, en raison d’une représentation cinématique biaisée par la rotation externe prononcée des membres inférieurs. Ces résultats soulignent la nécessité d’un recours à des méthodes tridimensionnelles, mieux adaptées pour capturer la complexité du geste et fournir des estimations plus fiables des contraintes articulaires. Les exigences d'extension du genou et de la hanche sont définies dans le plan sagittal par rapport à l’axe du fémur, et non dans le plan sagittal relatif au tronc, ce qui justifie l’utilisation d’une analyse 3D. Ainsi, comme nous l’avons évoqué plus tôt, le bras de levier au niveau des genoux est plus faible en rapport aux hanches et les demandes le sont tout autant, le couple d’extension maximal se retrouve donc être généré par la hanche (Choe et al., 2021).

Sans utiliser de capteurs dynamométriques, Escamilla et al. (2000, 2001) ont calculé les moments de force articulaires à l'aide d’un modèle quasi-statique basé uniquement sur la cinématique et la répartition segmentaire des masses corporelles. Ils n’ont ainsi pas pris en compte les forces de réaction au sol, ce type de modèle ne prend pas en compte les contributions dynamiques liées aux accélérations et aux inerties segmentaires, ce qui peut introduire des erreurs dans l’estimation des moments articulaires. Leurs résultats ont montré des différences significatives dans les moments à la cheville et au genou entre les techniques CDL et SDL, tandis que les moments à la hanche se sont avérés comparables (Escamilla et al., 2000, 2001). Notamment, lorsque la barre quitte le sol, le moment du genou est environ trois fois plus élevé pour les soulevés de terre sumo que pour les soulevés de terre conventionnels (Escamilla et al., 2000; McGuigan & Wilson, 1996). Toutefois, l’absence de mesures directes des forces de réaction au sol et le recours à des calculs quasi-statiques peuvent avoir affecté la précision absolue de ces estimations. D'autres études ont examiné les moments de force articulaires lors de tâches de soulevé de terre à l'aide de plateformes de force, bien qu’elles ne comparent pas directement le CDL et le SDL. Par exemple, Swinton et al. (2011)

ont montré que l'utilisation d'une barre hexagonale, comparée à une barre droite, entraîne une diminution des moments sur le rachis lombaire, la hanche et la cheville en contrepartie d'une augmentation des moments d'extension du genou, suggérant un transfert plus favorable de la charge vers les membres inférieurs. Lee et al. (2018) ont comparé le CDL avec le soulevé de terre roumain (RDL). Ils ont montré que le CDL sollicitait davantage le *rectus femoris* et le *gluteus maximus*, et générait des moments articulaires plus élevés au genou et à la cheville (S. Lee et al., 2018). Ces travaux soulignent l'importance du choix de la variante sur la répartition des contraintes mécaniques, mais laissent en suspens la comparaison directe des deux techniques compétitives, le CDL et le SDL.

3.6. Comparaison électromyographique (EMG)

Concernant les activations neuromusculaires, peu d'études ont comparé ces deux techniques malgré la littérature abondante sur les variantes du soulevé de terre (Andersen et al., 2018; Bezerra et al., 2013; Camara et al., 2016; Edington et al., 2018; Escamilla et al., 2002; Gundersen, 2024; S. Lee et al., 2018; Martín-Fuentes et al., 2020; Nijem et al., 2016; Salehi et al., 2020). La littérature présente des résultats contradictoires. En effet, Escamilla et al. (2002) ont observé une activation significativement plus élevée du *vastus lateralis* et du *vastus medialis* pendant le SDL par rapport au CDL. Cependant, Vitanza (2018) n'a trouvé aucune différence pour les muscles du quadriceps et les ischio-jambiers. De même, concernant l'activation des *erector spinae*, Escamilla et al. (2002) et Vitanza (2018) n'ont rapporté aucune différence entre les techniques, alors que Cholewicki et al. (1991) ont constaté que les moments en extension du rachis sont environ 10 % plus élevées pendant le CDL, conduisant à une sollicitation significativement plus grande des *erector spinae*. Les données EMG relevées de Horn (1988) rapportent également une activation plus importante en CDL (Horn, 1988). McGuigan & Wilson (1996) citent ce travail en stipulant que l'activation atteint le double de celle mesurée en SDL lors du recours à une charge équivalente à 80 % du 1RM (McGuigan & Wilson, 1996). Plus récemment, Salehi et al. (2020) ont mis en évidence une activation moyenne significativement plus élevée en CDL (=1,2 % MVIC) qu'en SDL (=0,9 % MVIC), bien que ces valeurs correspondent vraisemblablement à une moyenne sur l'ensemble du mouvement, ce qui pourrait expliquer leur faible amplitude absolue (Salehi et al., 2020).

Ces études révèlent des résultats divergents, soulignant des lacunes dans notre compréhension des implications biomécaniques des deux techniques de soulevé de terre. Par ailleurs, les méthodologies couramment utilisées pour examiner les différences entre le CDL et le SDL présentent souvent des limitations techniques notables, en particulier celles basées sur des mesures 2D, ce qui met en

évidence la nécessité d'approches de recherche tridimensionnelles et complètes pour clarifier ces disparités. De plus, la majorité des études se sont concentrées sur la comparaison des membres inférieurs tandis que l'étude des membres supérieurs reste limitée à quelques paramètres ponctuels, malgré leur rôle essentiel dans l 'exécution efficace du mouvement. En effet, le contrôle du tronc et la capacité à stabiliser le segment rachidien face à de lourdes charges constituent une exigence commune aux deux variantes. Pour permettre la levée de la barre, la force appliquée au sol doit être transmise à travers l'ensemble du corps, ce qui souligne le rôle central du core dans ce mouvement. Le *core* est défini comme un ensemble musculaire assurant la stabilité et la rigidité lombo-pelvienne. Ainsi, la compréhension de l'implication du *core* dans les deux variantes du soulevé de terre peut contribuer à mieux comprendre les déterminants de la performance et de la prévention des blessures.

- Deux variantes principales : CDL et SDL
  - Soulevé de terre conventionnel (CDL) :
    - Mains à l'extérieur des genoux et pieds en position standard, largeur de bassin ;
    - Course de barre plus longue, travail mécanique plus élevé de l'ordre de 25 à 30 % (McGuigan & Wilson, 1996 ; Escamilla et al., 2000).
  - Soulevé de terre sumo (SDL) :
    - Mains à l'intérieur des genoux et pieds écartés plus largement en rotation externe ;
    - Tronc plus vertical au départ grâce à la position large des pieds → moins d'inclinaison, donc réduction du bras de levier lombaire (Cholewicki et al., 1991 ; Piper & Waller, 2001).
- Études majoritairement en 2D, parfois en 3D via deux caméras → divergences significatives pour le SDL, notamment à cause des rotations hors du plan sagittal (Escamilla et al., 2000).
- Peu d'études avec mesures directes des forces → Limite majeure : analyses basées sur des modèles quasi-statiques sans capteurs de force.
  - Escamilla et al. (2000, 2001) :
    - Moments au genou en SDL 3× plus élevés qu'en CDL ;
    - Moments à la hanche similaires.
  - D'autres études ont étudié des variantes (barre hexagonale, soulevé roumain), mais pas CDL vs SDL directement, et confirment que la technique influence la répartition des contraintes (Swinton et al., 2011 ; S. Lee et al., 2018).
- Résultats contradictoires au niveau des données EMG :
  - SDL → activation plus élevée du vaste médial et latéral (Escamilla et al., 2002) ; Pas de différence pour les quadriceps et ischio-jambiers (Vitanza, 2018) ;
  - Érecteurs du rachis :
    - Pas de différence (Escamilla et al., 2000 ; Vitanza, 2018) ;
    - Sollicitation plus importante au CDL selon Cholewicki et al. (1991), Salehi et al. (2020) et Horn et al. 1988.

      →Le type d'analyse et la fenêtre temporelle d'analyse diffèrent entre les techniques.

  → **Résultats hétérogènes** → besoin d'analyses tridimensionnelle et intégrées (cinématique, cinétique, EMG) pour clarifier les différences réelles.

4. Le *core*

4.1. Définition anatomique

Le tronc, ou « *core* » en anglais est un ensemble anatomique et fonctionnel qui est défini comme la région musculo-squelettique comprenant le rachis lombo-thoracique, l'abdomen, le pelvis ainsi que la partie proximale des membres inférieurs (Kibler et al., 2006). Le *core* peut être décrit comme une boîte musculaire dont les parois sont formées par les abdominaux sur la face avant, les muscles paravertébraux et fessiers sur la face postérieure, le diaphragme comme partie supérieure, et le plancher pelvien ainsi que les muscles de la hanche comme partie inférieure (Akuthota et al., 2008). La Figure 11 présente un schéma d'une coupe transversale des principaux muscles du *core.* Ces derniers pourraient être scindés en deux groupes, d'une part, les groupes musculaires locaux responsables de la posture et de la stabilisation rachidienne et d'autre part, les muscles globaux responsables du mouvement et de la production de puissance (Akuthota & Nadler, 2004; Bergmark, 1989; Richardson, 1999). Les muscles locaux comprennent le *tranversus abdominis*, l'*obliquus internus,* le diaphragme, le *multifidus*, le *quadratus lumborum* et les *erector spinae* dans leur portion lombaire. Les muscles globaux du *core* comprennent le *rectus abdominis*, l'*obliquus externus*, l'*obliquus internus* et les *erector spinae* dans leur portion thoracique (Akuthota et al., 2008; Bergmark, 1989). Ils permettent alors de contribuer à la stabilité du tronc en aidant au mouvement et au maintien de la posture (Akuthota & Nadler, 2004; Bergmark, 1989).

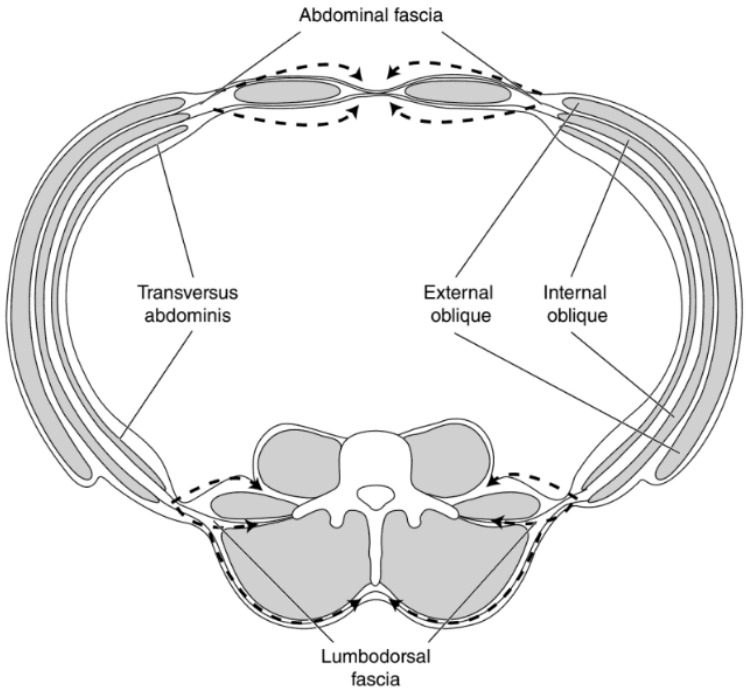


Figure 11 : Schéma d'une coupe transversale des muscles du Core issue du livre de Willardson (2024).

4.2. Définition du concept de « *Core Stability* »

La réalisation de tâches sportives ou des gestes de la vie courante dépend en grande partie du mouvement du tronc par rapport au bassin, qui joue un rôle essentiel, notamment en maximisant la génération de force et en minimisant les charges articulaires (Kibler et al., 2006). La capacité à contrôler ce mouvement, connue sous la notion du « *Core Stability* », est d'autant plus importante que la tâche implique de soulever une charge. En effet, le *Core Stability* joue un rôle central dans le maintien de l'équilibre, mais aussi dans le transfert de force entre les membres inférieurs et supérieurs tout en assurant l'exécution des mouvements des extrémités du corps. Les muscles du *core* permettent de générer, transférer, absorber et rediriger l'énergie cinétique.

Le muscle *transversus abdominis* est considéré comme un muscle stabilisateur de la région lombo-pelvienne (Cresswell et al., 1994; Hodges, 1999; Sakakibara et al., 2014; Teyhen et al., 2007). En raison de l'orientation transversale de ses fibres, le *transversus abdominis* permet une stabilisation du rachis lombaire en augmentant la tension dans le fascia thoraco-lombaire et la pression intra-abdominale (Hodges et al., 2005; Teyhen et al., 2007). En synergie avec les *obliquus internus* (Cresswell et al., 1994), le diaphragme (Akuthota et al., 2008) et le plancher pelvien, le *transversus abdominis* génère une pression intra-abdominale (IAP) essentielle à la rigidification du tronc (Hodges et al., 2003). Les *obliquus internus* et *externus* participent à la stabilisation rotationnelle et à la flexion latérale, tandis que le *rectus abdominis*, fléchisseur du tronc, agit également pour limiter l'extension excessive et soutenir la posture érigée. Ces muscles profonds et superficiels permettent la transmission des forces entre le bas et le haut du corps tout en protégeant les structures vertébrales. Leur activation coordonnée est indispensable pour préserver l'intégrité du rachis, en particulier lors de la manipulation de charges lourdes (McGill et al., 2003).

Dans une plus large mesure, les *gluteus*, les ischio-jambiers et les rotateurs de la hanche peuvent également être inclus en raison de leur relation avec l'articulation de la hanche (Maszczyk et al., 2020; Sandrey & Mitzel, 2013).

Un principe fondamental de la biomécanique est que le tronc fournit une stabilité proximale, indispensable à la mobilité et à la fonction efficaces et puissantes des segments distaux (Kibler et al., 2006). Sans une base stable, la génération de force dans les extrémités est compromise (Kibler et al., 2006). Luo et al. (2022) ont révélé qu'un entraînement du *core* pouvait engendrer des améliorations significatives de plusieurs paramètres de performance, notamment l'équilibre, la vitesse de lancer et la capacité de saut (Luo et al., 2022). En outre, une méta-analyse a montré que l'entraînement du *core* peut améliorer divers aspects de la performance athlétique, de la production de puissance à l'efficacité des mouvements (Rodríguez-Perea et al., 2023).

4.3. La notion de *core* durant un soulevé de terre

La force athlétique de compétition est une discipline où la notion du *core stability* est primordiale. En effet, l'activation des muscles du *core* sera requise de manière isométrique par l'intermédiaire des abdominaux et des *erector spinae* (Escamilla et al., 2002). Il est reconnu que les exercices impliquant des charges lourdes, comme le soulevé de terre, sollicitent de manière significative les muscles du tronc (Hamlyn et al., 2007).

4.3.1. Les demandes sur le tronc

Par cela, le moment de flexion imposé sur le rachis augmente avec la distance qui sépare la barre et chaque articulation vertébrale. Plus le tronc se retrouve incliné et plus les moments de flexion externes du rachis sont importants. Ainsi, dans un soulevé de terre conventionnel qui est caractérisé par un tronc plus incliné à l'initiation du geste (Escamilla et al., 2000), une augmentation du moment de flexion au niveau de L4/L5 de 10 % est induite en comparaison avec un soulevé de terre sumo (Cholewicki et al., 1991). Comme nous l'avons cité précédemment, en comparaison avec le SDL, le CDL serait plus exigeant pour les *erector spinae*, et plus contraignant pour le rachis. Les données de Cholewicki et al., (1991) soulignent l'augmentation des moments internes d'extension de la colonne vertébrale à hauteur de 10 % lors d'un CDL. L'hypothèse est alors que l'inclinaison accentuée du buste vers l'avant au début du soulevé de terre engendrerait une demande plus forte des muscles *erector spinae* pour pallier au moment de flexion et ainsi maintenir le dos en extension lorsque la barre n'est plus en contact avec le sol (Cholewicki et al., 1991).

4.3.2. La capacité de gainage

Comme nous l'avons souligné, les muscles du *core* font référence à un groupe de muscles qui soutiennent, contrôlent et stabilisent le complexe lombo-pelvien en réponse à des perturbations internes ou externes pendant la production et le transfert de force aux segments terminaux de la chaîne cinétique. (Kibler et al., 2006; Liemohn et al., 2005; Schilling et al., 2013). Le *core* n'est, dans la plupart des cas, pas générateur de puissance, la puissance étant générée au niveau des hanches et transmise par le *core* raidi, que l'on peut caractériser de gainé, ce qui permet un transfert de force. Le terme de gainage est utilisé ici dans le sens d'une raideur active du tronc par co-contraction musculaire des muscles du *core*. Les muscles du *core* peuvent être utilisés comme des contrôleurs de l'anti-mouvement plutôt que comme générateurs de puissance, jouant alors le rôle de relais rigide pour assurer le transfert efficace de la puissance produite par les hanches. Ils ne

constituent pas une source primaire de puissance (McGill, 2010). Toutefois, dans certaines situations dynamiques, impliquant une mobilité rachidienne importante, la musculature du tronc peut contribuer activement à la génération de puissance (McGill, 2010; Simon et al., 2023). À la suite d'une perturbation, l'activation rapide et coordonnée de ces différents muscles est nécessaire pour la stabilisation du tronc, que ce soit dans le temps mais aussi en termes de force (McGill et al., 2003). Certaines recherches mettent en avant une modification des schémas de recrutement des muscles stabilisateurs locaux, comme le *transversus abdominis* et les *multifidus*, chez les personnes souffrant de lombalgie ou d'un manque de stabilité du *core* (Hebert et al., 2010; Hodges & Richardson, 1996, 1998; Huxel Bliven & Anderson, 2013; Macdonald et al., 2011).

La stabilisation du tronc assure l'équilibre dynamique qui est considéré comme la capacité à effectuer une tâche tout en maintenant ou en retrouvant une position stable. L'amélioration de l'équilibre dynamique peut améliorer les performances physiques globales dans la plupart des sports, tels que le judo, la gymnastique et l'haltérophilie. Bien que le rôle du *core* dans la stabilisation rachidienne et la transmission des forces soit reconnu, les preuves directes reliant la stabilité du tronc à l'amélioration des performances athlétiques restent limitées, notamment dans un cadre de discipline de force. La plupart des études disponibles évaluent la stabilité du tronc à travers des tests standardisés, qui ne reproduisent pas fidèlement les contraintes dynamiques rencontrées lors des gestes de force comme le soulevé de terre (El Deeb, 2023). Cela rend difficile de généraliser l'impact du *core* sous l'effet de charges lourdes. Ainsi, il serait pertinent d'avoir recours à des protocoles plus écologiques, permettant de relier directement le *core stability* à la performance en sports de force et à la prévention des blessures.

Le soulevé de terre met l'accent sur la capacité du tronc à générer une rigidité segmentaire rachidienne. Une co-activation des muscles agonistes et antagonistes contribue à la stabilité rachidienne et réduit le risque de blessure (Cholewicki et al., 1997). Ce mécanisme est renforcé par l'augmentation de l'IAP, produite par la contraction simultanée du diaphragme, des muscles abdominaux et du plancher pelvien, qui forme un cylindre rigide qui soutient le rachis (Daggfeldt & Thorstensson, 1997; Kibler et al., 2006). Cela diminue la charge imposée aux muscles spinaux et améliore la stabilité rachidienne (Cholewicki et al., 1999; Daggfeldt & Thorstensson, 1997; Hodges et al., 2003) et peut contribuer à accroître le couple d'extension de hanche (Tayashiki et al., 2018). L'IAP jouerait un rôle dans l'équilibre rachidien en déchargeant le rachis, en réduisant les forces de compression, et en aidant les muscles extenseurs pendant des tâches de levage (Daggfeldt & Thorstensson, 1997; Harman et al., 1989; Mokhtarzadeh et al., 2012). En effet, l'IAP produite dans la cavité abdominale exerce une force hydrostatique vers le bas sur le plancher pelvien et vers le haut sur le diaphragme (Figure 12) (Cholewicki et al., 1999).

En position neutre et anatomique, la contrainte exercée sur les structures passives du rachis est minime et les forces de compression sont assez bien tolérées (Wallden, 2009). Selon la loi de Boyle-Mariotte, une réduction du volume intra-abdominal entraîne une augmentation de pression, ce qui accroît la raideur du tronc et sa capacité à résister aux charges externes (Cholewicki et al., 1999). Ainsi, même les muscles du tronc qui ne participent pas directement au mouvement peuvent, via l'IAP, jouer un rôle déterminant dans la stabilisation lombaire.

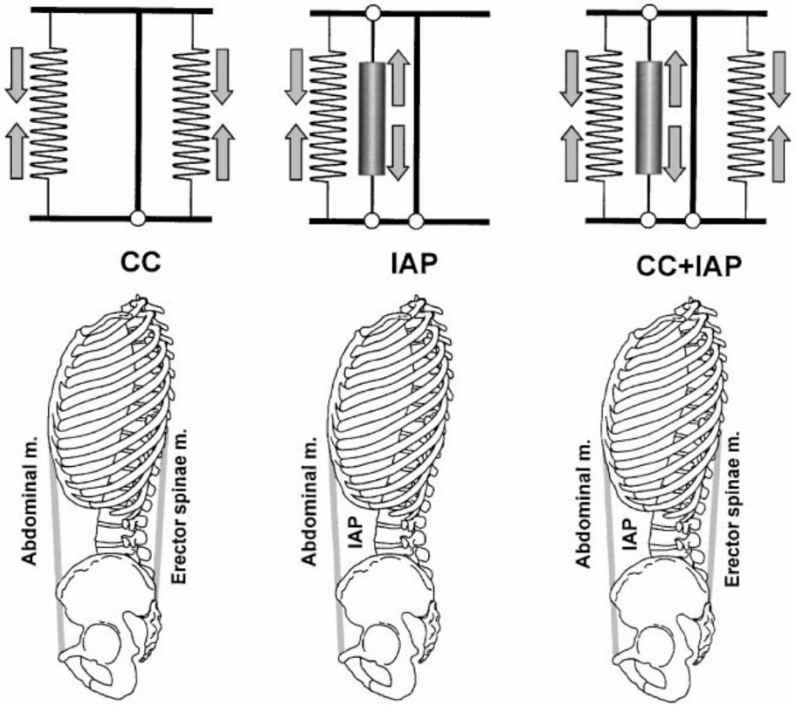


Figure 12 : Schéma anatomique du rachis, de la cage thoracique, du pelvis, des muscles abdominaux et des muscles érecteurs du rachis, illustrant deux mécanismes de stabilisation rachidienne : la co-contraction des abdominaux et des érecteurs du rachis (CC), l'augmentation de la pression intra-abdominale (IAP), et la combinaison des deux mécanismes (CC + IAP). Les ressorts linéaires représentent les muscles abdominaux et les muscles érecteurs du rachis, tandis qu'un piston pneumatique simulant la pression intra-abdominale est placé à mi-distance entre le pivot et le point d'attache du ressort abdominal. D'après Cholewicki et al. (1999).

L'exécution du soulevé de terre avec une colonne vertébrale proche de la neutralité contribue au renforcement des muscles du dos, notamment les *erector spinae*, et peut réduire la douleur et l'incapacité chez certaines personnes souffrant de lombalgies (Berglund et al., 2015). Le maintien d'une posture vertébrale proche de la neutralité permet une répartition plus sûre des contraintes mécaniques (Adams et al., 1994). En pratique, une flexion lombaire partielle est difficilement évitable, même chez les athlètes expérimentés (Edington et al., 2018; Howe & Lehman, 2021), ce qui remet en question l'idéalisation d'une neutralité absolue. Si une certaine flexion semble tolérable, un enroulement lombaire excessif ou mal contrôlé sous charges maximales augmente le risque de contraintes tissulaires et de lésions discales (Callaghan & McGill, 2001; Yanagisawa et al., 2021). Ainsi, un tronc faible entraîne des inefficacités de mouvement, une diminution de la

performance globale et un risque accru de blessures. Une stabilité insuffisante du tronc peut induire des inefficacités motrices, réduire la performance globale et accroître le risque de blessure, y compris au niveau des membres inférieurs (Leetun et al., 2004; Willson et al., 2005) Bien que des preuves définitives liant directement l'instabilité du tronc à des blessures spécifiques soient encore limitées, les programmes de prévention multifactoriels qui intègrent des exercices de stabilisation du tronc semblent efficaces pour réduire les taux de blessures des membres inférieurs (Huxel Bliven & Anderson, 2013).

Bien que certaines recherches mettant en évidence le *core* et son implication dans la performance athlétique aient été menées, peu d'études ont examiné le rôle du *core* dans la performance des activités de force maximale, telles que le squat et le soulevé de terre, et comment le *core* peut avoir un impact sur des sports tels que la force athlétique (Sakakibara et al., 2014). Une étude de 2016, menée par Tayashiki et al., suggère que le renforcement abdominal peut améliorer les performances de levage dans la mesure où il renforce la technique de maintien et facilite une production plus efficace de la pression intra-abdominale. Ils ont ainsi constaté qu'un renforcement abdominal sans charge externe de 8 semaines a permis d'augmenter l'extension isométrique moyenne de la hanche et la force d'extension du tronc de 35 % et 14 % respectivement. Cette augmentation de la force s'est accompagnée d'une augmentation de 37 % de la pression intra-abdominale maximale et une amélioration en parallèle de la puissance maximale de 16 % sur un squat. Il est à noter que cette étude s'est faite auprès d'une population active et pratiquant des sports de manière récréative (≥30 min/jour, ≥2 jours/semaine), mais ne pratiquaient pas d'activités compétitives et ne participaient pas à des programmes d'entraînement physique systématiques (Tayashiki et al., 2016).

Certaines recherches ont analysé l'impact de la ceinture qui est utilisée pour augmenter la pression intra-abdominale (IAP), améliorant la rigidité lombaire et la stabilité du tronc (Church et al., 2016; Kingma et al., 2006). Son utilisation vise à réduire le mouvement lombaire (Renfro & Ebben, 2006). Par l'augmentation de la pression intra-abdominale, elle réduit ainsi la compression exercée directement sur le rachis (Lander et al., 1990), ce qui peut expliquer une stabilisation accrue sans forcément augmenter l'activité musculaire. Malgré l'utilisation courante des ceintures, il n'existe pas de preuves directes de l'amélioration des performances. Aucune recherche n'a rapporté que l'utilisation d'une ceinture de levage permettait de soulever plus de poids dans le cadre d'un entraînement (Church et al., 2016). Cependant, indirectement, il a été montré qu'une augmentation de la pression intra-abdominale pouvait augmenter le couple d'extension de la hanche (Tayashiki et al., 2018).

- Le *Core Stability* = capacité à contrôler le mouvement tronc/bassin, essentielle pour :
  - Le transfert de force entre membres inférieurs et supérieurs ;
  - La préservation de l'équilibre, la réduction des charges articulaires, et la production de puissance.
- La pression intra-abdominale (IAP), générée par la co-contraction du *transversus abdominis*, des *obliquus*, du diaphragme et du plancher pelvien, augmente la raideur du tronc et réduit les contraintes lombaires. L'IAP produite dans la cavité abdominale exerce une force hydrostatique vers le bas sur le plancher pelvien et vers le haut sur le diaphragme ;
- Le gainage du *core* :
  - Diminue la charge imposée aux muscles spinaux et améliore la stabilité rachidienne ;
  - Permet un transfert efficace de la force vers la barre ;
  - Participe à la prévention des lombalgies.
- Limites posturales et adaptations :
  - Malgré les recommandations, une flexion lombaire partielle est fréquente pendant le soulevé ;
  - Une flexion lombaire au-delà d'une « plage neutre » (8-11°) augmente le risque de blessure ;
  - Tronc faible = instabilité, compensation biomécanique → diminution de la performance ;
  - Le renforcement des muscles du *core* améliore la stabilité, l'équilibre et certains paramètres de performance.

5. Les blessures

5.1. L'incidence et la prévalence des blessures

Il est important de distinguer l'incidence qui correspond à de nouvelles blessures sur une période donnée et la prévalence qui est corrélée à des blessures existantes sur une période donnée. Alors que les taux d'incidence, chez les personnes pratiquant la force athlétique, sont généralement faibles (1,0 à 4,4 blessures/1000 heures d'entraînement) (Aasa et al., 2017), la prévalence des blessures peut être élevée ; une étude a en effet rapporté une prévalence ponctuelle de 70% en force athlétique (Strömbäck et al., 2018), ainsi la définition de la blessure et la période d'enregistrement est importante (Tung et al., 2024). Les blessures surviennent soit instantanément à la suite de mouvements brusques et puissants, ce sont des lésions traumatiques aiguës, qui peuvent se

caractériser par des ruptures, déchirures, élongations, entorses, hernies ou fractures ; soit progressivement à la suite de mouvements répétés et de moindre intensité, ce sont des blessures dites chroniques donc des lésions de surmenage, elles peuvent prendre la forme de douleurs persistantes, nerveuses et léser les os par une surutilisation. En haltérophilie et en force athlétique, les blessures touchent le plus souvent les muscles, les tendons et les tissus articulaires (ménisques, ligaments, cartilages et disques) du genou et du bas du dos au niveau de la région lombo-pelvienne (Aasa et al., 2017; Bengtsson et al., 2018; Keogh & Winwood, 2017; Strömbäck et al., 2018). Stromback et al., (2018) ont montré qu'il existait un lien significatif entre les pratiquants de force athlétique souffrant de douleurs lombaires et l'apparition de la blessure pendant l'entraînement au soulevé de terre (Strömbäck et al., 2018). Moins fréquemment, des blessures aux ischio-jambiers, aux membres supérieurs et aux épaules ont été signalées (Aasa et al., 2017; Bengtsson et al., 2018; Keogh & Winwood, 2017). Plus précisément, sur la base de cinq études, Jia-Yuan Tung et al. (2024), ont rapporté que la proportion la plus élevée de blessures se situait dans les régions du bas du dos (30,8 %), de l'épaule (19,6 %) et du coude/du haut du bras (8,0 %) (Tung et al., 2024).

Une faible incidence suggère que les blessures aiguës et nouvelles ne sont pas des événements fréquents par heure d'entraînement. Cependant, une prévalence élevée indique qu'une proportion significative de pratiquants éprouvent des douleurs continues ou des conditions qui nuisent à l'entraînement ou à la compétition. Cela implique que les blessures, bien que n'étant pas toujours graves ou traumatiques aiguës, peuvent être persistantes ou récurrentes, ou que des inconforts mineurs sont fréquemment signalés comme des blessures. Cela met en évidence un continuum de gravité que les simples taux d'incidence pourraient ne pas saisir. Le soulevé de terre implique la sollicitation du corps dans sa globalité, il est un outil précieux pour le développement d’un bon nombre de qualités physiques, mais il peut également être vecteur d’un risque inhérent à la pratique.

- Incidence vs Prévalence :
  - Incidence = nouvelles blessures sur une période donnée :
    - Faible taux : 1,0 à 4,4 blessures / 1000 h d'entraînement (Aasa et al., 2017).
  - Prévalence = blessures existantes à un instant ou sur une période :
    - Potentiellement élevée : jusqu'à 70 % en force athlétique (Strömbäck et al., 2018).
  - La définition de la blessure et la durée d'enregistrement influencent fortement ces chiffres (Jia-Yuan Tung et al., 2024).
- Types de blessures observées :
  - Aiguës (traumatiques) : survenues instantanément après un mouvement brusque ou intense → Ruptures, déchirures, entorses, fractures, hernies ;
  - Chroniques (de surmenage) : causées par des mouvements répétés de faible intensité → Douleurs persistantes, lésions osseuses, irritations nerveuses.
- Bas du dos / région lombo-pelvienne est la zone la plus touchée : (Jia-Yuan Tung et al., 2024),
  - Bas du dos / région lombo-pelvienne :
    - La plus fréquemment affectée : 30,8 % des cas ;
    - Lien direct entre douleurs lombaires et pratique du soulevé de terre confirmé (Strömbäck et al., 2018).

5.2. Les facteurs de risques sur le rachis

Les facteurs de risque établis pour le développement des lombalgies liées à la pratique sportive incluent notamment les charges d'entraînement élevées ou les pics de charge d'entraînement (Soligard et al., 2016). Toutefois, les effets de la position de la colonne vertébrale dans ce contexte sont incertains. L'hypothèse serait que certaines blessures proviendraient d'une altération de contrôle moteur, se traduisant par une diminution momentanée de l'activation musculaire, ce qui amènerait des variations de la position du rachis (Abd allah, Marwan & Abd Elrahman, Mahmoud, 2013; McGill et al., 2003). Il a été démontré que la flexion lombaire lors du port de charge augmente de façon exponentielle les forces de cisaillement exercées sur le rachis lombaire (Gunning et al., 2001; Potvin et al., 1991; Wade et al., 2014). Les vertèbres thoraciques ont une amplitude de mouvement (ROM) plus importante dans le plan transverse mais plus faible dans le plan sagittal comparé à la région lombaire (Narimani & Arjmand, 2018). Malgré les consignes d'entraînement courantes visant à maintenir un "dos droit", la flexion de la colonne lombaire s'éloignant d'une posture parfaitement neutre est inévitable lors des exercices de levage bilatéraux avec charge et à pleine amplitude de mouvement, tels que les squats et les soulevés de terre. Même lorsque les

individus tentent de maintenir une colonne vertébrale neutre ou en lordose pendant les soulevés de terre, la colonne lombaire fléchit généralement entre 50 et 80 % de la flexion maximale (Edington et al., 2018). Dans cette étude, la flexion maximale correspondait à l'angle lombaire atteint lors d'un test volontaire de flexion maximale du tronc, et les pourcentages étaient exprimés par rapport à la lordose naturelle mesurée en station debout, qui varie fortement selon les individus. Ainsi, un même pourcentage de flexion peut correspondre à une posture proche de la neutralité anatomique chez certains athlètes, tandis qu'il se traduit par une cyphose lombaire chez d'autres. Ce constat souligne que la « neutralité » lombaire doit être envisagée comme une zone fonctionnelle et non comme un alignement strictement fixe et il serait pertinent de s'intéresser aux données brutes (Edington et al., 2018). Plus récemment, Aasa et al. (2022) ont observé une flexion de 9 à 12 degrés dans la partie supérieure et de 18 à 22 degrés dans la partie inférieure de la colonne lombaire lors de l'exécution d'un soulevé de terre à 70 % du 1RM (Aasa et al., 2022). Ces données confirment les observations de Dolan et al. (1994), selon lesquelles une flexion lombaire se produit systématiquement, même lorsque les sujets reçoivent la consigne de maintenir une position lordosée pendant un exercice de levage (Dolan et al., 1994; Holder, 2013). Le fait de limiter la flexion lombaire lors d'exercices réduirait les risques de blessures (Suni et al., 2013) . Il n'est ainsi que difficilement possible d'envisager de soulever des charges lourdes avec un dos adoptant une position parfaitement neutre. Il est possible de parler de plage neutre où les structures passives sont sous une tension minimale avec une amplitude de mouvement d'environ 2 à 20° de flexion-extension du rachis lombaire (Howe & Lehman, 2021). Au-delà de la plage neutre se trouve la zone élastique, qui est la zone où le mouvement du rachis est produit contre une forte résistance interne. Le mouvement provoque une tension sur les ligaments et les tissus capsulaires, les articulations apophysaires et le disque intervertébral qui peut entraîner des lésions tissulaires (Arjmand et al., 2001; Howe & Lehman, 2021). En dehors de la plage neutre, une flexion répétée sous des charges compressives peut ainsi entraîner une délamination de l'annulus et des hernies discales (Callaghan & McGill, 2001). Les résultats issus du modèle animal de Gunning et al., (2001) suggèrent que la flexion complète pourrait réduire la résistance en compression des unités fonctionnelles vertébrales (vertèbres, disque intervertébral, ligaments) (de 23 ± 47 %) qu'une diminution de 53 ± 63 % du seuil d'initiation du risque de blessure (Gunning et al., 2001).

L'efficacité du soulevé de terre, tant en termes de performance que de prévention des blessures, dépend de manière critique de la capacité du pratiquant à créer et à maintenir la rigidité du tronc par un gainage adéquat. Ce gainage, obtenu en engageant l'ensemble du tronc et en augmentant la pression intra-abdominale, transforme le tronc en un segment stable et rigide. Cette rigidité garantit que les forces significatives générées par le bas du corps sont transmises efficacement à travers le

tronc jusqu'à la barre, plutôt que d'être dissipées ou mal dirigées. L'amélioration de la performance en *Core Stability* serait alors vectrice d'une diminution du risque de blessure.

Dans ce contexte, il apparaît nécessaire de faire une comparaison détaillée des procédés d'exécution entre les techniques de soulevé de terre afin d'estimer les contraintes au niveau de la région lombo-pelvienne qui est la région principalement affectée par les blessures au sein de la pratique de sport de force. Cela permettra d'approfondir la connaissance du geste pour mieux appréhender le risque inhérent à la pratique et d'apporter des pistes concrètes d'amélioration de la performance, notamment avec la mise en relation de la capacité de *Core Stability* et de performance. Cela permettra également de proposer des recommandations quant à l'entraînement dans un cadre de prévention des blessures et d'optimisation de la performance.

- Facteurs de risque identifiés pour les lombalgies :
  - Charge d'entraînement élevée ou pic soudain = principal facteur établi (Soligard et al., 2016) ;
  - Position du rachis lombaire : effets encore incertains, mais potentiellement aggravants ;
  - Hypothèse : erreurs de contrôle moteur → variation momentanée de la posture rachidienne (Abdallah & Abd Elrahman, 2013 ; McGill et al., 2003).
- Effets de la flexion lombaire sous charge :
  - La flexion lombaire augmente de façon exponentielle les forces de cisaillement (Gunning et al., 2001 ; Potvin et al., 1991) ;
  - Même avec consignes strictes, une flexion lombaire partielle est inévitable lors des soulevés de terre :
    - 50 à 80 % de la flexion maximale (Edington et al., 2018) ;
    - 9–12° (L1-L3) / 18–22° (L4-L5) à 70 % du 1RM (Aasa et al., 2022).
  - Une flexion hors de la plage neutre sous forte charge augmente le risque de délamination de l'annulus et hernie discale (Callaghan & McGill, 2001 ; Howe & Lehman, 2021).
  - La capacité à maintenir la rigidité du tronc est déterminante pour :
    - La performance maximale ;
    - La prévention des blessures lombaires.

6. Influence de la morphologie individuelle : le rôle de l'anthropométrie

6.1. Vers une individualisation de la technique

Le soulevé de terre est utilisé pour renforcer la chaîne postérieure dans différentes populations, que ce soit des athlètes ou des personnes âgées (Cholewa et al., 2019). Toutefois, la préférence inter-individuelle pour l'une des deux techniques compétitives (CDL ou SDL) ne dépend pas uniquement des sollicitations articulaires ou musculaires. Comme nous l'avons vu précédemment, le soulevé de terre conventionnel et le soulevé de terre sumo présentent des exigences qui varient en fonction de la technique en raison des différences de position initiale. Que cela soit au regard des exigences mécaniques articulaires, mais aussi des sollicitations musculaires, le tout associé aux résultats parfois contradictoires dans la littérature indique qu'il n'existe pas de technique universellement optimale. L'optimisation du mouvement repose donc sur une individualisation, pouvant être influencée par la structure osseuse ou l'anthropométrie. Vedel (2023) souligne un paradoxe encore peu remis en question : la plupart des consignes techniques transmises dans les salles ou dans la littérature sont standardisées, alors même que les caractéristiques anthropométriques induisant des stratégies de mouvement différentes varient considérablement d'un individu à l'autre (Cholewa et al., 2019; Vedel, 2023). L'exemple du "genou qui ne doit pas dépasser la pointe de pied" illustre une norme potentiellement contre-productive, voire délétère, en déplaçant les contraintes du genou vers la hanche et le rachis lombaire (Fry et al., 2003). En conséquence, l'absence d'individualisation dans l'application des principes techniques peut limiter la performance et augmenter le risque de blessure.

6.2. Longueurs segmentaires et implications sur la performance

L'anthropométrie, au travers des proportions corporelles, influence directement la réalisation du soulevé de terre, notamment en ce qui concerne la production de force maximale. En effet, les longueurs segmentaires peuvent influencer la performance lors de cet exercice (Ferland et al., 2020; Hales, 2010; Lockie et al., 2018; Mayhew, Piper, et al., 1993). Ces travaux renseignent sur la performance brute (charge absolue ou relative), mais n'apportent pas d'éclairage sur leur influence sur les moments articulaires. Parmi les variables anthropométriques, les longueurs relatives du tronc et du membre supérieur sont les plus fréquemment citées pour déterminer l'avantage mécanique au soulevé de terre (Figure 13). Elles conditionnent la position de départ, la distance verticale que la barre doit parcourir et le bras de levier agissant sur les articulations de la hanche et du rachis lombaire.

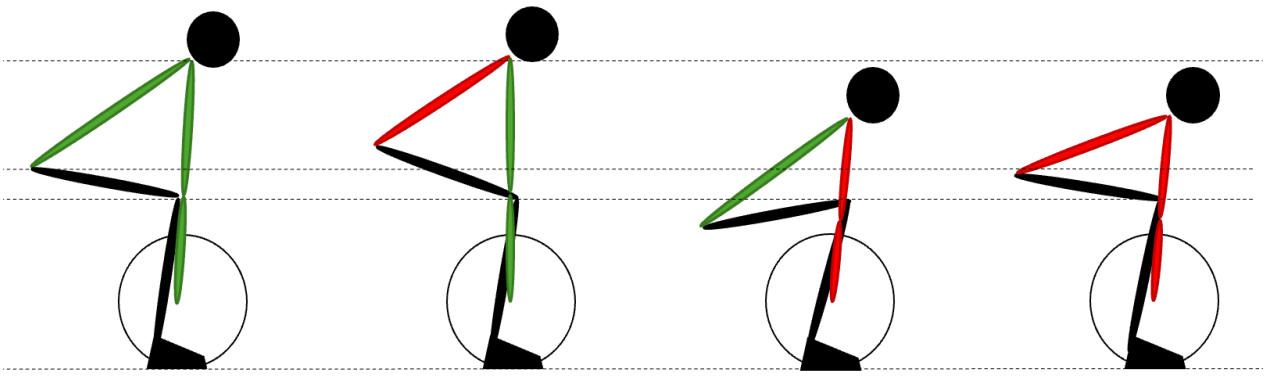


Figure 13: Schématisation de l'influence de la longueur du membre supérieur et du tronc sur la position initiale au soulevé de terre. En vert sont des segments pouvant être caractérisés de longs et en rouge des segments pouvant être caractérisés de courts.

Concernant le tronc, un segment long augmenterait, en position fléchie, la distance horizontale entre le rachis lombaire et la barre, ce qui exigerait une plus grande demande de force des *erector spinae*, en particulier en CDL où le buste est incliné (Cholewa et al., 2019). Cholewa et al. (2019) ont ainsi montré que les athlètes au tronc long réalisaient de meilleures performances en SDL, alors qu'un tronc court semble plus favorable au CDL (Cholewa et al., 2019). Ferland et al. (2020) ont confirmé le lien entre la longueur du tronc et la performance absolue mais ont montré que l'effet disparaissait lorsque la longueur du tronc était normalisée à la taille totale des sujets, suggérant que ce facteur doit être considéré sous forme de ratio plutôt qu'en valeur absolue.

La longueur du membre supérieur est un autre facteur déterminant. Cholewa et al., (2019) n'ont pas trouvé de corrélation significative entre la longueur du membre supérieur et le rapport de force SDL : CDL. Or, il peut sembler naturel qu'une longueur du membre supérieur plus importante par rapport à la taille pourrait être plus efficace pour le soulevé de terre, permettant une position de départ des hanches plus haute et une amplitude de mouvement totale réduite. Ferland et al., (2020) relèvent que le rapport Envergure/Taille prédisait positivement la force maximale relative au soulevé de terre. Un ratio plus important permet de placer ses hanches plus près de la barre afin de réduire le bras levier mesuré du centre des hanches au centre de la barre (Ferland et al., 2020). À l'inverse, des membres supérieurs courts nécessitent une descente plus marquée des hanches ou une inclinaison accrue du tronc, augmentant potentiellement les contraintes imposées au rachis lombaire par une flexion de tronc plus marquée et donc une position plus horizontale. Lockie et al. (2018), de leur côté, ont montré une corrélation positive entre la longueur absolue des membres supérieurs et le travail mécanique, la force de réaction au sol et la performance absolue en soulevé de terre, mais sans ajustement à la taille totale des sujets, ce qui n'exclue pas l'influence d'une taille corporelle globale plus importante également et qui serait juste une augmentation de l'échelle corporelle et donc des leviers de manière proportionnée (Lockie et al., 2018).

L’influence des longueurs relatives du fémur et de la jambe sur la performance est moins bien documentée et constitue un champ d’analyse comportant des lacunes. Mayhew et al. (1993) avaient suggéré que des jambes plus courtes, proportionnellement à la taille, favorisent la performance en réduisant l’amplitude de mouvement. Ferland et al. (2020), en revanche, n’ont pas trouvé de lien entre la longueur relative de la cuisse et la performance absolue au soulevé de terre, bien qu’ils aient montré qu’une jambe relativement plus longue en rapport à la taille augmentait la proportion que représente la performance en soulevé de terre sur le total des trois épreuves de force athlétique (i.e. squat, développé-couché, soulevé de terre). Keith et al. (2023), dans une étude préliminaire sur 11 participants, ont rapporté une corrélation entre la longueur absolue du fémur et le travail articulaire de la cheville, mais avec une taille d’effet faible (r=0,30). L'influence des proportions des membres inférieurs est un domaine où la recherche est moins développée et qui représente certaines lacunes à combler, notamment au regard des contraintes générées et pas uniquement sur l’aspect de performance.

En dépit de la littérature lacunaire à ce sujet, nous pouvons émettre l’hypothèse que l'anthropométrie d'un individu ne se contenterait pas de rendre un mouvement plus ou moins facile, elle prédisposerait un individu à s'appuyer sur des groupes musculaires spécifiques. Ces hypothèses n’ont pas été confirmées par des analyses EMG directement mais un athlète avec des leviers idéaux pour le CDL trouvera naturel de charger ses hanches et sa chaîne postérieure. Un athlète avec un torse long et des membres supérieurs courts devrait soit développer une importante force dorsale pour le CDL, soit se tourner naturellement vers le SDL, plus dominant pour les quadriceps, pour compenser (Hales, 2010). L'anthropométrie influencerait donc non seulement la performance, mais aussi les schémas de développement musculaire à long terme, entraînant potentiellement des déséquilibres musculaires, des stratégies ou des risques accrus de blessures chroniques si la variante va à l'encontre de sa mécanique naturelle. Elle pourrait significativement influencer les contraintes lombaires imposées lors du soulevé de terre, impactant à la fois la performance et le risque de blessures. Un torse long et des membres supérieurs courts pourraient rendre le soulevé de terre conventionnel difficile, et nécessiter une inclinaison voire une flexion compensatoire de la colonne vertébrale si la mobilité de la hanche est insuffisante. De plus, cette inclinaison plus importante peut être la source d’une augmentation des forces exercées sur le rachis lombaire, une flexion répétée sous des charges compressives peut entraîner une délamination de l'annulus et des hernies discales (Callaghan & McGill, 2001).

Dès lors, il apparaît essentiel de déterminer précisément comment les caractéristiques anthropométriques individuelles influencent les ajustements cinématiques et cinétiques lors du soulevé de terre, et dans quelle mesure ces interactions conditionnent la performance ainsi que le

choix optimal de la technique à adopter. Ces constats soulignent la nécessité de dépasser l'approche centrée sur l'analyse relative à la performance brute pour analyser l'influence de l'anthropométrie segmentaire sur la cinétique articulaire.

En résumé, l'anthropométrie constitue un facteur déterminant pouvant influencer significativement la performance au soulevé de terre. Toutefois, la plupart des études se sont limitées à l'analyse de la performance brute (charge absolue ou relative) et reposent souvent sur de petits échantillons (Keith et al., 2023; Lockie et al., 2018) ou sur des longueurs non normalisées, ce qui peut confondre les effets de la taille corporelle avec ceux des proportions segmentaires comme les résultats de Ferland et al. (2020) pourraient le suggérer. Les effets des caractéristiques anthropométriques sur les moments articulaires restent actuellement insuffisamment explorés. Définir précisément ces facteurs anthropométriques permettrait ainsi d'affiner l'individualisation du choix de la technique, avec pour objectif d'optimiser la performance tout en réduisant les contraintes articulaires et potentiellement le risque de blessure associée.

- L'anthropométrie influence les leviers biomécaniques, la production de force, la mobilisation musculaire, et potentiellement le risque de blessure (Cholewa et al., 2019 ; Fry, 2003).
- La standardisation des consignes techniques ne tient pas compte des grandes variations interindividuelles → risque d'inefficacité ou de blessure (Fry et al., 2003).
- Segments corporels et implications mécaniques
  - Longueur du tronc (Cholewa et al., 2019) :
    - Tronc long = délétère en CDL avec une augmentation du bras de levier lombaire et potentiellement une augmentation de la demande sur les érecteurs spinaux, favorable au SDL (1RM supérieur dans cette variante) ;
    - Tronc court = avantage mécanique en CDL.
      →Normalisation par la taille ne met plus en avant la corrélation entre performance et la longueur de tronc (Ferland et al., 2020).
  - Longueur du membre supérieur :
    - Pas de corrélation claire entre membre supérieur et SDL : CDL (Cholewa et al., 2019) ;
    - Rapport Envergure / Taille : plus ce rapport est élevé, meilleure la performance relative (Ferland et al., 2020).
  - Longueur des membres inférieurs :
    - Keith et al. (2023) : cuisses longues engendre un travail supérieur à la cheville ;
    - Ferland et al. (2020) : pas de corrélation significative sur la performance.

7. Problématique et objectifs généraux de la thèse

Le soulevé de terre, par son caractère polyarticulaire et sa capacité à solliciter intensivement les chaînes musculaires postérieures et le complexe lombo-pelvien, représente un exercice central dans la préparation physique et les disciplines de force telles que la force athlétique. Malgré ses bénéfices démontrés en matière de développement de la force et d'amélioration globale des performances sportives, il demeure associé à un risque significatif de blessure, particulièrement au niveau de la région lombo-pelvienne. Deux variantes principales coexistent en compétition : le soulevé de terre conventionnel (CDL) et le soulevé de terre sumo (SDL). Si certaines études suggèrent que le SDL permettrait de réduire les contraintes lombaires par une position initiale plus verticale, les résultats cinétiques et électromyographiques existants sont contradictoires et souvent limités par des méthodologies peu robustes. Les sollicitations musculaires du tronc relatives à ces techniques ne sont pas étudiées. De plus, l'influence des caractéristiques anthropométriques individuelles sur les choix techniques et leur impact sur la cinétique articulaire demeure insuffisamment explorée. Ainsi, il apparaît crucial d'approfondir notre compréhension des différences biomécaniques entre les techniques CDL et SDL. C'est précisément dans cette perspective que cette thèse se propose d'approfondir l'analyse biomécanique comparative de ces deux variantes de soulevé de terre en combinant une analyse cinématique, cinétique et électromyographique. L'objectif est de formuler des recommandations visant à individualiser le choix de la technique de soulevé de terre.

Dans ce contexte, les objectifs généraux de cette thèse sont les suivants :

1. Caractériser et comparer précisément les différences biomécaniques des membres inférieurs entre les techniques de soulevé de terre conventionnel (CDL) et sumo (SDL) :

- Analyser et comparer les paramètres cinématiques et cinétique articulaire des membres inférieurs durant l'exécution des deux variantes.
- Évaluer les différences d'activation musculaire des muscles moteurs des membres inférieurs dans les deux variantes.

2. Décrire la capacité de stabilisation du tronc (*Core Stability*) dans la performance et le contrôle du tronc lors du soulevé de terre

- Évaluer la cinématique et la cinétique articulaire du rachis lombaire en soulevé de terre, tant en CDL qu'en SDL
- Analyser les activations neuromusculaires des muscles du tronc sur ces deux tâches.

3. Évaluer l'influence des caractéristiques anthropométriques individuelles sur les techniques du soulevé de terre :

- Étudier les corrélations entre les longueurs segmentaires et d'évaluer leur influence sur la cinétique articulaire sur les deux techniques compétitives.

- Étudier les corrélations entre les longueurs segmentaires et d'évaluer leur influence sur la performance relative.

Chapitre II : Méthode générale

La méthodologie présentée dans ce chapitre constitue le socle commun aux différentes études expérimentales menées dans le cadre de cette thèse. Elle regroupe l'ensemble des procédures générales relatives à la sélection des participants, à l'instrumentation, au protocole expérimental ainsi qu'aux modalités d'acquisition et de traitement des données. Chaque étude fera néanmoins l'objet d'ajustements méthodologiques spécifiques en fonction des objectifs poursuivis, des paramètres biomécaniques analysés et du type d'analyse statistique retenu.

8. Sujets

Trente hommes en bonne santé et physiquement actifs (âge : 26 ± 4,6 ans ; masse : 81,3 ± 8,7 kg ; taille : 178,5 ± 6,2 cm) ont participé volontairement à cette étude. Un calcul a priori de la taille de l'échantillon a été réalisé à l'aide de G*Power (version 3.1.9.4, Université de Düsseldorf, Allemagne). La taille de l'échantillon de 29 participants a été estimée sur la base d'une taille d'effet de 0,7 pour atteindre une puissance de 95 %, avec un seuil alpha de 0,05.

Tous les participants pratiquaient activement la musculation et intégraient des exercices de soulevé de terre dans leur routine au moins une fois par semaine. Ils maîtrisaient l'exécution des deux variantes CDL et SDL. Ce travail a été approuvé par le comité d'éthique du Comité de protection des personnes Sud-Ouest et Outre-Mer II (référence d'approbation 2023-A02408-37) et conduit conformément aux exigences stipulées dans la Déclaration d'Helsinki. Tous les participants ont été informés des procédures, de l'objectif et des risques associés au protocole expérimental et ont donné leur consentement écrit avant leur inclusion dans l'étude. Les volontaires ne devaient pas présenter de blessure musculo-squelettique ni de maladie cardiovasculaire au cours des six mois précédant les tests.

9. Procédure expérimentale

La procédure expérimentale s'est déroulée en trois phases principales : 1) un échauffement standardisé, 2) une détermination individualisée du 1RM à l'aide d'un protocole de charge incrémentale, et 3) une phase de test réalisée dans des conditions de charge sous-maximale fixées à 85 % de la 1RM déterminée.

9.1. Protocole d'échauffement et d'ajustement du 1RM

Avant de commencer les mesures, les mesures anthropométriques et la masse de chaque participant ont été collectées. Les participants ont ensuite été équipés de marqueurs réfléchissants et

d'électrodes EMG de surface (Figure 15 et 16). Par la suite, les participants ont effectué un protocole d'échauffement standardisé consistant en 5 minutes d'exercice de faible intensité sur un ergomètre (Concept-2). Ceci a été suivi de 10 répétitions de soulevé de terre jambes tendues, 10 répétitions de rowing barre penchée, puis 10 répétitions de soulevé de terre avec une charge correspondant à 35 % de la 1RM déclarée par le participant.

Il a été demandé aux participants d'effectuer soit la variante conventionnelle CDL, soit la variante sumo SDL du soulevé de terre (Figure 14), pieds nus, en suivant un protocole de charge ascendante correspondant à 35 %, 50 %, 65 % et 75 % de leur 1RM déclarée. Ce protocole visait à ajuster leur 1RM en fonction de leur niveau de forme physique le jour de la mesure. Pour contrôler un effet potentiel de la préférence technique sur l'estimation de la 1RM, la répartition a été équilibrée : pour la moitié des participants, la 1RM ajustée a été estimée sur leur technique préférentielle, tandis que pour l'autre moitié, elle a été estimée à partir de leur technique non préférentielle. Le soulevé de terre conventionnel était la technique favorite pour 17 des 30 participants. Pour chaque condition de charge, trois répétitions consécutives ont été effectuées à la vitesse maximale durant la phase ascendante. Ce protocole a permis d'ajuster l'estimation de la 1RM sur la base de la relation charge-vitesse, une méthode démontrée comme étant fiable et reproductible pour le soulevé de terre (Morán-Navarro et al., 2021). Le 1RM a été estimé par extrapolation, en prenant la projection de la vitesse moyenne correspondant à 0,24 $m \cdot s^{-1}$(Morán-Navarro et al., 2021). Entre chaque condition de charge, les participants ont bénéficié de périodes de repos de 1 min 30, 2 min et 2 min 30, respectivement. Cette augmentation progressive du temps de repos visait à limiter l'effet de la fatigue, en ajustant les périodes de récupération en fonction des charges croissantes soulevées.





Figure 14 : Soulevé de terre conventionnel (a) et sumo (b) aux trois événements clés : décollage, passage des genoux et complétion du soulevé.

9.2. Analyse biomécanique à 85 % du 1RM

Après le protocole d'échauffement et d'ajustement de la charge correspondant à 1RM et à l'issue d'une période de récupération de 3 minutes, les participants ont effectué trois répétitions à 85 % de leur 1RM ajustée pour chacune des deux techniques de soulevé de terre, dans un ordre randomisé. Le choix du pourcentage du 1RM garantissait que les charges utilisées étaient suffisamment lourdes pour se situer dans la plage de développement de la force, 85 % représentant la charge pour laquelle les gains de force sont maximaux (Peterson et al., 2004). De plus, pour assurer la sécurité des participants et un contrôle optimal du mouvement, les charges ont été maintenues en dessous de 90 % de leur 1RM (Spencer & Croiss, 2015). Il a été demandé aux participants de maintenir le rachis dans une configuration neutre. Entre chaque condition technique, les participants disposaient de périodes de repos de 3 minutes. Pour s'assurer que les participants développaient une puissance maximale dans chaque condition, il leur a été demandé d'effectuer la phase concentrique de chaque répétition à vitesse maximale pour chaque série. Entre les répétitions au sein d'une même technique, de courtes pauses ont été imposées pour garantir une séparation claire entre les trois répétitions à chaque condition de charge. Le mouvement était effectué avec un départ arrêté (« *dead stop* ») pour éliminer les effets de l'énergie élastique.

Indépendamment de la technique utilisée, le mouvement commençait avec la barre reposant au sol. En CDL, les pieds étaient positionnés avec un écartement étroit correspondant à la largeur naturelle de l'athlète, les mains saisissant la barre à l'extérieur des genoux et les hanches positionnées plus bas que les épaules (Figure 14a). La barre était soulevée par une extension simultanée des hanches et des genoux. En revanche, en SDL, la principale différence était un placement des pieds plus large, avec les pointes de pieds tournées vers l'extérieur (Figure 14b). Les mains saisissaient la barre à l'intérieur des genoux. Pour les deux variantes de soulevé de terre, une prise en pronation a été systématiquement utilisée, bien que la largeur de la prise ait été ajustée selon les préférences

individuelles de chaque participant. Un essai était considéré comme réussi si, à la fin de la phase concentrique, le participant se tenait droit avec les genoux et les hanches en extension complète, le tronc droit et les épaules rétractées, conformément aux critères standards (IPF, 2024) d'exécution technique du soulevé de terre.

La magnésie et les bandes de tirages ont été autorisées afin que la force de préhension ne soit pas un facteur limitant à l'exécution du mouvement. Tous deux utilisés pour améliorer la préhension de la barre, la magnésie permet d'augmenter l'adhérence de la prise en augmentant la friction entre les mains et la barre. Autorisée en compétition, elle permet d'exprimer la force de préhension des muscles des avant-bras en améliorant l'adhérence, mais ne fournit pas de soutien supplémentaire pour prolonger la capacité de préhension au-delà de la fatigue musculaire contrairement aux sangles. Les sangles de tirage, également appelées sangles de poignet, sont des accessoires conçus pour améliorer la prise lors des exercices de traction lourds, notamment le soulevé de terre. Elles ont pour but d'améliorer la force de préhension, autorisées en compétition de strongman mais non autorisées dans la plupart des fédérations de force athlétique (Church et al., 2016). L'utilisation de bandes transfère une partie de la charge des doigts au poignet, permettant ainsi de soulever des charges plus lourdes et d'effectuer davantage de répétitions tout en conservant une meilleure force de préhension, sans nuire à la vitesse de la barre (Trahey et al., 2023).
La prise mixte a été interdite car elle induit une asymétrie des muscles du membre supérieur (Benggs, 2011), ainsi les bandes de tirage ont été autorisées pour que le mouvement ne soit pas limité par la force de préhension.

9.2.1. Acquisition des données

L'acquisition des données comprenait l'enregistrement synchronisé des forces de réaction au sol, de la cinématique 3D et des signaux EMG de surface. Les forces de réaction au sol (GRF) dans les trois axes sous chaque pied ont été mesurées à l'aide de deux plateformes de force triaxiales (BMS600900-2K, AMTI, USA) à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz. Simultanément, les données cinématiques ont été enregistrées à 200 Hz à l'aide d'un système optoélectronique de 14 caméras (Arqus A12 ; QUALISYS Company, Suède). Un ensemble de 81 marqueurs réfléchissants a été placé sur divers repères anatomiques du membre inférieur et supérieur des participants (Figure 15). De plus, pour suivre la hauteur de la barre et identifier le passage des genoux, trois marqueurs ont été positionnés sur la barre : deux à chaque extrémité pour suivre le déplacement, et un au centre pour estimer la vitesse verticale de la barre lors du traitement des données. Pour avoir une estimation en direct de cette vitesse verticale, nous avons utilisé un encodeur linéaire pour calculer

les vitesses moyennes de déplacement de chaque répétition. Cet encodeur était relié à une carte d'acquisition (National Instruments, « NI USB-6000 Multifunction I/O Device », National Instruments, Austin, TX, USA) connectée à Matlab (MATLAB, version R2022b, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) et échantillonnés à une fréquence de 150 Hz.

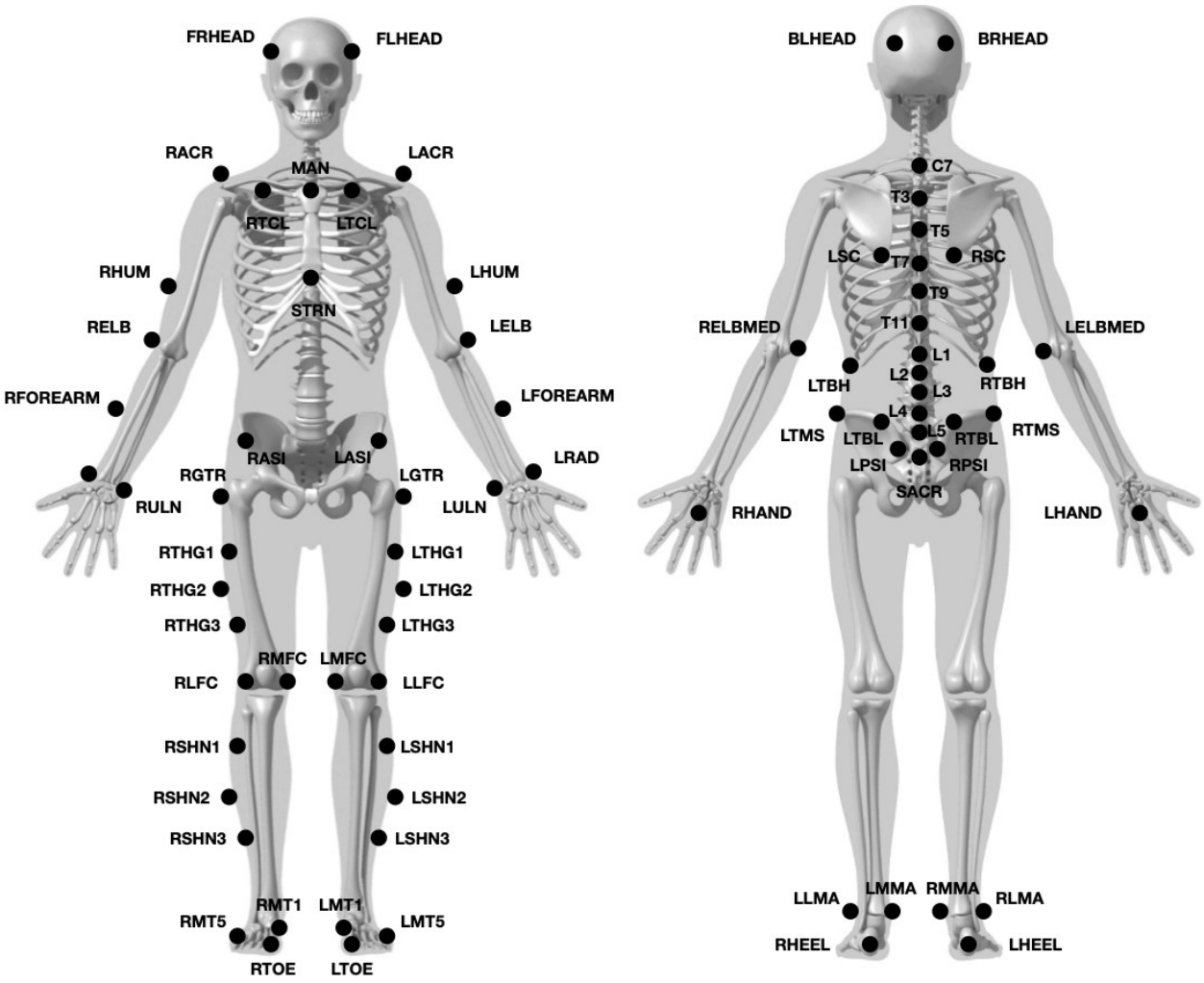


Figure 15 : Placement des marqueurs sur les repères anatomiques du corps entier.

Pour quantifier l'activité neuromusculaire, les données d'électromyographie de surface (EMG) ont été enregistrées à l'aide de douze électrodes EMG Delsys Trigno (Delsys, Natick, USA) à une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz. La peau a été préparée par rasage, abrasion et nettoyage pour assurer un contact optimal des électrodes. Les électrodes ont été positionnées conformément aux recommandations SENIAM sur les muscles suivants : 1) *vastus lateralis* ; 2) *biceps femoris* ; 3) *gastrocnemius lateralis* ; 4) *tibialis anterior* ; 5) *adductor magnus* ; 6) *gluteus maximus* ; 7) *gluteus medius* ; 8) *erector spinae lumbar* au niveau de L3 ; et 9) *erector spinae thoracis* au niveau de T12 ; 10) *obliquus externus* ; 11) *transversus abdominis / obliquus internus* ; 12) *rectus abdominis* (Figure 16).

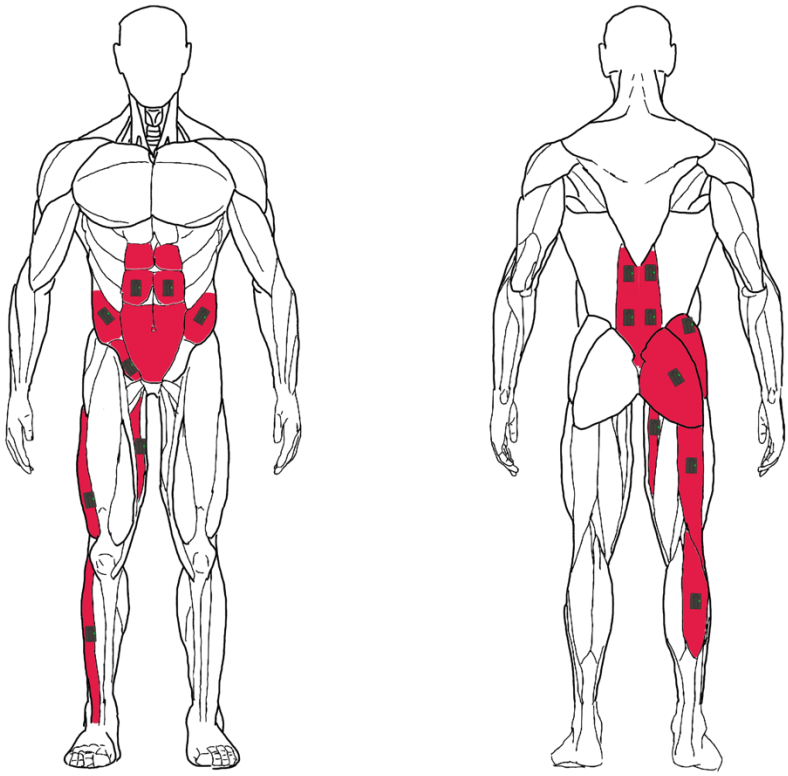


Figure 16 : Placement des EMG Placement des EMG sur le vastus lateralis ; le biceps femoris ; le gastrocnemius lateralis ; le tibialis anterior ; l'adductor magnus ; le gluteus maximus ; le gluteus medius ; les erector spinae lumbar au niveau de L3 ; et les erector spinae thoracis au niveau de T12 ; les obliquus externus ; le transversurs abdominus et obliquus internus ; les rectus abdominis.

9.2.2. Traitement des données

Les données enregistrées ont été segmentées par répétition, puis par phase. La première phase commence au décollage de la barre, défini comme le moment où la hauteur verticale de la barre augmente de 1 % par rapport à sa position la plus basse au repos sur le sol, en tenant compte de la déformation de la barre basée sur le déplacement vertical des marqueurs de celle-ci. À cet instant, l'athlète supporte déjà toute la masse de la barre. La fin de cette phase est définie par le passage des genoux, c'est-à-dire lorsque les marqueurs placés aux extrémités de la barre atteignent la hauteur verticale des condyles fémoraux pendant le mouvement. La tension initiale de la barre n'a pas été incluse dans l'analyse en raison du degré variable de déformation de la barre, qui dépend de la largeur de la prise de l'athlète et de la charge. La seconde phase commence au passage des genoux et se poursuit jusqu'à la fin du mouvement, définie comme l'instant où le pratiquant atteint une posture redressée avec les genoux et les hanches en extension complète et les épaules rétractées. Dans la présente étude, l'événement du passage des genoux a été choisi pour délimiter la transition entre les phases du mouvement, plutôt que le point de blocage (« *sticking point* »). Bien que le point

de blocage présente un intérêt particulier, étant donné que le succès en force athlétique dépend du déplacement continu de la barre vers le haut à travers cette région mécaniquement difficile, il n'a pas été observé dans nos données. Le point de blocage est généralement caractérisé par une diminution temporaire de la vitesse de la barre, survenant souvent au niveau du bord inférieur de la patella (Hales et al., 2009). Cependant, en raison de l'utilisation d'une charge sous-maximale (85 % de la 1RM) dans notre protocole, aucun point de blocage clair et identifiable, ni aucune région de blocage identifiable n'a été détecté, car la vitesse de la barre n'a pas montré de décélération marquée avant de réaccélérer. Comme l'ont noté Kompf et Arandjelović (2016), le point de blocage n'est ni une caractéristique inévitable ni universelle des exercices de résistance. Il apparaît généralement dans des conditions où une perte d'avantage mécanique ou de coordination intersegmentaire provoque une décélération transitoire ou un point d'échec. De telles conditions peuvent ne pas émerger à des intensités modérées, où les contraintes neuromusculaires et mécaniques sont insuffisantes pour induire une région de blocage distincte.

Les trajectoires des marqueurs, les GRF et les données EMG ont été enregistrées de manière synchrone à l'aide du logiciel Qualisys Track Manager (Qualisys AB, Göteborg, Suède). Les trajectoires des marqueurs et les données de GRF ont été filtrées passe-bas à l'aide d'un filtre de Butterworth du quatrième ordre sans déphasage, avec une fréquence de coupure de 12 Hz (Choe et al., 2021). Les données EMG ont été filtrées avec un filtre Butterworth bande-passe, de quatrième ordre, avec des fréquences de coupure de 30 à 450 Hz (Ertel et al., 2023; Lu et al., 2018). Un filtre passe bas avec une fréquence de coupure de 6 Hz a été appliqué pour calculer une enveloppe linéaire du signal EMG, permettant d'exprimer l'activité musculaire en pourcentage de la contraction volontaire maximale (MVC). Les données filtrées ont ensuite été exportées vers le logiciel Visual3D (C-Motion, Rockville, Maryland) pour le calcul des angles articulaires et des moments de force internes de la cheville, du genou, de la hanche et du complexe lombo-pelvien. Pour chaque phase, les données ont ensuite été normalisées temporellement sur une échelle de 0 % à 100 %.

Le pic d'activation EMG obtenu durant la réalisation des deux variantes techniques, correspondant à une contraction volontaire non isométrique sous-maximale (85 % du 1RM) a été utilisé comme valeur de normalisation pour chaque muscle analysé (Burden, 2010; S. Lee et al., 2018).

9.2.3. Modélisation en dynamique inverse

Afin de déterminer les variables cinématiques et cinétiques, le travail de cette thèse s'est basé sur les travaux de Lahkar et al., (2022) afin de définir un modèle corps complet (Lahkar et al., 2022). Le modèle suit la méthodologie de Dumas & Wojtusch, 2018 notamment en ce qui concerne les paramètres inertiels segmentaires.

Conformément aux recommandations de l'ISB, les moments articulaires calculés correspondent aux moments internes nets, c'est-à-dire à la résultante des contributions actives (musculaires) et passives (ligamentaires, capsulaires) nécessaires pour contrebalancer les moments externes appliqués au segment (Robertson et al., 2014, p. 163)

Chapitre III : Études

10. Première étude : La comparaison cinétique, cinématique et EMG du soulevé de terre conventionnel et sumo

Analyse biomécanique du soulevé de terre conventionnel et sumo

Manuscrit publié dans Frontiers in Bioengineering and Biotechnology

Hanen NC, Ben Mansour K, Ertel GN, Duchene Y and Gauchard GC (2025). Biomechanical analysis of conventional and sumo deadlift.

frontiers | Frontiers in Bioengineering and Biotechnology

TYPE Original Research
PUBLISHED 27 May 2025
DOI 10.3389/fbioe.2025.1597209

Check for updates

OPEN ACCESS

EDITED BY
Bernardo Innocenti,
Université libre de Bruxelles, Belgium

REVIEWED BY
Zhiqiang Liang,
Shanghai University of Sport, China
Yeon-Gyu Jeong,
Yeoju Institute of Technology, Republic of Korea

Biomechanical analysis of conventional and sumo deadlift

N. C. Hanen[1,2]*, K. Ben Mansour[1,2,3], G. N. Ertel[1,2], Y. Duchene[1,2] and G. C. Gauchard[1,2,3]

[1]Université de Lorraine, UR 3450 DevAH, Nancy, France, [2]Université de Lorraine, CARE, Nancy, France, [3]Université de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Villers-lès-Nancy, France

Le manuscrit est présent en annexe dans la section 1.1.

Les résultats d'une partie du travail de ce chapitre ont été présentés lors d'un poster à la conférence de la Société de Biomécanique en novembre 2024 (Annexe section 2.1.) et une seconde partie à été présentée à la conférence du European College of Sport Sciences à Rimini en juillet 2025 (Annexe section 2.2.).

10.1. Introduction

Le soulevé de terre conventionnel (CDL) et le soulevé de terre sumo (SDL) sont deux techniques fondamentales utilisées en compétition et comme exercices de renforcement pour les muscles du genou et de la hanche. De ces deux variantes, le soulevé de terre sumo n'est décrit qu'insuffisamment dans la littérature et manque souvent de détails spécifiques quant à l'impact qu'engendre la différenciation de position. En effet, la plupart des études reposent sur des données issues d'une acquisition en 2D, ce qui a été montré comme insuffisant lorsqu'il s'agissait de caractériser le SDL (Escamilla et al., 2000). Il a été mis en avant que la pratique du CDL, comparée à la pratique du SDL, engendre une amplitude au niveau de l'extension du genou plus importante durant la première partie du mouvement. Par ailleurs, les recherches actuelles suggèrent des différences au niveau des activations musculaires avec, notamment, le SDL comme étant plus exigeant pour les quadriceps et générant un moment d'extension du genou environ trois fois plus élevé qu'au CDL (Escamilla et al., 2000, 2002; McGuigan & Wilson, 1996).

Le SDL réduit également la contrainte sur le bas du dos. En effet, lors de la pratique de cette technique, les pratiquants maintiennent une posture plus droite avec une inclinaison de tronc réduite (Escamilla et al., 2000; Piper & Waller, 2001). En outre, le fait de maintenir l'haltère plus près du corps pendant le SDL réduit la contrainte du bras de levier, diminuant ainsi la contrainte mécanique sur le bas du dos (Cholewicki et al., 1991; Escamilla et al., 2000; Jovanović et al., 2021; McGuigan & Wilson, 1996). Le CDL serait, quant à lui, plus exigeant pour les *erector spinae*, caractérisé par un buste plus incliné vers l'avant au début du mouvement. Ainsi, une contraction plus forte des érecteurs du rachis serait nécessaire pour maintenir le dos en extension lorsque la barre n'est plus en contact avec le sol (Cholewicki et al., 1991; Salehi et al., 2020). La littérature n'est cependant pas univoque à ce sujet, certaines recherches n'ont pas fait l'expérience d'une augmentation de l'activité des érecteurs du rachis en CDL (Escamilla et al., 2002; Jovanović et al., 2021; Vitanza, 2018)

Ces études révèlent des résultats incohérents, soulignant les lacunes dans notre compréhension des implications biomécaniques des deux techniques de soulevé de terre. De plus, les méthodologies couramment utilisées pour examiner les différences entre les techniques CDL et SDL souffrent souvent de limitations techniques notables, en particulier celles basées sur des mesures 2D, soulignant la nécessité d'approches de recherche plus rigoureuses et complètes pour clarifier ces disparités.

Par conséquent, les objectifs de cette étude étaient de fournir une description biomécanique et d'examiner si la technique CDL diffère de la technique SDL et d'évaluer ces différences de manière

exhaustive. Cette comparaison vise à fournir des informations précieuses pour l'élaboration de recommandations de formation axées sur la prévention des blessures et l'optimisation des performances.

Nous avons émis l'hypothèse que la technique SDL induirait des moments articulaires inférieurs dans les membres inférieurs dans le plan frontal hormis pour le genou, une activation neuromusculaire plus faible des muscles extenseurs de la hanche, ainsi qu'une plus grande activation du *vastus lateralis* pendant l'exécution du mouvement.

10.2. Méthode

10.2.1. Détails spécifiques à la première étude

Ce chapitre s'appuie sur la méthodologie présentée au chapitre II, tout en intégrant des adaptations spécifiques aux objectifs de l'étude. Comme explicité précédemment, la procédure expérimentale comprenait trois phases principales : un échauffement standardisé, une détermination individualisée du 1RM à l'aide d'un protocole de charge progressive et une phase de test réalisée dans des conditions de charge sous-maximale fixées à 85 % du 1RM déterminé. Un ensemble de 34 marqueurs réfléchissants a été pris en compte sur différents repères anatomiques des membres inférieurs des participants, ainsi que 7 EMG de surface (Figure 17a et Figure 17b).

Les paramètres d'intérêt concernaient les variables cinématiques, à savoir l'amplitude de mouvement (ROM) et l'analyse statistique paramétrique (SPM), ainsi que les variables cinétiques, incluant les pics de moments articulaires et l'analyse SPM. L'analyse a porté sur les articulations de la hanche, du genou et de la cheville.

En ce qui concerne l'analyse électromyographique (EMG), deux paramètres : le pic d'activation musculaire et l'analyse SPM ont été évalués pour les muscles suivants :

1) *vastus lateralis* ;
2) *biceps femoris* ;
3) *gastrocnemius lateralis* ;
4) *tibialis anterior* ;
5) *Adductor magnus* ;
6) *gluteus maximus* ;
7) *gluteus medius*.

Le soulevé de terre étant un mouvement symétrique des segments des membres inférieurs (Escamilla et al., 2000; Salehi et al., 2020), les données EMG ont été analysées exclusivement sur le membre inférieur droit des participants.

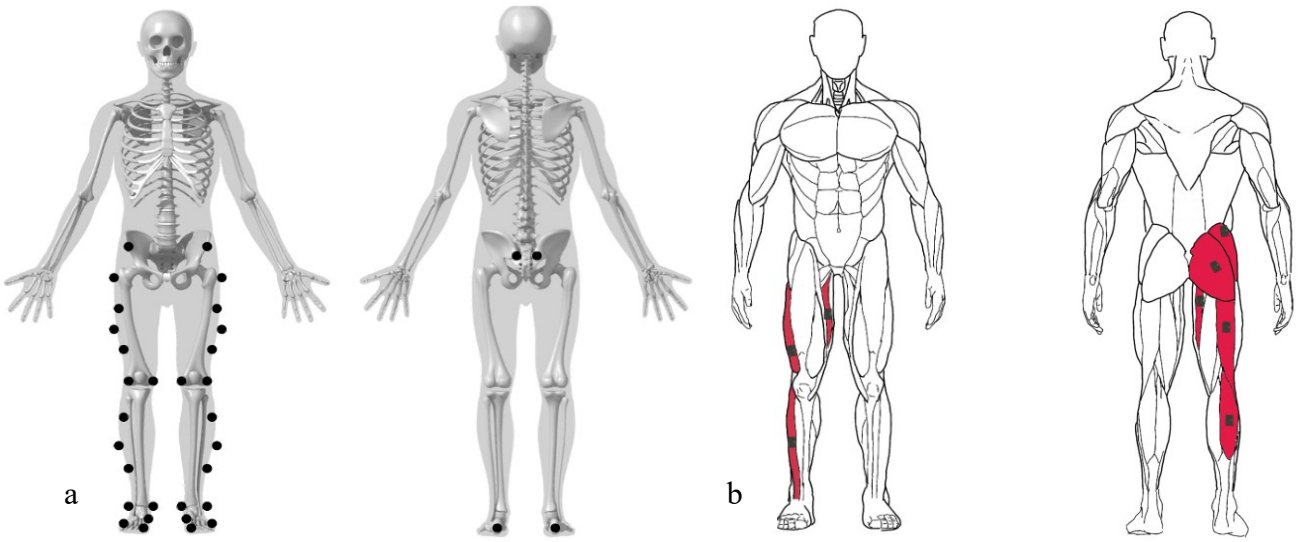


Figure 17 : Emplacement des marqueurs sur les repères anatomique (a) et des capteurs EMG (b) sur les membres inférieurs.

Moments articulaires

Conformément aux recommandations de l'ISB, les moments articulaires calculés correspondent aux moments internes nets, c'est-à-dire à la résultante des contributions actives (musculaires) et passives (ligamentaires, capsulaires) nécessaires pour contrebalancer les moments externes appliqués au segment (Robertson et al., 2014, p. 163)

La convention adoptée est la suivante :

- Un moment interne négatif correspond à un moment de flexion plantaire, de flexion de genou et d'extension de hanche dans le plan sagittal ; d'inversion, d'abduction de genou et de hanche dans le plan frontal ; et de rotation externe pour les trois articulations dans le plan transversal.
- Un moment interne positif correspond à un moment dorsiflexion, d'extension de genou et de flexion de hanche dans le plan sagittal ; d'éversion, d'adduction de genou et de hanche dans le plan frontal ; et de rotation interne dans le plan transversal.

Les angles suivent la même convention.

10.2.2. Analyse statistique

L'amplitude de mouvement (ROM) des articulations du membre inférieur, les valeurs moyennes des moments de force articulaires maximaux et de l'activité EMG ont été évaluées sur l'ensemble des répétitions et des phases pour chaque participant dans les deux variantes de soulevé de terre. La normalité des données a été vérifiée à l'aide du test de Shapiro-Wilk, puis un test t de Student pour échantillons appariés a été réalisé afin d'analyser l'effet de la technique de soulevé de terre sur les ROM et les moments articulaires. Un test de Wilcoxon a été utilisé pour l'activité EMG, les données ne suivant pas la loi normale. De plus, pour chaque phase, une analyse par cartographie statistique paramétrique (SPM) a été menée pour permettre une comparaison temporelle des techniques, pour chaque angle articulaire, moment interne de force articulaire et signal EMG à travers les phases du mouvement. Après application de la correction de Bonferroni pour les tests statistiques répétés sur les deux phases, le seuil de significativité pour tous les tests statistiques a été fixé à $p < 0,025$. Toutes les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel RStudio (R Core Team, Vienne, Autriche).

10.3. Résultats

10.3.1. Cinématique

10.3.1.1. Amplitude de mouvement

Concernant l'amplitude de mouvement (ROM) des membres inférieurs (Tableau 2), des différences significatives entre les deux techniques ont été observées au niveau des angles de la cheville, mais uniquement durant la phase 1. Le SDL a induit une ROM plus grande dans les plans sagittal et frontal durant la phase 1 ($p = 0,002$), tandis qu'une ROM réduite a été observée dans le plan transversal ($p < 0,001$). Le CDL a présenté une plus grande dorsiflexion durant la phase 1 ($p = 0,005$).

Pour l'articulation du genou, le SDL a entraîné une ROM plus grande dans les plans sagittal ($p = 0,004$) et frontal ($p < 0,001$) durant la phase 1, tandis qu'aucune différence n'a été observée durant la phase 2.

Au niveau de l'articulation de la hanche, le SDL a conduit à une ROM accrue dans les trois plans durant la phase 1 ($p = 0,006$ pour le plan frontal ; $p < 0,001$ pour les plans sagittal et transversal), ainsi qu'à une ROM plus grande dans les plans frontal ($p < 0,001$) et transversal ($p < 0,001$) durant la phase 2. Cependant, le CDL a présenté une plus grande amplitude d'extension de hanche durant la phase 2 ($p = 0,025$).

Tableau 2 : Amplitude de mouvement (moyenne ± écart-type [min max]) pour la cheville, le genou et la hanche pendant les soulevés de terre conventionnels et sumo au cours des phases 1 et 2 dans les trois plans anatomiques. Les valeurs en gras indiquent des différences significatives (p < 0,025) entre les techniques au sein d'une même phase, telles que déterminées par des tests t de Student appariés.

Cinématique		Phase 1				Phase 2			
		Conventionnel	Sumo	*p value*	Cohen's *d*	Conventionnel	Sumo	*p value*	Cohen's *d*
Amplitude cheville (°)	Dorsiflexion (+) Flexion plantaire (-)	**12.8 ± 4.0 [-1.1 11.7]**	**15.0 ± 3.3 [-7.8 7.3]**	**0.005**	-0.56	5.2 ± 1.9 [-2.9 2.1]	6.0 ± 1.9 [-12.0 -6.0]	0.030	-0.42
	Eversion (+) Inversion (-)	**3.2 ± 1.2 [-3.7 -0.5]**	**4.3 ± 2.1 [6.4 10.6]**	**0.002**	-0.61	4.1 ± 2.1 [-1.1 2.9]	5.2 ± 2.6 [10.4 15.7]	0.035	-0.40
	Rotation Interne (+) Rotation Externe (-)	**6.2 ± 2.0 [-10.6 -4.4]**	**4.5 ± 2.0 [-7.9 -3.5]**	**< .001**	0.80	5.3 ± 2.8 [-5.6 -0.4]	5.9 ± 3.0 [-5.3 0.7]	0.179	-0.25
Amplitude genou (°)	Extension (+) Flexion (-)	**33.4 ± 6.9 [-58.6 -25.2]**	**38.1 ± 8.3 [-59.1 -20.9]**	**0.004**	-0.58	19.4 ± 5.6 [-25.7 -6.5]	19.1 ± 5.4 [-22.0 -2.9]	0.777	0.05
	Adduction (+) Abduction (-)	**4.4 ± 1.8 [-1.8 2.6]**	**7.0 ± 3.8 [1.8 8.8]**	**< .001**	-0.69	3.6 ± 2.0 [-1.1 2.5]	4.8 ± 2.5 [-1.2 3.6]	0.044	-0.39
	Rotation Interne (+) Rotation Externe (-)	5.5 ± 2.2 [6.0 11.5]	5.7 ± 2.7 [3.6 9.3]	0.797	-0.05	6.5 ± 3.1 [5.6 11.9]	6.4 ± 2.6 [3.7 10.1]	0.865	0.03
Amplitude hanche (°)	Flexion (+) Extension (-)	**38.3 ± 6.1 [53.3 91.7]**	**39.9 ± 5.8 [46.6 86.5]**	**0.006**	-0.54	**49.4 ± 9.7 [3.7 53.3]**	**43.9 ± 11.2 [2.7 46.6]**	**< .001**	0.96
	Adduction (+) Abduction (-)	**3.0 ± 1.0 [-8.4 -5.3]**	**7.9 ± 4.1 [-31.6 -23.6]**	**< .001**	-1.10	**3.8 ± 1.5 [-9.1 -5.4]**	**5.1 ± 2.1 [-24.6 -19.6]**	**0.020**	-0.45
	Rotation Interne (+) Rotation Externe (-)	**8.9 ± 3.9 [-11.8 -2.9]**	**15.4 ± 3.7 [-20.7 -5.4]**	**< .001**	-1.95	**6.0 ± 2.0 [-15.8 -9.8]**	**10.1 ± 3.6 [-30.1 -19.9]**	**< .001**	-1.03

10.3.1.2. Angles articulaires : analyse SPM

L'analyse SPM a révélé des différences significatives entre les deux techniques (CDL et SDL) concernant les angles articulaires de la cheville, du genou et de la hanche, au cours des deux phases du soulevé de terre et dans les trois plans de l'espace. Ces différences sont illustrées dans la Figure 18, qui indique les intervalles de temps spécifiques durant lesquels les écarts atteignent la significativité statistique.

Concernant la cheville, le CDL a entraîné une plus grande dorsiflexion dès le début du mouvement, se stabilisant autour de la position neutre, tandis que le SDL a induit une flexion plantaire à partir de 53 % de la première phase et s'est poursuivi jusqu'à la fin du mouvement. Dans le plan frontal, la cheville a montré une éversion tout au long du SDL, alors qu'en CDL, une inversion initiale a été observée, suivie d'une éversion au début de la seconde phase. Concernant le plan transversal, une rotation externe plus importante a été observée en CDL par rapport au SDL jusqu'à environ 27 % de la phase 1.

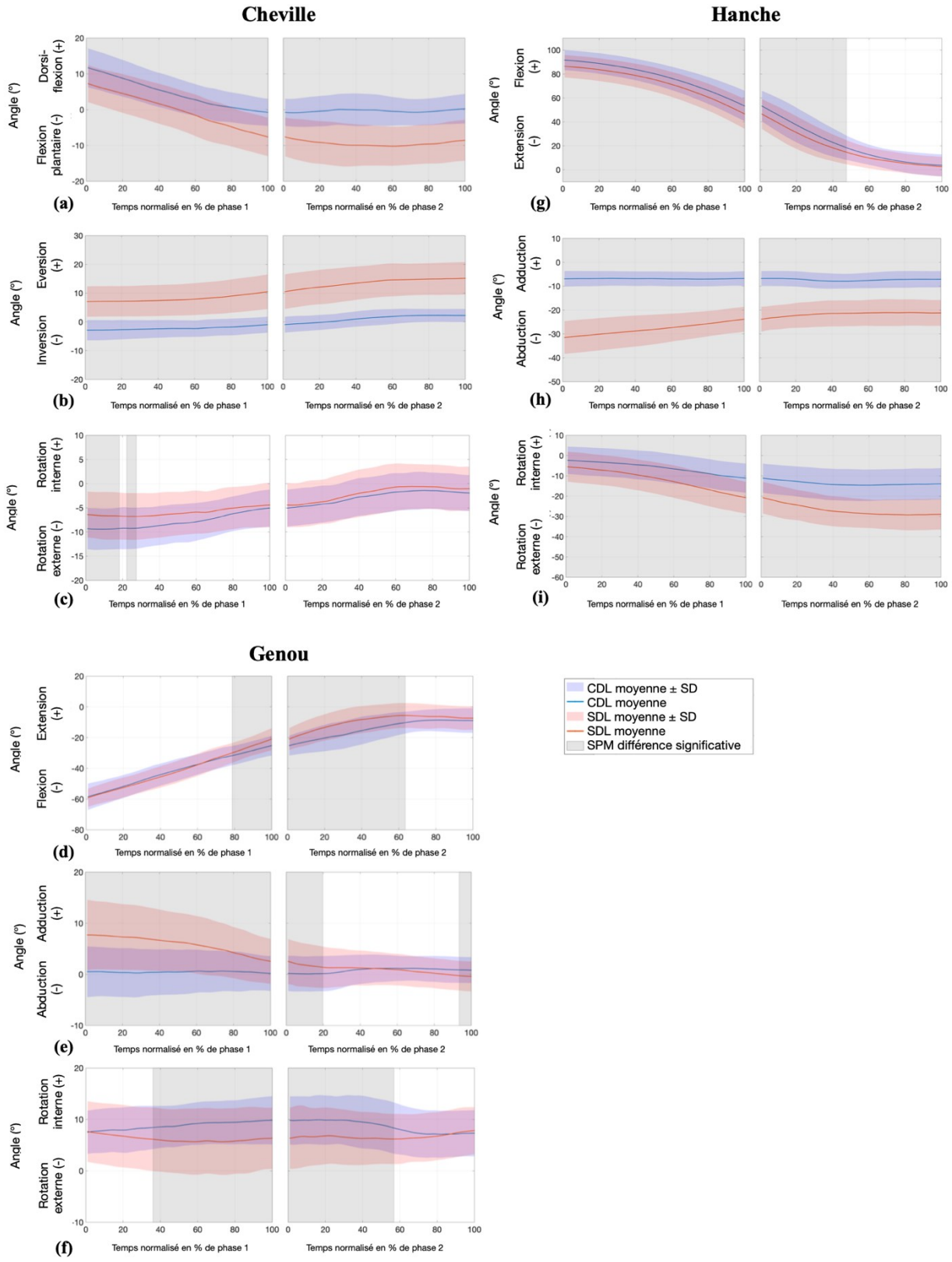


Figure 18 : Analyse SPM des angles articulaires (°) au niveau de la cheville (a), du genou (b) et de la hanche (c) pendant les soulevés de terre conventionnels (CDL) et sumo (SDL) au cours des phases 1 et 2. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent des différences significatives ($p < 0,025$) entre les techniques.

Pour le genou, l'angle de flexion a différé de manière significative entre les techniques, principalement autour du passage des genoux, de 79 % de la première phase à 63 % de la seconde phase, avec une extension plus précoce observée en SDL. De plus, en SDL, le genou a présenté une adduction initiale d'environ 8°, qui a diminué progressivement tout au long du mouvement. En revanche, le CDL a maintenu un angle quasi neutre dans le plan frontal. La différence entre les deux techniques a persisté durant le premier quart de la seconde phase.

Les angles de la hanche ont montré des variations significatives tout au long du mouvement, à la fois dans les plans frontal et transversal. Spécifiquement, l'abduction et la rotation externe de la hanche étaient plus importantes en SDL qu'en CDL, tandis que la flexion de la hanche était plus prononcée en CDL jusqu'au milieu de la seconde phase.

10.3.2. Cinétique

10.3.2.1. Pics de moments de force articulaires

Comme le montre le Tableau 3, l'analyse des pics de moments de force articulaires des membres inférieurs, réalisée à l'aide de tests t appariés, a révélé des différences significatives entre les deux techniques au cours des phases du mouvement ($p < 0,025$).

Au niveau de la cheville, un moment d'éversion a été observé en CDL dans les deux phases, tandis que le SDL s'est caractérisé par un moment d'inversion. Par ailleurs, un moment de rotation externe significativement plus élevé a été observé en CDL durant la phase 1 avant de s'inverser en phase 2 ($p < 0,001$).

Concernant le genou, les moments de force étaient significativement plus importants pour le SDL dans les deux phases ($p < 0,001$), sauf dans le plan frontal en phase 2.

Pour la hanche, les moments extenseurs étaient significativement plus élevés en CDL. En revanche, dans les plans frontal et transversal, les moments de hanche étaient plus importants en SDL ($p < 0,001$).

Tableau 3 : Moments articulaires maximaux (moyenne ± écart-type) pour la cheville, le genou et la hanche lors des soulevés de terre conventionnels et sumo au cours des phases 1 et 2 dans les trois plans anatomiques. Moments articulaires maximaux (moyenne ± écart-type) pour la cheville, le genou et la hanche lors des soulevés de terre conventionnels et sumo au cours des phases 1 et 2 dans les trois plans anatomiques.

Cinétique		Phase 1				Phase 2			
		Conventionnel	Sumo	*p value*	Cohen's *d*	Conventionnel	Sumo	*p value*	Cohen's *d*
Cheville (Nm)	Dorsiflexion (+) Flexion plantaire (-)	-122.2 ± 31.9	-120.39 ± 31.4	0.683	-0.08	-100.7 ± 30.3	-92.8 ± 31.1	0.085	-0.33
	Eversion (+) Inversion (-)	**29.6 ± 15.3**	**-10.81 ± 13.7**	**< .001**	2.48	**19.1 ± 12.6**	**-15.2 ± 9.8**	**< .001**	2.74
	Rotation Interne (+) Rotation Externe (-)	**-15.8 ± 8.6**	**-21.09 ± 10.5**	**0.005**	0.56	**-18.2 ± 7.0**	**-10.5 ± 8.0**	**< .001**	-1.01
Genou (Nm)	Extension (+) Flexion (-)	**52.8 ± 30.4**	**80.20 ± 35.7**	**< .001**	-0.94	**-59.4 ± 19.6**	**-75.9 ± 31.5**	**< .001**	0.74
	Adduction (+) Abduction (-)	**-32.6 ± 17.0**	**-68.92 ± 29.5**	**< .001**	1.48	-36.8 ± 14.9	-38.2 ± 28.7	0.721	0.07
	Rotation Interne (+) Rotation Externe (-)	**15.2 ± 14.9**	**42.15 ± 22.9**	**< .001**	-1.77	**-0.2 ± 8.1**	**10.3 ± 11.9**	**< .001**	-1.15
Hanche (Nm)	Flexion (+) Extension (-)	**-303.3 ± 47.0**	**-276.23 ± 47.1**	**< .001**	-1.47	**-219.3 ± 40.5**	**-195.8 ± 41.7**	**< .001**	-1.24
	Adduction (+) Abduction (-)	**30.2 ± 16.1**	**101.03 ± 53.3**	**< .001**	-1.51	**-47.7 ± 23.7**	**65.5 ± 36.5**	**< .001**	-2.38
	Rotation Interne (+) Rotation Externe (-)	**-39.9 ± 21.5**	**-57.46 ± 26.5**	**< .001**	1.04	**-37.4 ± 12.1**	**-44.7 ± 18.3**	**0.001**	0.66

10.3.2.2. Moments de force articulaires : analyse SPM

Contrairement au plan sagittal, des différences significatives dans les moments de force à la cheville ont été observées dans les plans frontal et transversal, comme le montre la Figure 19. Dans le plan frontal, la cheville a présenté un moment d'éversion tout au long du mouvement en CDL, tandis qu'un moment d'inversion, inférieur à 10 Nm, a été observé en SDL avec un pic de moment se produisant dans la première phase. Dans le plan transversal, à l'approche du passage des genoux (fin de la phase 1), le moment de rotation externe de la cheville a augmenté en CDL, alors qu'il a diminué en SDL. Spécifiquement, jusqu'à 62 % de la phase 1, le moment externe de la cheville était significativement plus important en SDL. Toutefois, dans les 4 derniers pourcents de cette même phase, le moment externe est devenu significativement plus élevé en CDL. Cette différence s'est maintenue tout au long de la phase 2.

Les moments de force au niveau du genou étaient significativement différents dans les trois plans. Le moment extenseur du genou était plus important en SDL de 0 % à 59 % de la phase 1. Par la suite, à l'approche du passage des genoux, le moment est passé d'un moment extenseur à un moment fléchisseur, la diminution étant plus marquée en SDL qu'en CDL. Dans le plan frontal, le SDL a induit un moment d'abduction du genou plus important, qui a progressivement diminué jusqu'à ce qu'aucune différence significative ne soit observée entre les deux techniques dans la dernière partie

de la phase 1 et jusqu'aux 30 premiers pourcents de la phase 2. À partir de ce point, le SDL a généré un moment d'adduction du genou, tandis que le CDL a maintenu un moment d'abduction stable. Dans le plan transversal, un moment de rotation interne du genou a été observé tout au long du mouvement, avec une amplitude plus grande en SDL, malgré une diminution progressive.

Concernant l'articulation de la hanche, le moment extenseur était significativement plus élevé en CDL durant la phase 1 et les 19 premiers pourcents de la phase 2. Le moment d'adduction était significativement plus important en SDL tout au long du mouvement. En revanche, le CDL a initialement produit un moment d'adduction de la hanche, qui est ensuite passé à un moment d'abduction à partir de 16 % de la phase 2. Dans le plan transversal, les deux techniques ont généré un moment de rotation externe à la hanche, qui était initialement plus prononcé en SDL durant la phase 1 avant de diminuer et de ne plus montrer de différences significatives entre les techniques à partir de 7 % de la phase 2.

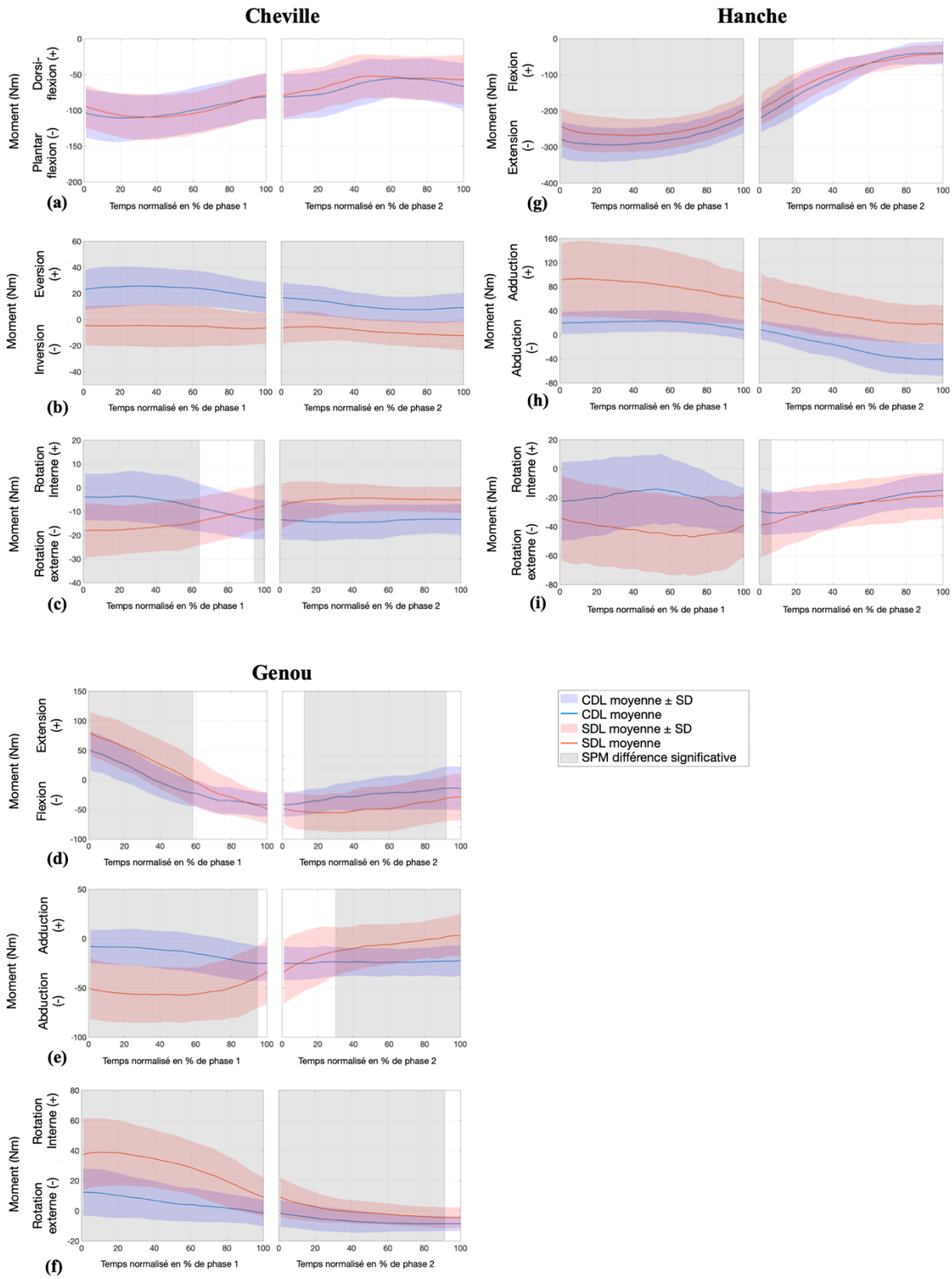


Figure 19 : Analyse SPM des moments articulaires (Nm) au niveau de la cheville (a), du genou (b) et de la hanche (c) pendant les soulevés de terre conventionnels (CDL) et sumo (SDL) au cours des phases 1 et 2. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent des différences significatives ($p < 0,025$) entre les techniques.

10.3.3. EMG

10.3.3.1. Pic d'activité EMG

Comme présenté dans le Tableau 4, l'analyse des pics d'activité EMG à l'aide des tests des rangs signés de Wilcoxon a révélé des différences significatives entre les techniques pour le *biceps femoris*, le *gluteus medius*, le *tibialis anterior* et le *vastus lateralis*. Le *biceps femoris* a présenté une activation plus grande en CDL au cours des deux phases (p = 0,009 et p = 0,003 respectivement).

Le *tibialis anterior* a montré une activation plus importante en CDL durant la phase 1 (Méd : 81,9 %, IQR : 17,9) par rapport au SDL (Méd : 64,3 %, IQR : 26,3 ; $p < 0{,}001$), mais aucune différence significative n'a été observée durant la phase 2. Inversement, le *vastus lateralis* a présenté un pic d'activation plus élevé en SDL durant la phase 1 (Méd : 63,3 %, IQR : 23,1) par rapport au CDL (Méd : 55,5 %, IQR : 20,3 ; $p = 0{,}014$).

Tableau 4 : Activité EMG normalisée (%MVC) dans les soulevés de terre conventionnels et sumo au cours des phases 1 et 2. Les valeurs en gras indiquent des différences significatives (p < 0,025) entre les techniques au sein d'une même phase, telles que déterminées par les tests de Wilcoxon.

EMG	Phase 1				Phase 2			
	Conventionnel	Sumo	*p value*	Rank-biserial Correlation *r*	Conventionnel	Sumo	*p value*	Rank-biserial Correlation *r*
Adductor Magnus	77.5 (12.1)	72.3 (21.2)	0.070	0.394	50.8 (28.9)	48.4 (25.3)	0.115	0.345
Biceps Femoris	**78.0 (13.1)**	**71.3 (15.6)**	**0.009**	0.535	**77.6 (18.9)**	**69.9 (20.9)**	**0.003**	0.604
Gastrocnemius Lateralis	73.8 (16.1)	73.4 (15.1)	0.984	0.006	67.1 (15.6)	68.1 (21.0)	0.584	-0.118
Gluteus Maximus	79.1 (20.0)	71.2 (16.1)	0.465	0.157	77.2 (13.3)	74.2 (20.9)	0.177	0.286
Gluteus Medius	74.6 (18.3)	75.9 (19.6)	0.824	0.049	80.4 (9.1)	75.9 (23.5)	0.038	0.432
Tibialis Anterior	**81.9 (17.9)**	**64.3 (26.3)**	**< .001**	0.699	64.7 (18.4)	63.3 (22.0)	0.903	-0.028
Vastus Lateralis	**55.5 (20.3)**	**63.3 (23.1)**	**0.014**	-0.517	49.1 (19.8)	40.0 (21.3)	0.084	0.370

10.3.3.2. Analyse SPM des données EMG

Des différences significatives ont été observées dans l'activation musculaire entre les techniques CDL et SDL, comme l'illustre la Figure 20. Les muscles *adductor magnus*, *gastrocnemius lateralis* et *gluteus maximus* ont montré une activation plus élevée durant la phase 2 de la technique SDL. Plus précisément, l'activation de l'*adductor magnus* était significativement plus grande durant le dernier quart de la dernière phase (76 %–100 %) et l'activation du *gastrocnemius lateralis* était plus grande entre 59 % et 74 %. Inversement, l'activation du *gluteus maximus* et du *tibialis anterior* était significativement plus grande durant la phase 1 de la technique CDL (respectivement 0 %–19,5 % et 48 %–62 %), puis plus grande durant la phase 2 du SDL (respectivement 87 %–96 % et 60 %–

100 %). De plus, l'activation du *gluteus medius* était significativement plus élevée en CDL entre 29 % et 37 % de la phase 2, après le passage des genoux.

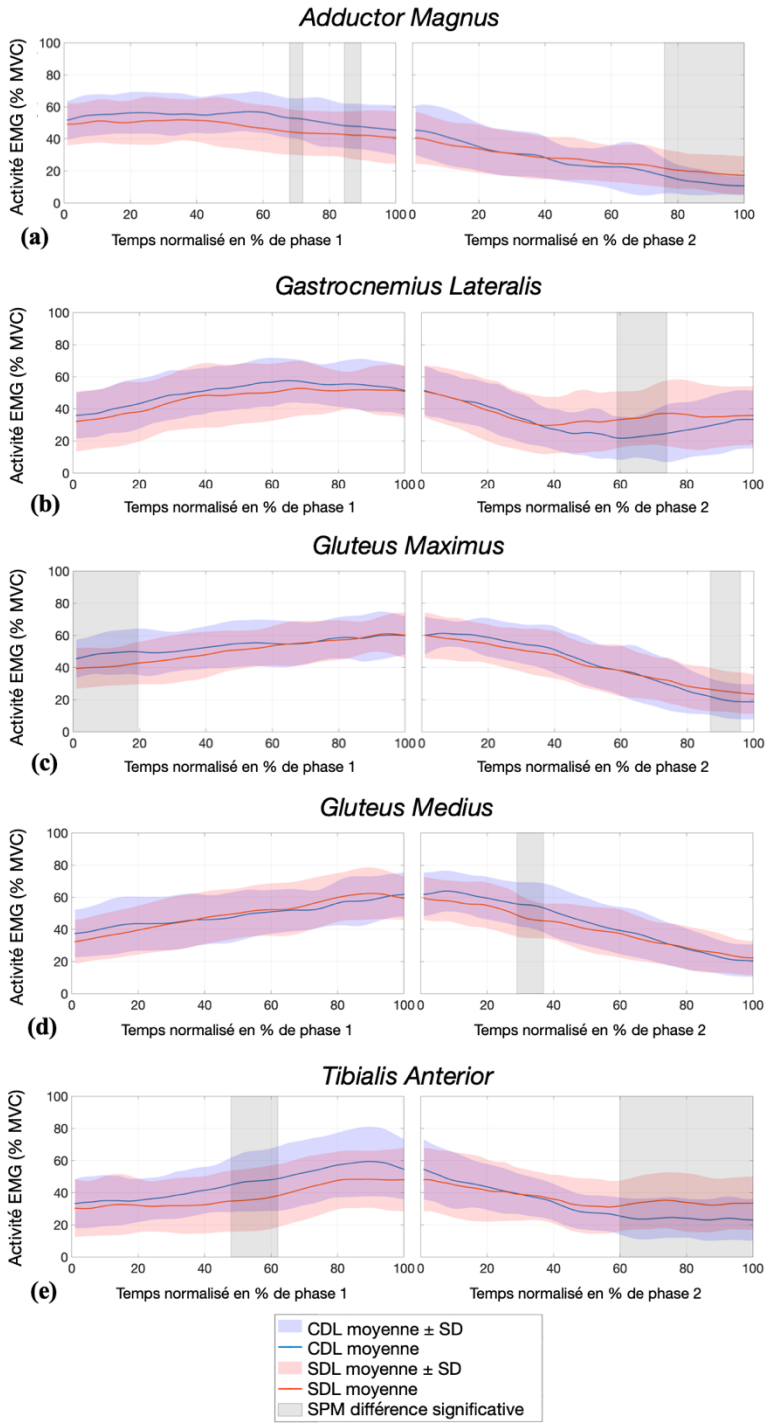


Figure 20 : Analyse SPM des activités EMG normalisée (%) des muscles : Adductor Magnus (a), Gastrocnemius Lateralis (b), Gluteus Maximus (c), Gluteus Medius (d), et du Tibialis Anterior (e) durant le soulevé de terre conventionnel (CDL) et sumo (SDL) sur les phases 1 et 2. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent les différences significatives (p<0,025) entre les techniques.

10.4. Discussion

L'objectif de cette étude était de décrire et d'analyser les techniques de soulevé de terre conventionnel (CDL) et sumo (SDL) par une analyse biomécanique complète incluant la cinématique articulaire, les moments de force articulaires et l'activation musculaire. Les résultats soulignent des différences significatives entre les deux techniques à travers les trois plans anatomiques.

La cinématique tridimensionnelle du membre inférieur a révélé des différences significatives au niveau des articulations de la cheville et du genou durant la phase 1, et au niveau de l'articulation de la hanche tout au long des deux phases. Dans le plan sagittal, le SDL a montré une plus grande amplitude d'extension de hanche (ROM) durant la phase 1, bien que le CDL ait présenté la flexion de hanche initiale la plus élevée au début du mouvement. Inversement, durant la phase 2, le CDL a démontré une plus grande ROM en extension de hanche. L'analyse SPM a confirmé que les différences significatives entre les deux techniques s'étendaient du début du soulevé jusqu'au milieu de la phase 2, le CDL montrant de manière constante une plus grande flexion de la hanche. La flexion de hanche accrue observée au début de la phase 2 en CDL, suivie d'une convergence des angles articulaires en extension complète, souligne la plus grande ROM globale de la hanche requise par cette technique. Ce schéma reflète la sollicitation accrue de la mobilité de la hanche durant cette phase du CDL.

De même, dans le plan sagittal, le SDL a démontré une plus grande ROM en extension du genou durant la phase 1. Bien qu'aucune différence significative n'ait été trouvée dans la flexion maximale, l'analyse SPM a révélé une plus grande extension en SDL de la fin de la phase 1 à la majeure partie de la phase 2, indiquant des stratégies de coordination inter-articulaires distinctes entre les deux techniques de soulevé. Les différences d'angles au genou et à la hanche entre les deux techniques ont progressivement diminué à l'approche de la fin du mouvement. Ces résultats dans le plan sagittal sont cohérents avec la littérature existante. En effet, Jovanović et al. (2021) ont rapporté une plus grande ROM en extension du genou en SDL durant la phase 1 et une plus grande ROM en extension de la hanche en CDL durant la phase 2.

À la cheville, la ROM dans le plan sagittal était significativement plus grande en SDL durant la phase 1. Cependant, l'analyse SPM a montré que le CDL induisait une plus grande dorsiflexion tout au long de la majeure partie du mouvement. Cette distinction s'étendait aux deux phases, le CDL commençait par une dorsiflexion prononcée tendant vers une position neutre, tandis que le SDL passait en flexion plantaire à partir du milieu de la phase 1 jusqu'au verrouillage. Bien qu'Escamilla et al. (2000) n'aient pas rapporté directement les angles de l'articulation de la cheville, leurs

descriptions de la posture initiale et de l'alignement des segments suggèrent une configuration mécanique similaire, caractérisée par une plus grande inclinaison tibiale vers l'avant en CDL.

Dans les plans frontal et transversal, le SDL a démontré une plus grande abduction de hanche, une plus grande rotation externe de la hanche et une plus grande éversion de la cheville. Inversement, le CDL impliquait une plus grande dorsiflexion et rotation externe de la cheville, ce qui est cohérent avec une stratégie de mouvement plus fortement orientée vers le plan sagittal. Notamment, la rotation externe de la hanche en SDL a augmenté progressivement tout au long du mouvement, tandis que l'abduction de la hanche a diminué à mesure que les membres inférieurs s'étendaient. Ces schémas peuvent être attribués à la position de départ : le SDL se caractérise par une prise plus large et une plus grande rotation externe des membres inférieurs, ce qui facilite l'abduction de la hanche et la flexion plantaire. En revanche, le CDL adopte une posture plus étroite et alignée dans le plan sagittal, avec un placement des pieds quasi parallèle et des jambes plus orientées verticalement, limitant ainsi la flexion plantaire et maintenant la dorsiflexion tout au long du mouvement. Bien qu'aucune différence significative n'ait été observée dans la ROM de rotation du genou, l'analyse SPM a montré une plus grande rotation interne du genou en CDL du milieu de la phase 1 au milieu de la phase 2. De plus, une plus grande ROM en rotation externe de la cheville a été observée en CDL durant la phase 1, l'analyse SPM confirmant ces différences au début du mouvement. Escamilla et al. (2000) ont souligné les limites des évaluations 2D pour capturer les mouvements hors du plan sagittal, en particulier en SDL. À notre connaissance, il s'agit de la première étude à caractériser quantitativement le comportement articulaire dans les plans frontal et transversal au fil du temps pour les deux techniques de soulevé de terre. Ces résultats soulignent l'importance des analyses par phases, temporelles et tridimensionnelles pour faire progresser la compréhension de la biomécanique du soulevé de terre, au-delà des perspectives principalement axées sur le plan sagittal des études précédentes (Cholewicki et al., 1991; McGuigan and Wilson, 1996; Escamilla et al., 2000; Jovanović et al., 2021).

L'analyse des moments de force articulaires internes a révélé d'autres distinctions entre les deux techniques. Des différences significatives dans les moments de l'articulation de la hanche ont été observées dans les trois plans anatomiques tout au long du mouvement. Notamment, l'application de l'analyse SPM a fourni de précieuses informations temporelles qui ont complété les interprétations des valeurs de pic. Dans le plan sagittal, le CDL a produit des moments extenseurs de hanche plus importants durant la phase 1, qui ont progressivement diminué après le passage des genoux. Au-delà de cet événement, la différence entre les techniques est devenue moins prononcée, car toutes deux ont montré une diminution du moment extenseur de la hanche durant la phase 2, comme l'a souligné l'analyse SPM. Dans le plan frontal, le SDL s'est caractérisé par des moments

d'adduction de la hanche plus importants au début du mouvement. Inversement, le CDL a démontré un passage progressif vers des moments d'abduction de la hanche à mesure que le mouvement progressait. Dans le plan transversal, le SDL a présenté des moments de rotation externe de la hanche significativement plus importants durant la phase 1. Ces moments ont diminué progressivement, et aucune différence significative entre les techniques n'a été détectée au-delà du début de la phase 2. Globalement, ces résultats suggèrent que le CDL met l'accent sur l'extension de la hanche dans le plan sagittal durant les phases initiales du mouvement, tandis que le SDL impose des sollicitations de contrôle médio latéral et rotationnel plus importantes à l'articulation de la hanche.

Conformément à notre hypothèse initiale, le SDL a généré un pic de moment extenseur du genou significativement plus important. Cependant, l'analyse SPM a montré que cette différence diminuait à mesure que la barre approchait du passage des genoux. Après cet instant, le SDL a présenté un moment fléchisseur au genou plutôt qu'extenseur. Cela pourrait être dû au fait que la barre est positionnée en avant des genoux, un schéma qui est devenu moins proéminent autour de la position de verrouillage à la fin du mouvement. Dans le plan frontal, le SDL a également généré des moments d'abduction du genou plus prononcés, en particulier durant la phase 1, coïncidant avec le pic de charge sur la hanche dans le plan frontal. Ces différences cinétiques reflètent l'influence de la largeur de la prise et de l'orientation des membres sur la répartition de la charge dans les plans frontal et sagittal, en particulier durant la phase 1, lorsque les moments articulaires étaient à leur maximum, comme l'a démontré l'analyse SPM.

À la cheville, les moments articulaires dans le plan sagittal sont restés relativement constants entre les techniques tout au long des deux phases, comme l'indiquent les analyses de pic et SPM. Ceci contraste avec les conclusions d'Escamilla et al. (2000), qui ont rapporté un moment de dorsiflexion pendant le SDL et un moment de flexion plantaire pendant le CDL. Cet écart pourrait être attribué à la charge imposant un moment de flexion plantaire constant pour atteindre une position verticale. Une limitation méthodologique de leur étude est que les moments articulaires ont été estimés uniquement à partir de données cinématiques, sans intégrer les forces de réaction au sol. Au lieu de cela, les moments ont été dérivés des bras de levier segmentaires, ce qui a pu affecter la précision de leurs estimations cinétiques et pourrait expliquer les différences observées avec nos résultats (Escamilla et al., 2000). Dans la présente étude, les deux techniques ont montré un moment de flexion plantaire constant, ce qui peut refléter l'exigence mécanique de résister au couple avant de la barre et de maintenir une posture verticale. Bien qu'aucune différence significative dans les moments articulaires sagittaux de la cheville n'ait été observée entre les conditions, Larsen et al., (2021) ont montré que des prises plus larges sont associées à des forces de réaction au sol plus

importantes dirigées latéralement, ce qui se traduit par un vecteur de force net plus orienté médialement, sur les squats à prise large. Ces adaptations peuvent refléter une redistribution de la charge articulaire dans le plan frontal. Ces résultats mettent en évidence des stratégies de mise en charge articulaire distinctes entre les deux techniques : le CDL s'appuie principalement sur les moments extenseurs de la hanche dans le plan sagittal durant les premières phases du mouvement, tandis que le SDL génère des moments plus importants dans les plans frontal et transversal, en particulier au niveau des articulations de la hanche et du genou. Par exemple, selon la phase et l'objectif de la rééducation du genou, le soulevé de terre conventionnel effectué à des charges sous-maximales peut représenter une option plus contrôlée avant de progresser vers des variantes sumo qui imposent des sollicitations plus élevées sur la stabilisation dans le plan frontal.

Concernant l'activation musculaire, l'hypothèse était que la technique SDL impliquerait un plus grand recrutement du *vastus lateralis* et de l'*adductor magnus*, et une plus faible activation des muscles de la hanche. Cependant, nos résultats EMG n'ont que partiellement confirmé cette attente. Bien que le SDL implique une prise plus large et des moments de hanche plus élevés dans le plan frontal, le pic d'activation de l'*adductor magnus* n'a pas différé de manière significative entre les techniques. Néanmoins, l'analyse SPM a révélé une plus grande activation en SDL vers la fin du mouvement dans le plan sagittal, coïncidant avec la phase montrant l'activation globale la plus faible. Cela suggère que l'*adductor magnus* n'a peut-être pas joué un rôle principal dans la génération de force pendant le mouvement. Cependant, il est à noter que l'*adductor magnus* n'a pas qu'une action d'abduction de hanche, il joue aussi un rôle d'extenseur de hanche au travers sa partie inférieure. Une étude récente sur le squat montre qu'il produit probablement un plus grand moment extenseur de la hanche que les fessiers et les ischio-jambiers réunis au bas du squat (Vigotsky & Bryanton, 2016). Inversement, la valeur de pic du *vastus lateralis* durant la phase 1 était plus grande en condition SDL, ce qui correspond à notre hypothèse selon laquelle la chaîne antérieure serait plus activée en SDL. Cependant, l'analyse SPM n'a révélé aucune différence significative à des moments spécifiques, possiblement en raison de différences anthropométriques influençant les stratégies de recrutement individuelles et augmentant la variabilité. L'hypothèse selon laquelle les muscles de la chaîne postérieure en CDL étaient plus sollicités pendant la phase ascendante a nécessité un examen plus approfondi. Quant à la chaîne postérieure, le *gluteus medius* a montré une activation plus élevée en CDL, ce qui est cohérent avec le moment d'abduction de hanche plus élevé observé dans cette technique. Au regard du pic d'activation sur les deux phases du mouvement, le *biceps femoris* a présenté une plus forte activation en CDL, allant dans le sens de notre hypothèse. Ce muscle bi articulaire permet de participer à l'extension de hanche (Hansen et al., 2020). En revanche les valeurs de pic d'activation n'ont suggéré aucune différence entre les

deux techniques pour le *gluteus maximus*. Cependant, l'analyse SPM a indiqué un plus grand recrutement du *gluteus maximus* au début du mouvement en CDL, coïncidant avec la position plus fléchie et les moments extenseurs de hanche plus importants au début du mouvement. À la fin du mouvement, l'analyse SPM du *gluteus maxi*mus a révélé une activation plus élevée en SDL, bien qu'à des niveaux significativement plus bas que les valeurs de pic. La fin du mouvement correspond à la phase de verrouillage, marquant l'achèvement du mouvement. Une potentielle hyperextension des hanches et du dos pourrait expliquer ces différences, bien que cela n'ait pas été directement évalué dans cette étude. L'augmentation de l'activation de l'*adductor magnus* et du *gluteus maximus* vers la fin du mouvement suggère que le verrouillage de la barre a nécessité un plus grand recrutement musculaire pour stabiliser la position.

Globalement, bien que certains schémas d'activation soutiennent l'idée d'une emphase sur la chaîne antérieure en SDL et sur la chaîne postérieure en CDL, les résultats EMG étaient hétérogènes et souvent dépendants de la phase. Ces résultats soulignent la complexité de la coordination neuromusculaire dans les mouvements polyarticulaires comme le soulevé de terre et suggèrent que la variabilité interindividuelle et la mécanique de la barre peuvent influencer considérablement les stratégies de recrutement musculaire.

Les recherches futures devraient s'étendre au-delà de l'analyse des membres inférieurs pour évaluer les contraintes mécaniques sur le rachis lombaire sous des charges pertinentes pour l'entraînement, permettant une estimation du risque de blessure du rachis, qui est une préoccupation majeure en force athlétique. De plus, l'intégration des caractéristiques anthropométriques des participants dans l'analyse pourrait fournir des informations précieuses sur la manière dont les ratios des segments corporels (jambes, tronc, membre supérieur) influencent les variables étudiées. Une compréhension plus approfondie de ces différences biomécaniques et de leurs effets sur la répartition de la charge et le stress articulaire pendant le mouvement pourrait aider à développer des recommandations fondées sur des données probantes pour la prévention des blessures.

10.5. Conclusion

Cette étude met en évidence des caractéristiques biomécaniques distinctes entre les techniques de soulevé de terre conventionnel et sumo. Le soulevé de terre conventionnel est associé à une plus grande implication de la chaîne postérieure, notamment par des sollicitations accrues en extension de hanche et une plus grande activation du *biceps femoris*. En revanche, le soulevé de terre sumo provoque une plus grande activation du *vastus lateralis* et produit des moments de force articulaires plus élevés non seulement dans le plan sagittal au niveau du genou, mais aussi dans les plans frontal et transversal au niveau de la hanche et du genou, reflétant une plus grande implication de la chaîne

antérieure et des sollicitations de stabilisation médio-latérale accrues. Compte tenu de ces différences, la sélection de la variante de soulevé de terre appropriée peut aider à adapter les stratégies d'entraînement en force en fonction de l'emphase musculaire et des profils de charge articulaire. Le soulevé de terre est un mouvement polyarticulaire qui développe efficacement l'ensemble du corps, et sa polyvalence permet des modifications pour répondre à des objectifs de développement ou de rééducation spécifiques.

Le soulevé de terre conventionnel (CDL) se distingue par une posture plus fléchie, sollicitant davantage la chaîne postérieure, avec des moments extenseurs de hanche élevés et une activation accrue du *gluteus maximus* pour initier le mouvement et du *biceps femoris* au regard de l'activation maximale sur les deux phases du mouvement. À l'inverse, le soulevé de terre sumo (SDL) se caractérise par une posture plus verticale, une plus grande implication des quadriceps, et des moments supérieurs au niveau du genou ainsi qu'en adduction et rotation externe de hanche. Sur le plan cinématique, le CDL impose une flexion de hanche plus importante et une dorsiflexion marquée, tandis que le SDL favorise une abduction et une rotation externe plus grandes des membres inférieurs.

Ces différences reflètent deux logiques biomécaniques distinctes : le CDL accentue le rôle des extenseurs de hanche, alors que le SDL redistribue les contraintes vers les genoux et accroît les exigences médio-latérales. Ainsi, aucune variante n'est intrinsèquement supérieure, mais leur utilisation peut être orientée selon l'objectif de sollicitation musculaire recherchée et le profil de l'athlète.

11. Deuxième étude : La place du *Core* en soulevé de terre, analyse cinématique, cinétique et EMG.

Manuscrit soumis dans Journal of Sports Sciences

Après avoir mis en évidence les différences cinématiques, cinétiques et neuromusculaires des membres inférieurs entre les variantes conventionnelle (CDL) et sumo (SDL) du soulevé de terre, cette seconde étude se concentre sur l'effet de la technique de soulevé de terre sur les sollicitations du tronc, en particulier sur la capacité de stabilisation lombo-pelvienne, ou *Core Stabilit*y. Ce choix s'inscrit dans la continuité du cadre théorique précédemment développé, où le tronc a été présenté à la fois comme un élément central de la transmission de force entre les extrémités inférieures et supérieures, la régulation du maintien postural ainsi que de la protection des structures rachidiennes contre les contraintes mécaniques induites par la charge (Kibler et al., 2006; McGill, 2010).

Dans les mouvements de force maximale avec charge exogène, le tronc agit comme une interface biomécanique capable de générer une rigidité articulaire par l'activation coordonnée des muscles du dos, de la paroi abdominale favorisant ainsi une augmentation de la pression intra-abdominale (IAP) (Arjmand et al., 2001; Cholewicki et al., 1999). Ce mécanisme jouerait un rôle dans le maintien de l'équilibre rachidien en déchargeant et en réduisant les forces de compression sur le rachis et en soutenant l'action des muscles extenseurs lors des tâches de levage (Daggfeldt & Thorstensson, 1997; Harman et al., 1989; Mokhtarzadeh et al., 2012). En effet, l'IAP produite dans la cavité abdominale exerce une force hydrostatique vers le bas sur le plancher pelvien et vers le haut sur le diaphragme (Cholewicki et al., 1999). Son importance pourrait être d'autant plus déterminant que la charge soulevée est importante et que le bras de levier au niveau lombo-sacré est défavorable, comme cela est souvent le cas lors d'un CDL (Cholewicki et al., 1991; Escamilla et al., 2000). Lors de cette configuration, une inclinaison plus marquée du tronc accroit la distance entre l'axe de rotation lombo-sacré et la barre, augmentant ainsi le moment de flexion à surmonter.

Compte tenu de ce rôle central dans la stabilisation et la protection du rachis, le développement de la force et du contrôle du *core* représente un enjeu majeur en préparation physique et en prévention des blessures. Des bénéfices d'un entraînement spécifique du *core* ont été relevés sur le plan de la performance avec une amélioration de l'équilibre, de la vitesse de lancer et de la capacité de saut mais aussi sur la production de puissance (Luo et al., 2022; Rodríguez-Perea et al., 2023). Bien que des preuves définitives liant directement l'instabilité du tronc à des blessures spécifiques soient encore limitées, les programmes de prévention qui intègrent des exercices de stabilisation du tronc

semblent efficaces pour réduire les taux de blessures des membres inférieurs (Huxel Bliven & Anderson, 2013), et au niveau du dos chez des personnes pratiquant des soulevés de terre (Hartatik et al., 2024). Une flexion rachidienne excessive couplée à l'effet de la charge augmente le risque de lésion discale (Callaghan & McGill, 2001). Ainsi, la capacité à maintenir une rigidité lombo-pelvienne et donc à limiter la flexion lombaire, apparaît essentielle pour réduire les risques de blessures (Suni et al., 2013).

Cependant, malgré cet intérêt, la littérature présente des lacunes quant à l'évaluation du *core* et de la comparaison de son implication entre le CDL et le SDL. Les travaux de modélisation de Cholewicki et al. (1991) ont mis en évidence une réduction d'environ 10 % du moment articulaire au niveau de L5/S1 en SDL comparé au CDL, suggérant des contraintes mécaniques moindres lors de l'exécution sumo. En parallèle, le CDL imposerait une demande accrue au niveau des *erector spinae* (Cholewicki et al., 1991), ce qui est soutenu par les données de Horn et al. (1988) et de Salehi et al. (2020). Toutefois, Escamilla et al. (2002) n'ont relevé aucune différence d'activation au niveau des *erector spinae*, ni même des *obliquus externus*, du *rectus abdominis* ou encore du *gluteus maximus* lors de la comparaison des deux techniques. Il convient de noter que dans cette dernière étude, la charge utilisée était d'une intensité équivalente à un 12-RM, ce qui peut avoir limité la sollicitation musculaire et atténué les différences entre les techniques
Le rachis lombaire constitue le site privilégié des blessures lors de la pratique du soulevé de terre (Aasa et al., 2017; Bengtsson et al., 2018; Keogh & Winwood, 2017; Strömbäck et al., 2018). La variabilité des informations issues de la littérature est d'autant plus problématique que la technique adoptée peut potentiellement influencer les contraintes exercées sur le rachis lombaire, en particulier au niveau de la charnière lombo-sacrée.

L'objectif de cette étude était de caractériser, pour chacune des deux techniques de soulevé de terre (CDL et SDL), les exigences spécifiques en matière de stabilisation lombo-pelvienne, en relation avec les risques potentiels pour l'intégrité du rachis et l'optimisation de la performance. À cette fin, une analyse comparative des paramètres cinématiques et cinétiques lombaires, ainsi que de l'activité électromyographique des muscles du tronc, a été réalisée.

Au regard de l'état actuel des connaissances, nous avons formulé l'hypothèse que le CDL induirait une cyphose lombaire plus prononcée lors de l'initiation du mouvement entrainant une amplitude rachidienne lombaire supérieure à celle observée en SDL, des moments d'extension plus importants au niveau de la charnière lombo-sacrée, ainsi qu'une activation accrue des muscles du tronc afin de compenser ces contraintes et de maintenir l'extension rachidienne sous charge.

11.1. Méthode

11.1.1. Détails spécifiques à la seconde étude

Ce chapitre s'appuie sur la méthodologie présentée au chapitre II, tout en intégrant des adaptations spécifiques aux objectifs de l'étude. Comme explicité précédemment, la procédure expérimentale comprenait trois phases principales :

- Échauffement standardisé,
- Séquence de charges croissantes à 35, 50, 60, 75 % du 1RM théorique, aboutissant à la détermination individualisée et actualisée du 1RM,
- Phase de test réalisée dans des conditions de charge sous-maximale fixées à 85 % du 1RM déterminé.

L'ensemble des marqueurs a permis de construire le modèle sous Visual3D (Figure 15).

Les données ont été étudiées sur l'ensemble des répétitions et des phases pour chaque participant, et ce, pour les deux variantes de soulevé de terre. L'analyse électromyographique (EMG) a été réalisée bilatéralement puis moyennée, les pics d'activité normalisés (%MVC) ont été analysés pour les muscles suivants (Figure 16) :

1) *Erector spinae lumbar* au niveau de L3 ;
2) *Erector spinae thoracis* au niveau de T12 ;
3) *Gluteus maximus* ;
4) *Obliquus externus* ;
5) *Transversus abdominis*/*obliquus internus* ;
6) *Rectus abdominis*.

Les paramètres d'intérêt, pour cette étude, incluaient :

- Cinématiques : Les valeurs maximales (de cyphose et/ou de flexion) et l'amplitude de mouvement (ROM) de la courbure rachidienne lombaire et l'angle lombo-sacrée dans le plan sagittal au cours des soulevés de terre ont été évalués ;
- Cinétiques : Valeurs maximales des moments articulaires lombo-sacrés ;
- Électromyographiques : valeurs maximales normalisées d'activation des muscles du *core*. Le pic d'activation EMG obtenu durant la réalisation des deux variantes techniques, correspondant à une contraction volontaire non isométrique sous-maximale (85 % du 1RM)

a été utilisé comme valeur de normalisation pour chaque muscle analysé (Burden, 2010; S. Lee et al., 2018).

L'évolution temporelle de la courbure lombaire, des moments lombo-sacrés et des activations EMG a également été analysée.

Estimation de la courbure lombaire

La courbure lombaire a été estimée à partir des marqueurs positionnés sur les processus épineux des vertèbres T11 à S1, selon une approche fondée sur l'ajustement polynomiale de second ordre, conformément à des travaux antérieurs ayant validé cette méthode pour sa robustesse (Tominaga et al., 2025). Les coordonnées des marqueurs des processus épineux de T11 à S1 ont été projeté dans le plan sagittal du pelvis. Une courbe polynomiale de second ordre a ensuite été ajustée à ces points. À partir de cette courbe, deux vecteurs normaux ont été calculés aux niveaux des vertèbres T11 et S1. Ces vecteurs sont définis comme orthogonaux aux tangentes locales de la courbe ajustée à ces deux niveaux. L'angle formé entre ces deux vecteurs normaux, également contenu dans le plan sagittal pelvien, a été calculé.

Dans notre cas, nous avons ensuite interprété cet angle de la manière suivante :

- Un angle négatif indique une lordose lombaire (concavité postérieure),
- Un angle positif traduit une cyphose lombaire (convexité postérieure),
- Et un angle proche de zéro correspond à une colonne neutre.

Ainsi, la valeur de cet angle fournit une indication du degré de courbure lombaire.

Moments articulaires lombo-sacrés

Conformément aux recommandations de l'ISB, les moments articulaires calculés correspondent aux moments internes nets, c'est-à-dire à la résultante des contributions actives (musculaires) et passives (ligamentaires, capsulaires) nécessaires pour contrebalancer les moments externes appliqués au segment (Robertson et al., 2014, p. 163). La convention adoptée est la suivante :

- Un moment interne négatif correspond à un moment d'extension lombo-sacré,
- Un moment interne positif correspond à un moment de flexion lombo-sacré.

Ainsi, un moment de flexion traduit une sollicitation accrue des muscles fléchisseurs ou des structures passives en flexion, tandis qu'un moment d'extension reflète l'action des muscles extenseurs pour maintenir ou restaurer l'extension rachidienne.

11.1.2. Analyse statistique

La normalité des distributions a été évaluée à l'aide du test de Shapiro-Wilk. Lorsque l'hypothèse de normalité était vérifiée, un test t de Student pour échantillons appariés a été réalisé pour analyser l'effet de la technique de soulevé de terre sur les angles maximaux, les ROM, ainsi que les moments de force articulaires. En revanche, pour les variables EMG dont la distribution n'était pas normale, le test non paramétrique de Wilcoxon pour échantillons appariés a été utilisé. Pour chaque muscle et phase, les comparaisons entre CDL et SDL ont été réalisées à l'aide du test des rangs signés de Wilcoxon. Les tailles d'effet ont été estimées par la rank-biserial correlation (r), qui représente une mesure d'effet adaptée au test de Wilcoxon pour données appariées (Kerby, 2014) et interprétées selon les seuils proposés par Cohen (1988) pour les corrélations : r = 0,1 (faible), 0,3 (moyenne), 0,5 (forte). Un r positif indique une activation plus élevée en CDL, tandis qu'un r négatif indique une activation plus élevée en SDL.

De plus, pour chaque phase, une analyse par cartographie statistique paramétrique (SPM) a été menée pour permettre une comparaison temporelle des techniques, tant pour les angles articulaires que pour les moments et les signaux EMG à travers les phases du mouvement. Une correction de Bonferroni a été appliquée afin de contrôler le risque d'erreur lié aux tests multiples sur les deux phases du mouvement, fixant ainsi le seuil de significativité à $p < 0,025$. Toutes les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel RStudio (R Core Team, Vienne, Autriche).

11.2. Résultats

11.2.1. Cinématique

11.2.1.1. Valeurs pics et ROM

Comme présenté dans le Tableau 5, des différences significatives ont été observées entre les techniques en ce qui concerne les paramètres cinématiques du rachis lombaire et lombo-sacré.

Concernant la courbure lombaire, une posture plus cyphosée a été observée en CDL comparée au SDL durant l'entièreté du mouvement. En effet, durant la première phase la cyphose maximale était plus importante en CDL (13,56° ± 7,27 vs. 12,00° ± 7,56 ; p = 0,01 ; d = 0,50), ce qui s'est confirmé en phase 2 (13,06° ± 7,12 vs.11,24° ± 7,37 ; p = 0,003 ; d = 0,32).

Par ailleurs, malgré l'absence de différence significative durant la phase 1 (p = 0,058), l'amplitude angulaire (ROM) relative à la courbure du rachis lombaire était significativement plus élevée en CDL qu'en SDL lors de la phase 2 (22,87° ± 7,61 vs. 19,77° ± 7,20 ; $p < 0,001$; d = 0,87).

L'angle lombo-sacré, défini comme l'angle entre le sacrum et le rachis lombaire dans le plan sagittal, reflète la relation entre la flexion/extension lombaire et la bascule pelvienne. Cet angle était systématiquement plus élevé en CDL, cela signifie que la flexion était plus importante qu'en SDL. En phase 1, cet angle exprimait une flexion plus importante en CDL (10,66° ± 6,61) qu'en SDL (6,76° ± 6,63 ; $p < 0,001$; $d = 1,74$). En phase 2, l'angle maximal se rapportant à la jonction lombo-sacrée était également plus élevé durant le CDL indiquant une flexion plus importante (6,74° ± 7,00 vs. 4,57° ± 6,87 ; $p < 0,001$; $d = 1,04$). Ainsi, la ROM de la jonction lombo-pelvienne était significativement plus importante en CDL, aussi bien en phase 1 (3,98° ± 1,30 vs. 2,31° ± 1,00 ; $p < 0,001$; $d = 1,32$) qu'en phase 2 (16,02° ± 6,00 vs. 11,81° ± 5,13 ; $p < 0,001$; $d = 1,65$), indiquant une plus grande contribution de la jonction lombo-sacrée au mouvement global en CDL. L'essentiel de cette amplitude s'est fait au cours de la seconde phase quand les individus retrouvent une position plus érigée.

Tableau 5 : Valeurs maximales et amplitude de mouvement (moyenne ± écart-type) de la courbure rachidienne lombaire et l'angle lombo-sacrée dans le plan sagittal au cours des deux phases du soulevé de terre conventionnel et sumo. Les valeurs en gras indiquent des différences significatives (p < 0,025) entre les techniques au sein d'une même phase.

	Phase 1				Phase 2			
	Conventionnel	**Sumo**	***P value***	**Cohen's d**	**Conventionnel**	**Sumo**	***P value***	**Cohen's d**
Cyphose lombaire maximale (°)	**13.56 ± 7.27**	**12 ± 7.56**	0.01	0.50	**13,06 ± 7.12**	**11.24 ± 7.37**	0.003	-0.6
Amplitude de mouvement (ROM) de la courbure du rachis lombaire (°)	3.80 ± 1.89	3.22 ± 1.70	0.058	0.36	**22.87 ± 7.61**	**19.77 ± 7.20**	<0.001	0.87
Flexion lombo-sacrée maximale (°)	**10.66 ± 6.61**	**6.76 ± 6.63**	<0.001	1.74	**6.74 ± 7**	**4.57 ± 6.87**	<0.001	1.04
Amplitude de mouvement (ROM) lombo-sacré (°)	**3.98 ± 1.30**	**2.31 ± 1.00**	<0.001	1.32	**16.02 ± 6.00**	**11.81 ± 5.13**	<0.001	1.65

11.2.1.2. Analyse temporelle des données cinématiques

L'analyse temporelle via SPM a révélé des différences significatives entre les deux techniques pour la courbure lombaire ainsi que l'angle de flexion/extension au niveau de la jonction lombo-sacrée comme illustré respectivement par les Figures 21 et 22.

- *Courbure lombaire*

Des différences significatives ont été identifiées pour l'angle de courbure lombaire (lordose/cyphose) entre les deux techniques (Figure 21). En phase 1, une divergence significative a été observée à partir de 50 % du temps normalisé jusqu'à la fin de la phase, avec une cyphose

plus prononcée en CDL. Cette tendance a persisté en phase 2, avec une différence significative de 0 à 55 % du mouvement lors de cette phase, confirmant une flexion lombaire accrue dans la technique conventionnelle. L'évolution de la courbure du rachis lombaire indique une progression vers la lordose au fur et à mesure de l'extension du tronc, cette transition étant plus marquée en CDL qu'en SDL.

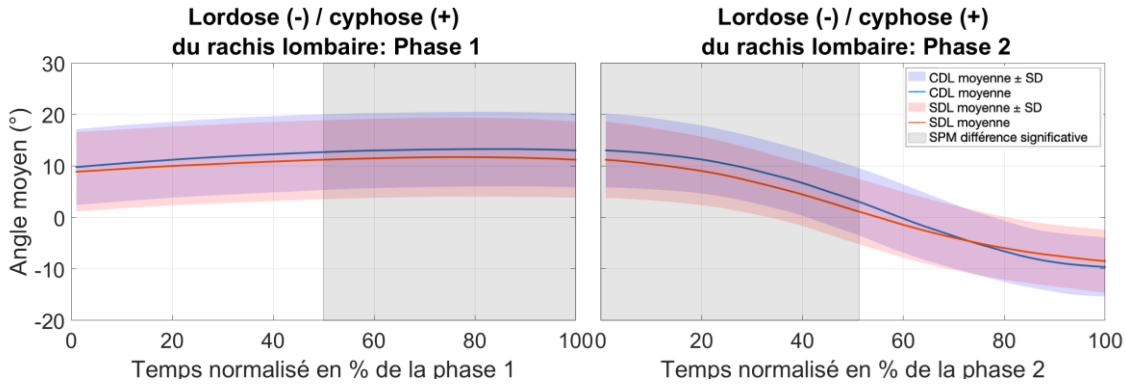


Figure 21 : Analyse SPM de la courbure rachidienne lombaire (°) pendant les soulevés de terre conventionnels (CDL) et sumo (SDL) au cours des phases 1 et 2. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent des différences significatives (p < 0,025) entre les techniques.

- *Angle lombo-sacré*

L'angle de la jonction lombo-sacrée a différé de manière significative entre les deux techniques tout au long du mouvement (Figure 22). En phase 1, une différence significative a été observée de 0 % à 100 % du temps normalisé, indiquant une posture plus fléchie en CDL. En phase 2, cette différence a persisté de 0 à 42 % du mouvement, avec également une différence significative de 75 à 100 % de la dernière phase en CDL. Le SDL est resté globalement dans une posture moins fléchie, limitant la flexion lombo-sacrée sur l'ensemble du mouvement.

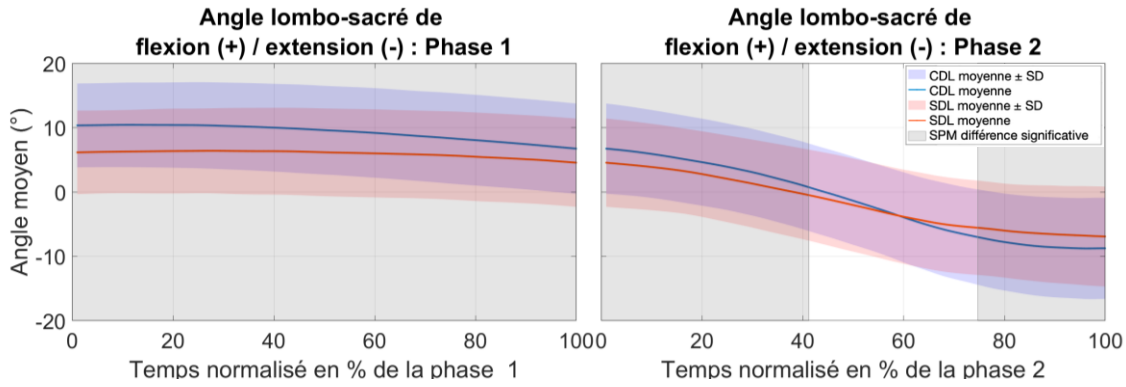


Figure 22 : Analyse SPM de l'angle lombo-sacré (°) pendant les soulevés de terre conventionnels (CDL) et sumo (SDL) au cours des phases 1 et 2. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent des différences significatives (p < 0,025) entre les techniques.

11.2.2. Cinétique

11.2.2.1. Pics de moments de force lombo-sacrée

L'analyse des moments articulaires au niveau du complexe lombo-sacré révèle un moment d'extension significativement plus important en CDL.

En phase 1, le moment d'extension au niveau du complexe lombo-sacré était plus élevé en CDL (-528,87 ± 86,16 Nm) qu'en SDL (–507,95 ± 72,84 Nm ; $p < 0,001$; $d = –0,78$). Cette tendance se confirme aussi en phase 2, avec des valeurs atteignant –433,94 ± 61,31 Nm en CDL contre –399,89 ± 54,66 Nm en SDL ($p < 0,001$; $d = –1,23$). Ces résultats suggèrent une plus grande sollicitation mécanique de la charnière lombo-sacrée lors du CDL.

11.2.2.2. Moments de force lombo-sacrée : analyse temporelle

Les moments articulaires en flexion-extension au niveau de l'articulation lombo-sacrée ont montré des différences significatives entre les techniques tout au long du mouvement (Figure 23). En phase 1, une différence significative a été observée dès le début du mouvement, persistant jusqu'à la fin de la phase. Les moments internes en extension étaient systématiquement plus importants en CDL, indiquant une sollicitation mécanique accrue au niveau du complexe lombo-sacré.

En phase 2, une différence significative subsiste entre 0 et 38 % du temps normalisé, avant de s'estomper progressivement. Là encore, les moments en extension sont plus marqués en CDL, bien que les deux techniques convergent vers des valeurs similaires en fin de phase avec une différence entre 68 à 78 % de la deuxième phase avec une réduction significative du moment interne d'extension en CDL.

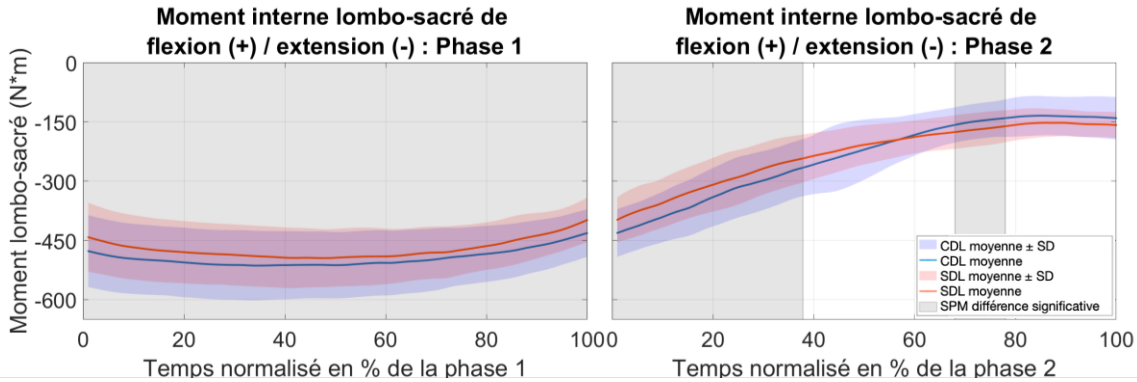


Figure 23 : Analyse SPM de la courbure rachidienne lombaire (°) pendant les soulevés de terre conventionnels (CDL) et sumo (SDL) au cours des phases 1 et 2. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent des différences significatives ($p < 0,025$) entre les techniques.

11.2.3. EMG

11.2.3.1. Pic d'activité EMG

L'activité EMG normalisée (%MVC) observée lors des soulevés de terre conventionnels et sumo a été analysée pour les phases 1 et 2. Les valeurs significativement différentes entre les deux techniques au sein d'une même phase ($p < 0.025$), identifiées à l'aide des tests des rangs signés de Wilcoxon, sont indiquées en gras dans le Tableau 6. L'analyse des pics d'activité EMG a révélé une différence significative entre les deux techniques pour le *transversus abdominis* et l'*obliquus internus* au cours de la phase 1, ainsi que pour l'*erector spinae thoracis* au cours de la phase 2.

Durant la phase 1, le *transversus abdominis* et *obliquus internus* ont montré une activation significativement plus élevée lors du SDL (Med = 49,0 %, IQR : 40,6) comparé au CDL (Med = 25,6 %, IQR = 29,9 ; $p < 0,001$). La taille d'effet, estimée par le rank biserial correlation, était forte ($r = –0,706$), ce qui indique que l'activation musculaire était nettement plus importante en SDL qu'en CDL. En phase 2, seule l'activation de l'*erector spinae thoracis* différait significativement entre les techniques ($p = 0,001$), avec une plus grande activation observée en CDL (Med = 74,9 %, IQR = 9,5) qu'en SDL (Med = 68,3 %, IQR = 14,6). La corrélation bisériale ($r = 0,660$) indique une association modérée à forte en faveur de l'activation thoracique spinale en CDL.

Enfin, les muscles *erector spinae lumbar, obliquus externus, rectus abdominiset gluteus maximus* n'ont présenté aucune différence significative entre les deux variantes dans les deux phases du mouvement.

Tableau 6 : Activité EMG normalisée (%MVC) dans les soulevés de terre conventionnels et sumo au cours des phases 1 et 2. Les valeurs en gras indiquent des différences significatives (p < 0,025) entre les techniques au sein d'une même phase.

EMG	Phase 1				Phase 2			
	Conventionnel	Sumo	*P value*	Rank-biserial Correlation	Conventionnel	Sumo	*P value*	Rank-biserial Correlation
Erector Spinae Thoracis	73,2 (18,1)	77,9 (15,7)	0.966	-0,011	**74,9 (9,5)**	**68,3 (14,6)**	**0,001**	**0,660**
Erector Spinae Lumbar	74,0 (20,9)	75,8 (23,8)	0,745	0,074	77,3 (18,1)	69,0 (11,6)	0,412	0,182
Gluteus Maximus	79.1 (20,0)	71,2 (16,1)	0,465	0,157	77,2 (13,3)	74,2 (20,9)	0.177	0,286
Rectus Abdominis	74,8 (16,5)	72,0 (23,2)	0,218	0,271	46,1 (10,3)	45,4 (23,1)	0,695	-0,089
Obliquus Externus	52,4 (20,7)	54,7 (30,3)	0,327	-0,217	65,6 (20,9)	58,1 (22,5)	0,186	0,291
Transversus Abdominis / Obliquus Internus	**25,6 (29,0)**	**49,0 (40,6)**	**< .001**	-0,706	77,4 (19,3)	75,7 (15,9)	0,579	0,122

11.2.3.2. Analyse temporelle des données EMG

L'analyse SPM de l'activité EMG normalisée (%MVC) a révélé des différences significatives entre les techniques de CDL et SDL pour plusieurs muscles du tronc, comme illustré dans les Figure 24 à 29. Ces différences se manifestent à des instants spécifiques du mouvement, en lien avec les ajustements posturaux requis par chaque technique.

En phase 1, aucune différence significative, entre les deux techniques, n'a été observée dans l'activité EMG de l'*erector spinae thoracis* (Figure 24). En revanche, en phase 2, une différence significative est émergée entre 78 % et 100 % de la phase, avec une activité légèrement plus élevée en SDL. Toutefois, cette divergence se manifeste dans une période où l'activation tend à diminuer fortement, ce qui pourrait en limiter la portée fonctionnelle. L'*erector spinae lumbar* suit une logique similaire avec une différence significative entre 88 et 100% de la seconde phase du mouvement (Figure 25).

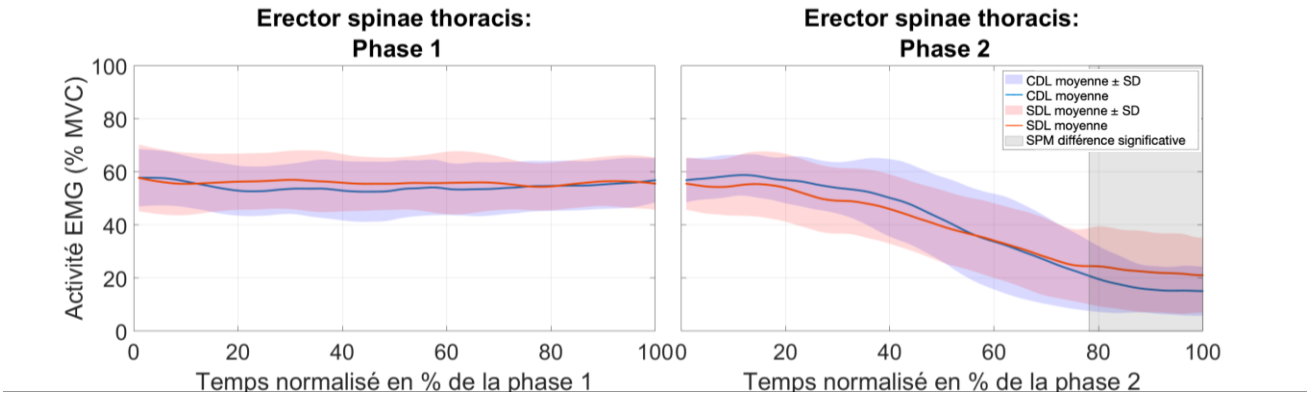


Figure 24 : Analyse SPM des activités EMG normalisées (%) des erector spinae thoracis en CDL et SDL. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent les différences significatives (p<0,025) entre les techniques.

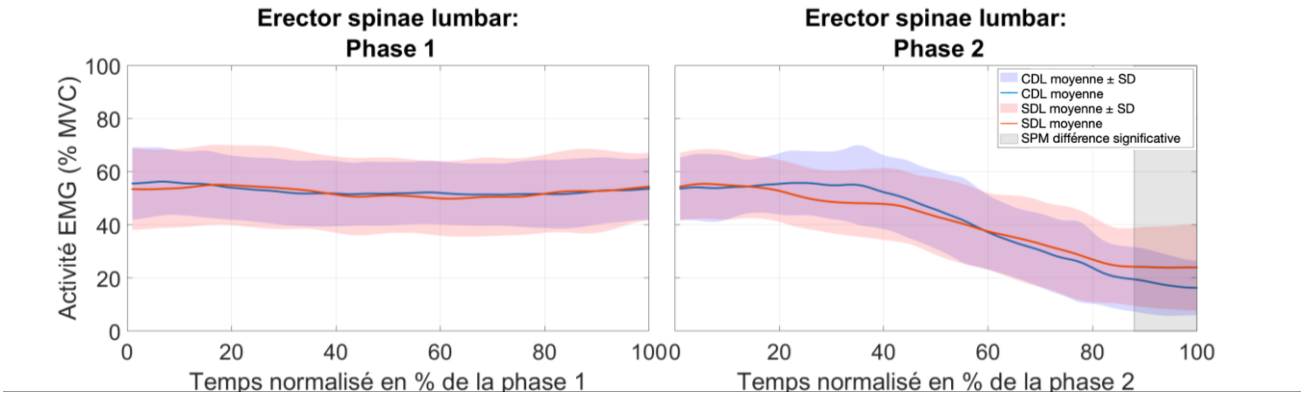


Figure 25 : Analyse SPM des activités EMG normalisées (%) des erector spinae lumbar en CDL et SDL. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent les différences significatives (p<0,025) entre les techniques.

L'activité du *gluteus maximus* a présenté des différences à l'initiation du geste et lors de la complétion du mouvement (Figure 26). En phase 1, une différence a pu être observée dès l'initiation du geste et cela durant 22 % du temps de cette phase, avec une activation significativement plus élevée en CDL. En phase 2, une autre différence significative est survenue à partir de 79 % du temps normalisé, avec une inversion de la dominance de sollicitation. Cela suggère que le *gluteus maximus* est sollicité plus intensément en prise conventionnelle pour initier le mouvement, alors que la prise sumo le sollicite davantage pour finaliser l'extension de hanche.

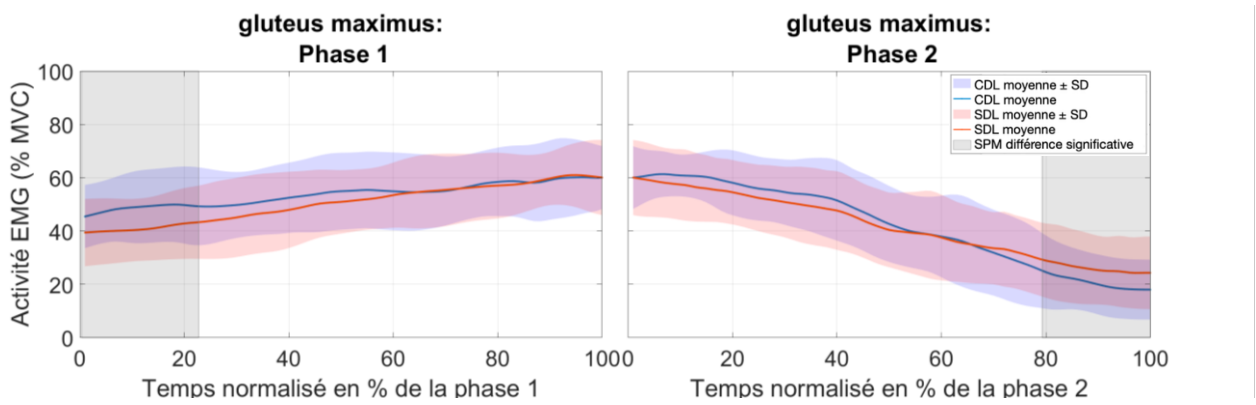


Figure 26 : Analyse SPM de l'activités EMG normalisée (%) du gluteus maximus en CDL et SDL. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent les différences significatives (p<0,025) entre les techniques.

L'activité du *rectus abdominis* (Figure 27) n'a pas différé significativement entre les deux techniques. L'activation tend à décroître progressivement tout au long du mouvement, sans variation significative entre le SDL et le CDL.

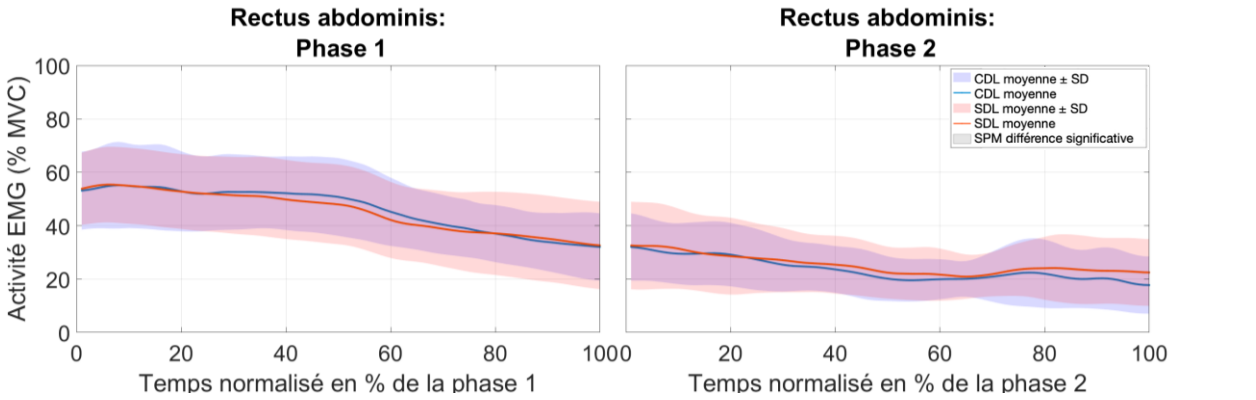


Figure 27 : Analyse SPM des activités EMG normalisées (%) des rectus abdominis en CDL et SDL. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent les différences significatives (p<0,025) entre les techniques.

Aucune différence significative n'a été détectée pour l'*obliquus externus* dans les deux phases (Figure 28).

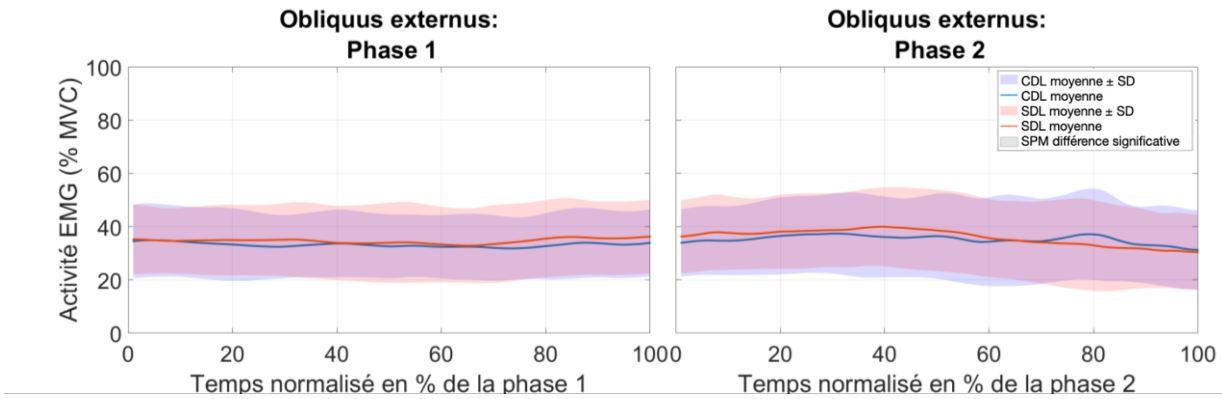


Figure 28 : Analyse SPM des activités EMG normalisées (%) des obliquus externus en CDL et SDL. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent les différences significatives (p<0,025) entre les techniques.

En phase 1, une différence significative a été observée pour le transversus abdominis et l'*obliquus internus* mesurés conjointement (Figure 29). À partir de 68 % du temps normalisé, cette différence a persisté en phase 2, avec une différence significative jusqu'à 28 % de cette phase. Les niveaux de recrutement ont alors été supérieurs en SDL.

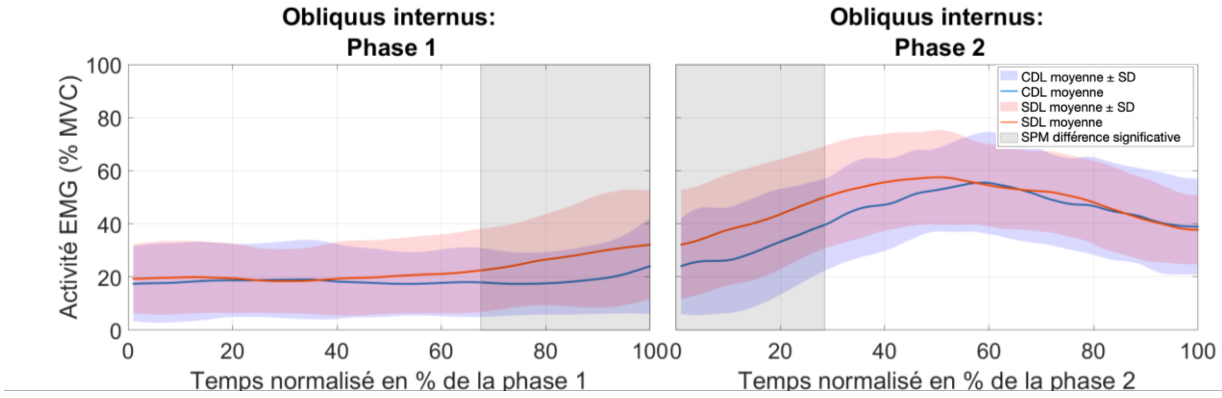


Figure 29 : Analyse SPM des activités EMG normalisées (%) du transversus abdominis et de l'obliquus internus en CDL et SDL. Les lignes bleues et rouges représentent les soulevés de terre CDL et SDL. Les zones grises indiquent les différences significatives (p<0,025) entre les techniques.

11.3. Discussion

Les objectifs de cette étude étaient de caractériser, pour chacune des deux techniques de soulevé de terre (CDL et SDL), les exigences spécifiques en matière de stabilisation lombo-pelvienne, en relation avec les risques pour l'intégrité du rachis et l'optimisation de la performance. Nous avions formulé l'hypothèse que le CDL induirait une cyphose lombaire plus prononcée lors de l'initiation du mouvement et donc une amplitude rachidienne lombaire (ROM) supérieure, des moments d'extension internes plus élevés au niveau de la charnière lombo-sacrée, et une activation accrue des muscles du tronc. Les résultats ont confirmé en partie ces hypothèses. Le CDL a induit une posture plus fléchie, à la fois au niveau de la courbure lombaire significativement plus cyphosée et de l'articulation lombo-sacrée avec une flexion plus prononcée. La ROM lombaire a été plus importante en CDL lors de la seconde phase, tandis que la ROM lombo-pelvienne l'était dès la première phase. Les moments internes d'extension au niveau lombo-sacré ont été plus élevés en CDL, avec une atténuation progressive au fur et à mesure de l'extension, validant notre hypothèse. En revanche, les résultats EMG ont nuancé nos hypothèses. Durant la première phase, au regard du pic d'activation EMG, seul le *transversus abdominis-obliquus internus* a présenté une activation maximale significativement plus élevée en SDL. Lors de la seconde phase, seule l'activation maximale de l'*erector spinae thoracis* a été supérieure en CDL. L'analyse temporelle par SPM a apporté quelques nuances à cela, notamment sur l'analyse temporelle : au décollage, le *gluteus maximus* est plus activé en CDL ; autour du passage des genoux, le *transversus abdominis-obliquus internus* a été plus activé en SDL ; et en fin de mouvement, le SDL a induit une activation plus forte des *erector spinae* (*lum*bar et *thoracis*) ainsi que du *gluteus maximus*.

Le CDL a induit une posture plus fléchie au niveau du tronc (Escamilla et al., 2000), ce qui s'est traduit par une cyphose lombaire et une flexion lombo-sacrée plus prononcées. La cyphose a été significativement plus importante sur la partie précédent le passage du genou, jusqu'à la moitié de la seconde phase. Plus précisément, le SDL a permis de réduire plus rapidement la cyphose lombaire dès le passage des genoux. Cette phase correspondrait à une phase censée être plus difficile (Hales et al., 2009; Kompf & Arandjelović, 2016), comme nous pouvons le voir dans cette étude, la seconde phase caractérise une diminution des contraintes. Nos résultats ont suggéré que la première phase jusqu'au passage des genoux constitue la phase la plus critique pour le maintien de la posture lombaire, notamment au travers la cyphose plus marquée, un moment lombo-sacré plus important. La posture plus fléchie adoptée en CDL au moment du décollage de la barre entraîne mécaniquement une ROM plus importante au niveau lombo-sacré. Cette différence devient particulièrement marquée après le passage des genoux, lorsque le tronc se redresse et que l'extension lombaire est accentuée. Cette observation suggère que, comparativement au SDL, le

CDL requiert une plus grande contribution de la mobilité lombaire et/ ou de la bascule pelvienne pour atteindre la position érigée. Si nos données ne permettent pas de distinguer précisément la part de ces deux mécanismes, elles confirment néanmoins que l'excursion lombaire est significativement plus grande en CDL. La fin du mouvement se traduisant par une posture érigée, la différence de flexion lombo-sacrée lors du décollage de la barre entraîne mécaniquement une ROM plus importante, et en particulier après le passage des genoux quand le mouvement se caractérise par une extension lombaire. Ces résultats s'inscrivent dans la continuité de la première étude de cette thèse, qui avait mis en évidence une ROM de hanche plus élevée en CDL. Cela suggère et confirme que le CDL impose une plus grande excursion sagittale, mobilisant davantage la hanche et le rachis lombaire. Les résultats SPM cinématiques ont confirmé ces différences sur toute la durée du mouvement. Contrairement aux recommandations classiques visant à maintenir un tronc neutre, nos données rejoignent celles de Edington et al. (2018) et Howe & Lehman (2021), qui ont montré qu'une flexion lombaire partielle est pratiquement inévitable, même avec une consigne de dos neutre. Plus encore, Aasa et al. (2022) ont rapporté des angles de flexion lombaire de 9 à 12° (partie supérieure) et 18 à 22° (partie inférieure) lors de soulevés de terre à 70 % du 1RM, des valeurs en adéquation avec celles observées ici en CDL. Ces ajustements semblent donc constituer une stratégie normale d'adaptation à la charge, plutôt qu'un défaut technique. Néanmoins, il convient de discuter la question des valeurs seuils pouvant représenter un facteur de risque. D'après la littérature, la zone neutre se situe entre 8 et 11° (Toosizadeh et al., 2012; Yamamoto et al., 1989). Dans le champ de l'ergonomie, l'échelle RULA considère les flexions du tronc supérieures à 20° comme postures nécessitant une vigilance accrue, associées à un score de risque plus élevé (McAtamney & Nigel Corlett, 1993), cependant cela correspond à des flexions avec de faibles charges et de manière répétée. Ainsi, les amplitudes relevées lors de l'exécution du soulevé de terre dépassent généralement ces valeurs de zone neutre (Aasa et al., 2022; Edington et al., 2018), tout en restant en deçà des amplitudes maximales pouvant être atteintes de manière passive. En effet, dans leur étude Toosizadeh et al. (2012) ont rapporté un angle maximal de flexion passive lombaire de 58 ± 12°. Autrement dit, elles se situent dans une plage supérieure à ce qui est classiquement défini comme neutre et donc potentiellement plus contraignante, mais encore loin de la flexion maximale où les contraintes deviennent critiques. Il est à noter qu'en dehors de la plage neutre, une flexion répétée sous des charges compressives peut entraîner une délamination de l'annulus et des hernies discales (Callaghan & McGill, 2001). En fin d'amplitude le risque lésionnel est marqué, les résultats issus du modèle animal de Gunning et al., (2001) ont suggéré que la flexion complète pourrait réduire la résistance en compression des unités fonctionnelles vertébrales (vertèbres, disque intervertébral, ligaments) (de 23 ± 47 %) et abaisserait le seuil d'initiation des lésions de 53 ± 63 % (Gunning et al., 2001). De plus, cette flexion maximale augmente la contrainte

sur les ligaments postérieurs lombaires (Adams et al., 1980; Cholewicki & McGill, 1992) et à une diminution de la contribution des muscles *erector spinae lumbar* pour soutenir les forces de cisaillement (McGill et al., 2000). Ainsi, si une certaine flexion lombaire apparaît comme une adaptation normale et inévitable au soulevé de terre, son excursion répétée au-delà de la zone neutre pourrait constituer un facteur de risque à long terme.

À 85 % de 1-RM, la posture plus fléchie en CDL a mécaniquement induit des moments internes d'extension plus élevés au niveau de la charnière lombo-sacrée comparé au SDL. Cela confirme nos hypothèses et rejoint les conclusions de Cholewicki et al. (1991). La flexion lombaire accrue observée en CDL est connue pour augmenter les forces de cisaillement appliquées aux structures rachidiennes (Gunning et al., 2001; Potvin et al., 1991; Wade et al., 2014), en plus des moments de force lombo-sacrés. Une ROM plus étendue peut, quant à elle, refléter une plus grande mobilité lombaire sous charge et une exposition prolongée à des positions de flexion, ce qui pourrait accentuer le stress mécanique lié à la charge appliquée. En l'absence de modélisation, les forces de compression et de cisaillement n'ont cependant pas été estimées, mais les moments suggèrent une exposition mécanique supérieure au niveau lombo-sacré en CDL. En effet, sans recours à un modèle musculo-squelettique complet, ces valeurs auraient probablement été sous-estimées. Ramirez et al., (2022) rapportent que les contributions musculaires appliquées aux contraintes vertébrales représentent jusqu'à 90 % des forces de compression subies par la partie inférieure de la colonne lombaire (Arjmand & Shirazi-Adl, 2005; McGill & Norman, 1986; Ramirez et al., 2022). Il existerait une relation dose-réponse entre la charge et le processus régénératif du disque intervertébral. Une charge importante appliquée à faible volume et à faible fréquence semble être favorable à des mécanismes régénératifs (augmentation des protéoglycanes, stimulation de gènes anaboliques, amélioration du transport de nutriments). En revanche, une exposition prolongée à une forte charge ou répétée à fréquence élevée accroît les processus dégénératifs (apoptose cellulaire, activation de gènes cataboliques, risque de lésion discale) (Steele et al., 2015). Il pourrait donc être pertinent de contrôler la fréquence et le volume des séances à des intensités supérieures à 85 % du 1RM, de manière à adapter la charge d'entraînement, particulièrement en CDL.

Sur le plan neuromusculaire, les résultats EMG ont relevé des différences de recrutement musculaire pour le *gluteus maximus*, l'*erector spinae lumbar*, l'*erector spinae thoracis*, et le *transversus abdominis-obliquus internus*. En SDL, l'extension du tronc se faisant plus rapidement après le passage des genoux pourrait être à l'origine d'une activation maximale plus faible de l'*erector spinae thoracis* cette seconde phase. En CDL, le moment de force maximal reste supérieur sur la seconde phase et a été en adéquation avec une activation maximale plus importante de

l'*erector spinae thoracis*, sans différence au début du mouvement ce qui suggère que c'est effectivement le redressement plus précoce du tronc en SDL qui est à l'origine de cette différence. Cette sollicitation accrue pourrait refléter la nécessité de contrôle plus important de l'extension thoraco-lombaire lorsque le tronc est davantage incliné et que la charge génère un moment accru en raison d'un bras de levier plus long (Cholewicki et al., 1991). Toutefois, cette hypothèse n'a pas été corroborée par l'activation maximale des *erector spinae lumbar*, qui n'ont pas présenté de différence significative entre les deux techniques.

L'absence de différence d'activation maximale de l'*erector spinae lumbar* significative entre les techniques coïncide avec les observations d'Escamilla et al. (2002) et de Vitanza (2018), mais s'est opposée aux résultats de Salehi et al. (2020). Ces derniers ont quant à eux évalué l'activation moyenne sur le mouvement, ce qui pourrait atténuer la mise en évidence de différences momentanées. Ce résultat suggère que le recrutement global de ces muscles stabilisateurs lombaires a été maintenu à un niveau élevé dans les deux variantes, indépendamment de l'angle initial de flexion. Cette interprétation est soutenue par McGill (2010), selon lequel les muscles du *core* ne constituent pas un générateur principal de puissance mais agissent surtout comme structure rigidifiant le rachis, transmettant efficacement la force produite par les hanches. Cette fonction de contrôle postural, essentielle pour limiter les mouvements indésirables du rachis sous charge, permettrait d'optimiser la transmission de force tout en réduisant les contraintes appliquées aux structures passives. Dans ce cadre, l'*erector spinae lumbar* jouerait principalement un rôle de stabilisateur isométrique, indépendamment de l'angle de flexion du tronc, afin de résister à l'action de gravité. Cette idée est confortée par les travaux de Creze et al. (2019), qui soulignent le paradoxe structurel musculo-tendineux des paraspinaux lombaires, bien que leurs fibres possèdent un potentiel de force élevé, la finesse et la disposition de leurs tendons limitent leur capacité à générer une extension lombaire directe depuis une flexion complète (Creze et al., 2019). Cela confirmerait leur rôle, lors du soulevé de terre et notamment lors de l'initiation du mouvement, en tant que contributeur de la raideur et participant au contrôle segmentaire lors de la flexion rachidienne, lorsque le tronc est incliné et que les moments appliqués sur cette région sont élevés. Dans ce contexte, l'extension lombaire reposerait alors sur une stratégie synergique complexe combinant l'effet de l'augmentation de la pression intra abdominale, l'extension de hanche et l'action combinée des *erector spinae,* notamment lors de la verticalisation du tronc et que les moments diminuent. A mesure de cette verticalisation, les *erector spinae* pourraient alors être en mesure de réduire la cyphose et d'amener la courbure lombaire vers une lordose.

Aussi, l'activation accrue du *gluteus maximus* en CDL en début de mouvement a été cohérente avec la nécessité d'initier l'extension de hanche à partir d'une position plus fléchie comme nous l'avons vu lors de la première étude de cette thèse. Le CDL a mobilisé ainsi fortement les muscles

postérieurs pour initier l'extension à partir d'une position moins avantageuse mécaniquement, notamment au niveau de la région lombo-sacrée. Dans cette position, le muscle est placé dans une longueur plus étirée qui peut favoriser sa capacité de production de force (relation tension-longueur), mais son bras de levier interne est diminué par rapport à une posture plus neutre (Németh & Ohlsén, 1985). Cette configuration impose donc une plus grande activation musculaire pour contrebalancer le désavantage mécanique lié à la flexion de hanche et à l'augmentation du bras de levier externe de la charge (Cholewicki et al., 1991; Escamilla et al., 2000).

Nos résultats mettent en évidence, d'après les analyses SPM des *erector spinae thoracis*, *lumbar*, et du *gluteus maximus* qu'une activation supérieure s'est produite en SDL lors des derniers instants du soulevé. Cependant, cette activation est restée inférieure à celle observée sur le reste du mouvement. Par ailleurs, le rachis a adopté une position plus neutre dans cette condition, alors qu'en CDL, la position était plus lordosée à l'approche de la complétion du mouvement. Il est alors possible que cette différence d'activation reflète un besoin de stabilisation plus important dans la variante sumo, lié au maintien d'une lordose lombaire moins importante sous charge.

Les résultats EMG du *rectus abdominis* et de l'*obliquus externus*, muscles pourtant souvent mis en avant dans les protocoles d'entraînement du *core* (Akuthota et al., 2008; Akuthota & Nadler, 2004; Hartatik et al., 2024; McGill, 2010; Schilling et al., 2013), n'ont pas montré de différence significative entre les techniques. Leur rôle semble davantage stabilisateur, en contribuant à rigidifier la paroi abdominale et à assurer la stabilité lombaire. Leur activité relativement similaire entre les conditions suggère qu'ils assurent une fonction de soutien, plutôt qu'une implication spécifique au mouvement. Ces observations rejoignent l'idée selon laquelle la stabilité rachidienne repose sur la co-activation coordonnée des muscles abdominaux et des extenseurs du rachis (McGill et al., 2003). La normalisation effectuée dans cette présente étude ne peut renvoyer à la capacité de contraction maximale dans la mesure où elle prend en référence l'activation maximale dynamique sur la tâche. Cependant, une contraction relativement faible des muscles abdominaux (5 % de la capacité maximale) suffit généralement à rigidifier les segments rachidiens face à une charge externe de 32 kg (Cholewicki et al., 1997). Par conséquent, nous pouvons supposer que malgré le niveau de contraction relativement faible observé dans la présente étude, cette intensité est suffisante pour maintenir la stabilité rachidienne lors de mouvement de soulevé de terre.

Par ailleurs, l'activation des muscles *transversus abdominis* et *obliquus internus*, avec une activation significativement plus élevée en SDL dès le milieu de la phase 1, et jusqu'au milieu de la phase 2, semble indiquer que le SDL impose probablement des exigences de stabilisation plus importantes. Ces muscles profonds, contributeurs à la pression intra-abdominale et à la stabilité

lombaire (Cresswell et al., 1994), pourraient être favorisés par la position moins cyphosée et l'inclinaison plus faible du tronc en SDL. Dans cette configuration, le bras de levier de la charge par rapport à la charnière lombo-sacrée est réduit, ce qui diminue le moment externe appliqué au rachis (Cholewicki et al., 1991; Escamilla et al., 2000). La stabilité rachidienne dépend alors fortement de la capacité à générer une raideur articulaire suffisante par la co-contraction synergique des muscles profonds du tronc, en particulier le *transversus abdominis* et l'*obliquus internus*, et des extenseurs rachidiens (Granata & Marras, 2000; McGill, 2010; McGill et al., 2003). Leur co-contraction augmente la pression intra-abdominale et limite les micromouvements intervertébraux, assurant ainsi le maintien de l'alignement vertébral sous charge (Akuthota et al., 2008; Cresswell et al., 1994). À l'inverse, dans une posture plus fléchie, comme en CDL, le moment externe s'accroît, sollicitant davantage les extenseurs superficiels pour résister à la flexion, contribuant directement à la rigidité segmentaire du rachis (Granata & Marras, 2000). Il convient de noter que notre analyse ne s'est pas appuyée sur un indicateur de co-contraction tel que le Co-Contraction Index (CCI), utilisé pour quantifier l'activation simultanée de groupes musculaires antagonistes (P. J. Lee et al., 2006). Nous avons examiné séparément les activations musculaires maximales et leurs variations temporelles, sans mesurer directement l'équilibre de co-activation entre muscles agonistes et antagonistes. La mise en œuvre de cet indice requiert une normalisation des signaux EMG à partir de contractions maximales volontaires ; procédure qui n'a pas été réalisée dans le présent protocole. L'intégration future d'un indice de ce type permettrait d'évaluer plus finement les stratégies de stabilisation lombo-pelvienne selon la technique, et d'estimer indirectement la contribution relative des muscles profonds et superficiels du tronc à la rigidité segmentaire. Ces différences de recrutement musculaire et de cinétique rachidienne mettent en évidence que le choix de la technique influence à la fois les contraintes mécaniques et les stratégies de stabilisation, ce qui pourrait orienter les recommandations d'entraînement en fonction des objectifs (performance ou réhabilitation) et des profils de risque. Le CDL, en induisant une plus grande flexion du rachis lombaire et des moments internes d'extension lombo-sacrés plus élevés, sollicite davantage les extenseurs de hanche et peut constituer un stimulus plus intéressant pour développer la chaîne postérieure, comme nous l'avons souligné lors de la première étude. Toutefois, cette configuration impose des contraintes accrues sur la charnière lombo-sacrée. Le SDL, en limitant la cyphose lombaire et en sollicitant davantage le *transversus abdominis-obliquus internus*, constitue une alternative intéressante notamment dans le cas d'une réhabilitation ou de prévention des blessures. Dans le cadre d'un entraînement avec un nombre conséquent de répétitions, le SDL, par la réduction des moments lombo-sacrés, devrait être favorisé.

Dans une perspective d'entraînement, l'intégration alternée des deux variantes pourrait permettre de bénéficier des adaptations spécifiques associées à chacune de ces techniques, soit le renforcement de la chaîne postérieure et une certaine adaptation de la tolérance aux charges pour le CDL, le développement de la stabilité lombo-pelvienne et une réduction des contraintes lombo-sacrées pour le SDL. Quelle que soit la technique, une attention particulière doit être mise sur la gestion de la flexion du rachis lombaire sous charge, afin de limiter l'exposition à des contraintes mécaniques excessives tout en optimisant la performance.

Les recherches futures devraient chercher à estimer les forces appliquées sur le rachis en développant un modèle musculo-squelettique prenant en compte la contribution des muscles et des structures passives sur les charges spinales. La mesure directe de la pression intra-abdominale permettrait de mieux comprendre son rôle dans la stabilisation lombo-pelvienne et dans la modulation des contraintes exercées sur le rachis au cours des différentes phases du soulevé de terre. En effet, la pression intra-abdominale contribue à augmenter la rigidité segmentaire et à réduire les charges de compression vertébrale (Cholewicki et al., 1999; Daggfeldt & Thorstensson, 1997). Des travaux ont montré que cette augmentation de rigidité permet non seulement d'améliorer la transmission des forces depuis les hanches, mais également de limiter la flexion lombaire sous charge (Hodges et al., 2005; McGill, 2010). Il serait aussi pertinent d'intégrer les caractéristiques anthropométriques des participants dans l'analyse, ce qui pourrait fournir des informations précieuses sur la manière dont les ratios des segments corporels (jambes, tronc, membre supérieur) influencent la cinétique articulaire. L'ensemble de ces approches pourrait ainsi contribuer à l'élaboration de recommandations fondées sur des données probantes pour la prévention des blessures et l'optimisation de la performance.

11.4. Conclusion

Cette étude a mis en évidence des différences significatives entre les techniques de soulevé de terre conventionnel et sumo en termes de sollicitations lombo-sacrée, sur les plans cinématique, cinétique et neuromusculaire. Le CDL a induit une cyphose lombaire plus importante, une flexion de la jonction lombo-sacrée plus élevée et une ROM plus étendue, associées à des moments articulaires plus élevés au niveau du complexe lombo-sacré, traduisant une demande mécanique accrue sur le rachis. Cette configuration s'est accompagnée d'une sollicitation maximale des *erector spinae thoracis*, plus importante lors de la seconde phase.

À l'inverse, le SDL a mobilisé davantage les stabilisateurs profonds du tronc, en particulier le *transversus abdominis* et l'*obliquus internus*, suggérant une stratégie de stabilisation segmentaire favorisée par une posture plus verticale et une cinématique plus contenue. Les analyses SPM et des pics EMG ont confirmé que les deux variantes reposent sur des logiques neuromusculaires distinctes, sans qu'une technique ne se soit montrée supérieure de façon univoque, mais plutôt adaptée à des contraintes spécifiques.

- **Posture et cinématique lombaire** :
  - Le CDL induit une posture plus fléchie, avec une cyphose lombaire et une flexion lombo-sacrée plus marquées, particulièrement du décollage jusqu'au milieu de la seconde phase, après le passage des genoux.
  - La ROM lombaire et lombo-pelvienne est plus importante en CDL, confirmant une mobilisation accrue de la colonne et du bassin.
  - Une flexion lombaire partielle apparaît inévitable en soulevé de terre, mais les amplitudes observées dépassent la zone neutre définie expérimentalement.
- **Cinétique** :
  - Les moments internes d'extension au niveau lombo-sacré sont plus élevés en CDL, surtout en phase initiale. Ces moments supplémentaires sont susceptibles d'accroître l'exposition à des forces plus importantes (cisaillement et compression), avec un risque de surcharge à long terme.
- **Logiques neuromusculaires distinctes**
  - Le CDL sollicite davantage la chaîne postérieure : *gluteus maximus* au décollage (SPM) et *erector spinae thoracis* lors de la seconde phase (analyse de la valeur pic) en lien avec une posture plus fléchie.
  - Le SDL sollicite davantage le *tranversus abdominis* / *obliquus internus* (pic d'activation lors de la phase 1 et du milieu de la phase 1 au milieu de la phase d'après l'analyse SPM). De plus, les *erector spinae* et le *gluteus maximus* sont plus activés lors de la complétion du mouvement (analyse SPM).

➔ **Implications pratiques**

- Le CDL engendre des moments plus importants sur la charnière lombo-sacrée, il serait nécessaire de contrôler la fréquence et le volume des séances à des intensités supérieures à 85 % du 1RM, de manière à adapter la charge d'entraînement,
- Le SDL limite la cyphose lombaire et favorise l'activation des muscles profonds du tronc, constituant une alternative plus conservatrice pour le rachis lombaire.

12. Troisième étude : L'influence de l'anthropométrie sur la cinétique articulaire en soulevé de terre

Les chapitres précédents ont montré que le soulevé de terre conventionnel (CDL) et le soulevé de terre sumo (SDL) induisent des différences notables sur le plan cinématique, cinétique et EMG. Ces différences reposent avant tout sur le placement initial, lié à la variation de la position des pieds et des mains, qui modifie l'organisation mécanique globale du mouvement. Ces divergences ne relèvent pas uniquement du style choisi, mais traduisent des logiques mécaniques distinctes qui influencent la répartition des contraintes articulaires et les exigences neuromusculaires (Hanen et al., 2025; J. Lee et al., 2024). Dans un contexte d'entraînement, il apparaît pertinent d'individualiser le choix de la technique, en tenant compte non seulement des objectifs de performance, mais aussi des spécificités morphologiques de chaque athlète.

Dans la pratique, le choix du style repose souvent sur le ressenti subjectif de l'athlète ou sur la technique où ce dernier semble plus fort d'un point de vue absolu (Keith et al., 2023). Cependant, les recherches corroborées par des observations empiriques, suggèrent que les caractéristiques anthropométriques seraient un facteur déterminant dans l'efficacité du mouvement (Cholewa et al., 2019; Ferland et al., 2020). Certaines proportions, comme un tronc long ou des membres supérieurs courts, pourraient accroître le bras de levier lombaire en CDL et favoriser la sollicitation accrue des *erector spinae*, tandis qu'un tronc court semble offrir un avantage mécanique en SDL (Cholewa et al., 2019). De manière générale, une grande envergure serait avantageuse mécaniquement (Ferland et al., 2020), tout comme des jambes courtes (Mayhew, McCormick, et al., 1993; Mayhew, Piper, et al., 1993), en réduisant la distance verticale que la barre doit parcourir et en permettant une posture plus érigée dès l'initiation du mouvement. Ainsi, la longueur relative des segments corporels notamment le tronc, les membres supérieurs et les membres inférieurs semblent créer des avantages et des désavantages mécaniques distincts pour chaque variante du soulevé de terre permettant ainsi d'impacter directement la performance (Hales, 2010).

Si certaines de ces relations ont été documentées, la majorité des travaux s'est limitée à l'étude de la performance brute, souvent mesurée comme charge maximale soulevée ou comme le rapport entre la masse corporelle et la charge soulevée. À ce titre, Ferland et al. (2020) ont proposé une approche plus large intégrant de multiples variables anthropométriques, certaines normalisées et d'autres non, et en les rapportant non seulement à la performance au soulevé de terre mais aussi à sa part relative dans le total des trois mouvements de la force athlétique (i.e. squat, développé-couché, soulevé de terre). Dans cette étude, le fait de normaliser les données anthropométriques ou non, nuance les différences significatives. Ainsi, la longueur de tronc est corrélée à la performance

absolue en soulevé de terre, mais ne l'est plus lorsqu'elle est normalisée à la taille des sujets. Concernant l'envergure, les effets sont significatifs mais tout de même réduits (Ferland et al., 2020). Par ailleurs, corriger les variables anthropométriques à différentes nuances de la performance apporte une nuance intéressante pour la compétition, elle complexifie l'interprétation et la généralisation des résultats, car un profil morphologique peut avantager un mouvement et en désavantager un autre. Ainsi, le profil type d'un spécialiste en soulevé de terre est décrit comme plus jeune, plus léger, plus mince, moins musclé, un tour de taille et un tour de torse plus petits, un tronc et des fémurs plus courts et des jambes, des avant-bras et des mains plus longs (Ferland et al., 2020). Ce profil renvoie essentiellement à la performance au soulevé de terre relative en pourcentage du total des trois mouvements, mais ne caractérise pas forcément un gain de performance absolue au regard de la performance isolée des trois mouvements. Enfin, Hales (2010) a proposé des recommandations pratiques basées sur des ratios segmentaires et non uniquement des longueurs absolues, mais celles-ci concernent surtout les membres supérieurs et reposent sur des fondements biomécaniques non explicités.

Les données concernant l'impact de l'anthropométrie sur la cinétique articulaire restent rares. Keith et al. (2023) ont ainsi fait une étude préliminaire sur l'impact de la longueur des membres supérieurs, du tronc, des fémurs et des jambes sur le travail articulaire des membres inférieurs lors du soulevé de terre. Toutefois, leur analyse repose sur un échantillon limité de 11 personnes. De manière similaire, l'étude de Lockie et al. (2018) s'appuie sur un échantillon restreint, réparti en deux groupes distincts, l'un comportant 14 hommes et le second 9 femmes. Ces études présentent plusieurs limites méthodologiques, notamment l'absence de normalisation des longueurs segmentaires, ce qui risque de confondre l'effet de la taille corporelle globale avec celui des proportions relatives. Une telle approche peut ainsi conduire à attribuer un effet à l'anthropométrie qui relèverait uniquement de l'échelle corporelle, comme nous l'avons cité plus tôt dans l'étude de Ferland et al. (2020). Les faibles tailles d'échantillon (Lockie et al. 2018 ; Keith et al. 2023) réduisent également la robustesse statistique et limitent la portée des conclusions. En effet, un nombre limité de participants diminue la puissance statistique, ce qui accroît le risque de ne pas détecter un effet réel, ce qui caractérise une erreur de type II. À l'inverse, lorsqu'un effet est détecté, l'instabilité des estimations dans les échantillons restreints augmente la probabilité que ce résultat soit un faux positif, ce qui caractérise une erreur de type I (Ioannidis, 2005).

Ainsi, l'objectif de cette étude est d'étudier les corrélations entre les longueurs segmentaires et d'évaluer leur influence sur la cinétique articulaire. Il s'agit ensuite de déterminer dans quelle mesure ces paramètres peuvent orienter le choix de la variante de soulevé de terre la plus adaptée

aux leviers naturels individuels. Cette démarche s'inscrit dans une perspective d'optimisation de la performance et de réduction des moments articulaires.

Sur la base de l'état actuel des connaissances, nous avons formulé l'hypothèse qu'une diminution de la longueur relative du tronc et une augmentation de la longueur relative du membre supérieur seraient vectrices d'une augmentation de la performance et d'une diminution des moments articulaires sur l'ensemble des articulations. Une augmentation de la longueur de la jambe augmenterait les moments de cheville et de genou tout en réduisant les moments au niveau de l'articulation de la hanche et de l'articulation lombo-sacrée en CDL, sans impacter le SDL. Une augmentation de la longueur relative du membre inférieur et plus précisément de la longueur du fémur serait vectrice d'une augmentation des moments de la cheville, du genou, de la hanche et lombo-sacré en CDL, sans impacter le SDL.

12.1. Méthode

12.1.1. Détails spécifiques à la troisième étude

Ce chapitre s'appuie sur la méthodologie présentée au chapitre II, tout en intégrant des adaptations spécifiques aux objectifs de l'étude. Comme explicité précédemment, la procédure expérimentale comprenait trois phases principales :

- Échauffement standardisé,
- Séquence de charges croissantes à 35, 50, 60, 75 % du 1RM théorique, aboutissant à la détermination individualisée et actualisée du 1RM,
- Phase de test réalisée dans des conditions de charge sous-maximale fixées à 85 % du 1RM déterminé.

Définitions des variables anthropométriques

Des repères anatomiques spécifiques sont utilisés pour mesurer la longueur des différents segments à l'aide d'un mètre ruban déroulant Xsens (Movella, Sel Segundo, Etats-Unis).

- La longueur de la jambe est définie à partir du condyle externe du plateau tibial jusqu'au bout de la malléole externe (Norton, 2018).
- La longueur du fémur est mesurée du condyle externe du fémur jusqu'au grand trochanter.
- La largeur du bassin est mesurée d'une épine iliaque antérieure à une autre.
- La longueur du tronc est mesurée de S1 à C7.
- La largeur d'épaule est mesurée d'un acromion à un autre.

- L’envergure est mesurée de l’extrémité de la troisième phalange distale d’une main à une autre lorsque le sujet se tient avec les bras tendus à 90° d’abduction.
- La longueur du membre supérieur est définie de la tête humérale à l'extrémité de la phalange distale du troisième doigt.

Pour l’ensemble des longueurs segmentaires, un ratio a été calculé en les rapportant à la taille du sujet. Deux ratios supplémentaires ont été établis de la manière suivante :

- Le ratio tronc/ membre inférieur est calculé en divisant la longueur du tronc par la moyenne de la longueur des membres inférieurs.
- Le ratio jambe/fémur est calculé par le rapport de la longueur moyenne des deux jambes sur la moyenne de la longueur des deux fémurs.

Ces ratios permettent de caractériser les leviers individuels susceptibles d’influencer la mécanique du mouvement.

Moments articulaires

L’ensemble des marqueurs a permis de construire le modèle sous Visual3D (Figure 15). Les forces de réaction au sol ont été mesurées à l’aide de deux plateformes de force triaxiales (BMS600900-2K, AMTI, USA) à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz de manière à calculer les moments articulaires au niveau de la cheville, du genou de la hanche et de la région lombo-sacrée. Les moments présentés correspondent aux valeurs scalaires maximales des moments résultants, calculés comme la somme vectorielle des moments suivant les trois axes. Les valeurs pics ont été ensuite normalisées par la charge soulevée en kg.

12.1.2. Analyse statistique

Trente hommes en bonne santé et physiquement actifs ont participé volontairement à cette étude. Les corrélations entre les variables indépendantes et dépendantes (cinétique articulaire et charge soulevée relative à la masse des sujets) ont été calculées à l'aide d'une analyse de corrélation bilatérale de Pearson. Un calcul a priori de la taille de l'échantillon a été réalisé à l'aide de G*Power (version 3.1.9.4, Université de Düsseldorf, Allemagne). La taille de l'échantillon de 30 participants a été estimée sur la base d'une taille d'effet de 0,49 pour atteindre une puissance de 80 %, avec un seuil alpha de 0,05. Les valeurs de r sont interprétées selon Hopkins (2002) ($|r|$: trivial < 0,10 ; faible 0,10–0,29 ; modéré 0,30–0,49 ; fort 0,50–0,69 ; très fort 0,70–0,89 ; quasi-parfait ≥ 0,90) (Hopkins, 2002). D’après G*power pour respecter les intervalles de confiance le seuil critique de $|r|$ doit correspondre à une valeur seuil de 0.361.

12.2. Résultats

Les caractéristiques anthropométriques des participants sont présentées dans le Tableau 7. En moyenne, les participants avaient une masse corporelle de 81.07 kg (± 8.44), pour une taille de 1.79 m (± 0.06). Les variables cinétiques et caractéristiques de performance maximales sont présentées quant à elles dans le Tableau 8.

Tableau 7 : Caractéristiques anthropométriques des participants.

Variables Anthropométriques	Moyenne (SD)
Taille (m)	1.79 (0.06)
Masse (kg)	81.07 (8.44)
Envergure / taille (%)	102.2 (2.1)
Largeur d'épaules / taille (%)	19.3 (1.1)
Longueur des bras / taille (%)	41.6 (1.1)
Longueur du tronc / taille (%)	29.1 (1.5)
Longueur des jambes / taille (%)	23.9 (1.1)
Longueur relative fémur / taille (%)	23.2 (1.0)
Ratio jambe/ fémur (%)	1.03 (0.07)
Ratio Tronc/ membre inférieur (%)	0.62 (0.04)

Tableau 8 : Variables cinétiques et caractéristiques de performance normalisée moyennées (moyenne ± écart-type).

Variables	CDL	SDL
Charge soulevée à 85% du 1-RM (kg)	146.29 (26.70)	
Charge normalisée au poids de corps	1.81 (0.31)	
Moment scalaire lombo-sacré (N.m)	575.55 (88.39)	548.65 (76.78)
Moment scalaire de hanche (N.m)	655.71 (117.89)	769.03 (151.26)
Moment scalaire de genou (N.m)	245.03 (69.43)	374.77 (126.80)
Moment scalaire de cheville (N.m)	330.72 (86.66)	312.17 (69.08)

Le Tableau 9 présente les résultats des corrélations entre les variables anthropométriques, la cinétique articulaire normalisée par la charge soulevée ainsi que la performance relative. Cette dernière est normalisée par la masse des sujets.

La taille était corrélée positivement avec les moments de hanche ($r = 0.584$, $p < .001$ en SDL ; $r = 0.598$, $p < .001$ en CDL), les moments lombo-sacrés ($r = 0.366$, $p = 0.047$ en SDL ; r = 0.439, $p = 0.015$ en CDL), les moments de genou ($r = 0.427$, $p = 0.019$ en SDL ; $r = 0.616$, $p < .001$ en CDL) et les moments de cheville ($r = 0.428$, $p = 0.018$ en SDL ; $r = 0.449$, $p = 0.013$ en CDL).

Tableau 9 : Corrélations entre les caractéristiques anthropométriques et la cinétique articulaire ainsi qu'à la performance relative au soulevé de terre conventionnel et sumo (n=30). Les valeurs en gras indiquent des corrélations significatives à $p < 0,05$.

Condition	Variables		Taille du sujet	Envergure / taille	Longueur du membre supérieur / taille	Largeur d'épaules / taille	Longueur de tronc / taille	Longueur du membre inférieur / taille	Tronc/Membre inférieur	Longueur de cuisse/ taille	Longueur de jambe / taille
	Charge (kg/masse corporelle)	*r*	0.039	0.174	-0.190	**0.465**	0.059	0.132	0.003	-0.200	0.330
		p-value	0.837	0.357	0.314	**0.01**	0.757	0.488	0.987	0.289	0.075
CDL	**Moments scalaires lombo-sacrés (N*m/kg de charge soulevée)**	*r*	**0.439**	-0.007	0.116	-0.176	0.022	0.032	-0.040	0.081	-0.036
		p-value	**0.015**	0.971	0.540	0.352	0.908	0.865	0.832	0.672	0.852
	Moments scalaires de hanche (N*m/kg de charge soulevée)	*r*	**0.598**	-0.062	-0.002	-0.091	-0.101	0.154	-0.173	0.108	0.079
		p-value	**< .001**	0.746	0.990	0.632	0.594	0.416	0.360	0.571	0.679
	Moments scalaires de genou (N*m/kg de charge soulevée)	*r*	**0.616**	-0.060	-0.006	-0.076	-0.261	**0.364**	**-0.407**	0.153	0.277
		p-value	**< .001**	0.753	0.975	0.691	0.163	**0.048**	**0.025**	0.419	0.139
	Moments scalaires de cheville (N*m/kg de charge soulevée)	*r*	**0.449**	0.077	0.048	0.069	-0.233	**0.417**	**-0.376**	0.183	0.310
		p-value	**0.013**	0.686	0.802	0.717	0.215	**0.022**	**0.041**	0.334	0.095
SDL	**Moments scalaires lombo-sacrés (N*m/ kg de charge soulevée)**	*r*	**0.366**	0.021	0.202	-0.282	0.102	0.050	0.008	0.045	0.016
		p-value	**0.047**	0.914	0.285	0.131	0.592	0.793	0.967	0.811	0.933
	Moments scalaires de hanche (N*m/kg de charge soulevée)	*r*	**0.584**	0.166	0.142	0.005	-0.255	0.265	-0.336	0.163	0.155
		p-value	**< .001**	0.382	0.454	0.979	0.175	0.157	0.070	0.390	0.413
	Moments scalaires de genou (N*m/kg de charge soulevée)	*r*	**0.427**	-0.114	-0.131	0.044	-0.066	0.183	-0.163	0.073	0.143
		p-value	**0.019**	0.550	0.492	0.818	0.729	0.332	0.388	0.700	0.451
	Moments scalaires de cheville (N*m/kg de charge soulevée)	*r*	**0.428**	0.155	0.271	-0.130	0.028	0.320	-0.162	0.351	0.048
		p-value	**0.018**	0.412	0.147	0.493	0.881	0.085	0.391	0.057	0.800

Une corrélation positive a été observée entre la largeur d'épaule et la charge ($r = 0.465$, $p < .001$), mais aucune relation significative n'a été retrouvée avec les moments articulaires quelle que soit la technique.

En CDL, la longueur des membres inférieurs normalisée par la taille a été positivement associée aux moments de genou ($r = 0.364$, $p = 0.048$) et aux moments de cheville ($r = 0.417$, $p = 0.022$). Le ratio tronc/membres inférieurs a été négativement corrélé aux moments de genou ($r = –0.407$, $p = 0.025$ en CDL) ainsi qu'aux moments de cheville ($r = –0.376$, $p = 0.041$ en CDL).

12.3. Discussion

L'objectif de ce chapitre était d'évaluer, par des corrélations, l'influence des caractéristiques anthropométriques relatives à la taille des sujets (membre supérieur, largeur d'épaules, envergure, tronc, jambes, fémur, membre inférieur, bassin, ratio jambe/fémur et ratio tronc/membre inférieur) sur les moments générés au niveau des principales articulations et sur la performance relative lors du soulevé de terre. Les résultats de cette étude montrent que certaines caractéristiques anthropométriques influencent de manière significative la cinétique articulaire lors du soulevé de terre, et ce, de manière différenciée selon la variante utilisée. Cependant, les hypothèses relatives à la longueur du tronc et du fémur n'ont pas été validées ici. En effet, aucune corrélation ne s'est avérée significative entre ces variables et les moments articulaires.

Nos résultats montrent que seule la largeur d'épaule était positivement corrélée à la charge soulevée normalisée par la masse corporelle des sujets. Une ossature plus large pourrait favoriser une plus grande accumulation de masse musculaire par unité de taille, favorisant ainsi la performance (Keogh et al., 2007; Mayhew, McCormick, et al., 1993; Mayhew, Piper, et al., 1993), cela soutient la relation entre la largeur d'épaule et la charge relative de nos participants. En revanche, aucune relation significative n'a été retrouvée entre la performance relative et la longueur du tronc, du fémur ou des membres supérieurs, contrairement à plusieurs travaux antérieurs (Cholewa et al., 2019; Ferland et al., 2020; Lockie et al., 2018). Par exemple, Cholewa et al. (2019) ont rapporté qu'un tronc court constituait un avantage pour le CDL, tandis qu'un tronc long favoriserait le SDL lors de leur analyse du rapport de force SDL : CDL. Ces divergences suggèrent que certains effets décrits dans la littérature relèvent davantage de la longueur segmentaire absolue et de la performance brute, et qu'ils peuvent être atténués ou masqués lorsque la performance est rapportée à la masse corporelle ou à la taille des sujets comme cela a été mis en avant dans l'étude de Ferland et al. (2020) avec l'influence de la longueur du tronc. La longueur absolue du tronc a été corrélée positivement à la performance absolue, en revanche, elle ne l'était pas avec le score de performance de Wilks. De la même manière, aucune relation significative n'a été relevé lorsque la longueur du

tronc était normalisée à la taille des sujets. Lockie et al. (2018), quant à eux, avaient trouvé une corrélation positive entre la longueur absolue du membre supérieur et la performance brute du 1RM, mais sans normaliser ces longueurs à la taille totale des sujets. Cela pourrait induire un risque de confondre l'effet des proportions segmentaires avec celui de la taille corporelle globale au regard des résultats présentés par Ferland et al. (2020). Par ailleurs, la faible variabilité interindividuelle des longueurs segmentaires normalisées dans notre échantillon pourrait expliquer une absence de corrélations significatives.

La taille a été positivement corrélée aux moments de hanche, de genou, de cheville et lombo-sacrés, aussi bien en CDL qu'en SDL. Ces résultats suggèrent que les individus de plus grande stature subissent mécaniquement des contraintes plus importantes, probablement en raison de bras de levier segmentaires accrus. La hauteur de barre à l'initiation du geste est inchangée quelle que soit la variation anthropométrique, signifiant qu'un sujet plus grand devra effectuer une plus grande flexion pour initier le mouvement de soulevé de terre et donc augmenter la distance verticale de la barre (Lockie et al., 2018). Ainsi, une augmentation de la taille des sujets influe directement sur la cinématique et donc la cinétique articulaire.

En CDL, la longueur relative des membres inférieurs était positivement corrélée, de manière modérée, aux moments de genou et de cheville. Cette relation pourrait refléter le fait qu'une plus grande longueur des membres inférieurs induirait un bras de levier antéro-postérieur plus important à la cheville et au genou à l'initiation du mouvement, augmentant ainsi les contraintes articulaires dans ces régions. Cette relation n'apparaissait pas en SDL, suggérant que l'écartement des pieds joue un rôle compensatoire. Le ratio tronc/membres inférieurs était également modérément corrélé, et ce, de manière négative aux articulations distales en CDL, indiquant que des individus avec un tronc court et des jambes longues génèrent davantage de contraintes au niveau du genou et de la cheville. Cela confirme l'influence des proportions relatives, indépendamment des longueurs absolues. Nos résultats nuancent ainsi les observations de Cholewa et al. (2019), qui associaient un tronc long à une performance moindre en CDL. Ces résultats suggèrent que des individus avec un tronc proportionnellement court et des jambes longues génèrent des moments accrus aux articulations distales. Ainsi, il semblerait que ce ne soit pas la longueur absolue du tronc qui importe, mais son rapport avec la longueur des membres inférieurs.

En revanche, les longueurs segmentaires isolées du fémur, de la jambe, du tronc ou du membre supérieur n'ont pas montré d'influence significative sur les moments articulaires. L'hypothèse selon laquelle un fémur ou un tronc long augmenterait les moments de hanche et les moments lombo-sacrés, particulièrement en CDL, n'a pas été confirmée. En théorie, une telle configuration impliquerait une flexion initiale plus importante de la hanche et une plus grande inclinaison du

tronc, éloignant le centre articulaire du centre de masse de la barre et augmentant le bras de levier. En SDL, l'abduction et la rotation externe des membres inférieurs initiée par les fémurs, ainsi que l'inclinaison plus restreinte du tronc, semble limiter l'influence des caractéristiques anthropométriques sur les moments générés. Ce mécanisme a également été suggéré par Demers et al. (2018), qui ont montré qu'un écartement plus large réduisait la flexion de hanche requise lors d'un squat, ce qui pourrait compenser les désavantages liés à des fémurs longs (Demers et al., 2018). Cholewa et al. (2019) avaient émis l'hypothèse que des fémurs plus courts favorisent la performance au CDL, tandis que le SDL atténuerait les désavantages liés à des fémurs longs. Pour autant, leurs résultats n'ont pas confirmé cette relation. Les résultats de Ferland et al. (2020), n'ont pas mis en évidence de lien entre la longueur relative du fémur, des jambes ou du tronc et la performance. Ainsi, en plus de l'absence d'effet sur la performance, nos résultats soutiennent que cette longueur segmentaire isolée n'influence également pas la cinétique articulaire.

L'envergure est souvent considérée comme un facteur favorable au soulevé de terre en raison d'une réduction du bras de levier mesuré entre le centre articulaires des hanches et la barre (Ferland et al., 2020), et permettrait d'adopter une position de départ des hanches plus haute et une amplitude de mouvement totale réduite. Ferland et al. (2020) rapportaient une corrélation positive entre l'envergure relative et performance, mais cela n'a pas été confirmé dans cette étude que ce soit pour la performance ou les moments articulaires. L'envergure relative comprend en revanche la largeur d'épaule qui peut représenter une proportion différente de l'envergure et donc impacter la part des membres supérieurs dans cette envergure en fonction des individus. Cette largeur d'épaule étant significativement plus importante chez les catégories de poids élevées chez des compétiteurs (Keogh et al., 2007), l'analyse de l'envergure pourrait refléter l'effet de cette largeur d'épaule et pas uniquement la longueur du membre supérieur. Lockie et al. (2018) avaient rapporté une corrélation entre la longueur absolue des membres supérieurs et la performance au 1RM et la production maximale de force de réaction au sol. Cependant, cet effet pourrait refléter l'influence de la taille corporelle globale, car la longueur des membres supérieurs n'a pas été normalisée. Dans notre étude, la faible variabilité du ratio membre supérieur/taille a pu masquer d'éventuelles corrélations. Malgré un soutien de la littérature présentant la longueur du membre supérieur comme favorable à la performance en réduisant l'amplitude de mouvement, nos résultats suggèrent qu'ils n'ont pas influencé la cinétique articulaire quelle que soit la technique.

Dans l'ensemble, le CDL apparaît plus sensible aux variations anthropométriques des membres inférieurs, en particulier sur les moments des genoux et des chevilles. À l'inverse, le SDL semble atténuer ces effets. À première vue, il pourrait sembler intéressant d'individualiser la technique en fonction de la morphologie et donc de pratiquer le SDL pour limiter les moments à charge égale,

en ayant un ratio tronc/ membres inférieur élevé. Néanmoins les moments de genoux sont supérieurs en SDL (Escamilla et al., 2000; Hanen et al., 2025). Ainsi, malgré la différence générée lors d'une configuration avec des membres inférieurs longs, les contraintes générées sur cette articulation pourraient rester plus modestes en CDL.

Une limite de cette étude peut être la population étudiée, composée majoritairement de participants caucasiens d'Europe de l'Ouest. Ce manque de diversité restreint la variabilité anthropométrique, ce qui peut limiter la généralisation des résultats. Hales (2010) a défini des membres supérieurs longs comme une proportion supérieure ou égale à 38 %, des membres inférieurs longs comme une proportion supérieure ou égale à 49 % et un torse long comme une proportion égale ou supérieure à 32%, le tout relatif à la taille totale. Dans notre échantillon, la proportion relative du membre supérieur était de 41,6 ± 1,1 %, ce qui correspondrait à des membres supérieurs proportionnellement longs, celle des membres inférieurs était de 47,1 ± 1,2 %, correspondant à des membres inférieurs courts. La variabilité suggère des données relativement homogènes, donc moins susceptible de mettre en évidence des effets. Concernant le tronc, nous ne l'avons pas mesuré de la même façon. En effet, Hales (2010) a défini la longueur du tronc comme la distance entre le grand trochanter et une ligne imaginaire au-dessus de la tête, nous avons fait le choix de le définir comme la distance entre S1 et C7 comprenant donc le rachis lombaire et thoracique en excluant le rachis cervical et la tête n'étant pas impliqués dans le mouvement.

Une autre limite de cette étude peut concerner la précision des mesures anthropométriques. Les longueurs segmentaires ont été définies à l'aide d'un mètre ruban par un unique expérimentateur, ce qui a permis de réduire les erreurs inter-opérateurs. Toutefois, un taux d'erreur intra-opérateur subsiste, lié à la définition avec précision des repères osseux. Ce taux d'erreur est à considérer avec un coefficient ICC de 0.79 à 0.85 pour les mesures de longueur et largeur (Burkhart et al., 2008), ce qui suggère une marge d'incertitude.

Bien que certaines relations significatives aient été mises en évidence, elles expliquent une part relativement modeste de la variance des moments articulaires. Ainsi, l'anthropométrie ne peut être considérée comme un facteur déterminant unique, mais plutôt comme un élément parmi d'autres comme la technique, la coordination neuromusculaire, l'expérience d'entraînement dans la performance et la distribution des contraintes articulaires.

12.4. Conclusion

En résumé, nos résultats montrent que seules quelques variables anthropométriques influencent significativement la cinétique articulaire et la performance lors des techniques compétitives de

soulevé de terre. Sur le plan de la performance, la largeur d'épaules apparaît comme le seul facteur favorable identifié. Concernant la cinétique articulaire, la longueur relative des membres inférieurs est positivement associée aux moments du genou et de cheville en CDL, tandis que le ratio tronc/ membres inférieurs est inversement corrélé à ces moments. Cependant, il est essentiel de replacer ces observations dans le cadre des différences intrinsèques entre les deux techniques. En effet, la longueur des membres inférieurs et le ratio tronc/membres inférieurs influencent les moments articulaires de genou qui, dans l'absolu, demeurent plus faibles que ceux générés en SDL. Ainsi, un ratio tronc/membres inférieurs élevé, défavorable en CDL, ne rend pas pour autant le SDL systématiquement plus intéressant, car cette variante génère par ailleurs des moments de genou absolus supérieurs.

Ces résultats soulignent donc la complexité de l'interaction entre anthropométrie et stratégie technique. Il est donc difficile de définir une variante « optimale » sur la seule base des proportions corporelles.

Seules quelques variables anthropométriques influencent la performance et la cinétique au soulevé de terre. D'après nos résultats aucune variante ne peut être définie comme « optimale » sur la seule base des proportions corporelles.

- **Performance** : parmi toutes les variables testées, seule la largeur d'épaules a montré une corrélation positive avec la charge relative, suggérant qu'une ossature plus large favorise l'accumulation musculaire et donc la performance. En revanche, ni la longueur du tronc, ni celle des membres supérieurs ou des fémurs n'ont été associées à la performance, contrairement à certaines études antérieures.

- **Moments articulaires** :
  - La taille était corrélée positivement aux moments de hanche, genou, cheville et lombo-sacrés, en lien avec des bras de levier segmentaires plus longs.
  - En CDL, la longueur relative des membres inférieurs était positivement corrélée aux moments de genou et de cheville, tandis que le ratio tronc/membres inférieurs montrait une corrélation négative avec ces mêmes paramètres.
  - Aucune influence significative n'a été trouvée pour les longueurs segmentaires isolées du fémur, de la jambe, du tronc, et des membres supérieurs sur les moments articulaires.

  ➔ Le CDL apparaît plus sensible aux variations anthropométriques, en particulier pour les genoux et les chevilles. Le SDL, grâce à son écartement des pieds et à la rotation externe des fémurs, semble atténuer certains désavantages liés à des segments longs. Toutefois, le SDL génère des moments de genou absolus plus élevés, ce qui limite son intérêt systématique pour compenser des leviers défavorables en CDL.

Chapitre IV : Discussion générale, perspectives et conclusion

L'objectif premier de cette thèse était de comprendre comment les techniques compétitives de soulevé de terre impactent le système musculo-squelettique et les performances qui y sont associées. Nous avons ainsi comparé les paramètres cinématiques et cinétiques des membres inférieurs et de la charnière lombo-sacrée, tout en intégrant l'analyse EMG des principaux muscles sollicités lors de l'emploi de ces variantes. De plus, nous avons cherché à étoffer les connaissances actuelles concernant l'influence de l'anthropométrie sur les variables cinétiques et la performance relative. Ce travail a permis de mieux caractériser ces deux techniques (CDL et SDL) et ouvre des perspectives pour approfondir davantage nos connaissances sur cet exercice polyarticulaire fondamental.

13. Discussion générale et perspectives

Le CDL se distingue du SDL par une posture initiale plus fléchie, caractérisée par une flexion lombo-sacrée et de hanche plus marquée ainsi qu'une dorsiflexion accrue de la cheville au décollage de la barre. Cette configuration en CDL entraîne une cyphose lombaire significativement plus élevée également. À l'inverse, le SDL adopte une cinématique différente : la position initiale plus érigée, associée à une rotation externe et une abduction plus marquée des fémurs, limite la flexion lombaire et requiert une extension plus importante des trois articulations des membres inférieurs lors de la première phase. Durant cette phase, une transition rapide vers la flexion plantaire est observée, permise par un écartement des pieds plus important et une rotation externe de ces derniers. Le CDL, quant à lui, engendre une amplitude plus importante de l'extension de la charnière lombo-sacrée au cours de cette première phase, suivie d'une extension accrue de la hanche au cours de la seconde phase. Ces différences traduisent une coordination inter-articulaire distincte : le CDL impose une excursion sagittale plus importante et une flexion lombaire accrue, tandis que le SDL répartit le mouvement sur les membres inférieurs en réduisant la sollicitation du rachis.

Ces différences cinématiques se répercutent directement sur la distribution des moments articulaires. En CDL, les moments extenseurs de hanche sont plus importants dès la phase initiale, en cohérence avec la flexion prononcée, et s'accompagnent de moments d'extension lombo-sacrés supérieurs, suggérant une contrainte accrue sur la région lombaire. Cette configuration expose le rachis à des forces de cisaillement plus élevées (Cholewicki et al., 1991; Potvin et al., 1991; Wade et al., 2014), renforçant l'idée d'une charge mécanique concentrée sur la chaîne postérieure. Le SDL, en revanche, génère des moments d'extension plus élevés au genou et se caractérise par des

moments d'adduction et de rotation externe de hanche supérieurs, surtout en phase 1, reflétant des exigences accrues de stabilisation dans les plans frontal et transversal. Ces résultats suggèrent que le CDL privilégie une logique de sollicitation sagittale de la chaîne postérieure incluant le rachis, tandis que le SDL impose une sollicitation plus importante dans les autres plans au niveau des hanches et des genoux. Au-delà de ces différences, il convient de rappeler que les amplitudes lombaires observées en CDL sont plus sujettes à dépasser la zone neutre décrite dans la littérature (Toosizadeh et al., 2012; Yamamoto et al., 1989). Si une flexion modérée semble constituer une adaptation normale et inévitable au soulevé de terre (Howe & Lehman, 2021), son excursion répétée au-delà de cette zone pourrait accroître le risque de surcharge discale et ligamentaire, en particulier lors de charges proches du 1RM (Adams et al., 1994; Callaghan & McGill, 2001). Le SDL, en maintenant plus aisément une flexion réduite du tronc, pourrait constituer une stratégie de limitation des contraintes rachidiennes.

Les différences neuromusculaires vont dans le sens de cette logique mécanique. En CDL, le *gluteus maximus* présente une activation accrue en début de mouvement, mis en évidence par l'analyse SPM. Cette sollicitation traduit la nécessité d'initier l'extension de hanche à partir d'une position mécaniquement désavantageuse, soit une flexion importante réduisant son bras de levier interne (Németh & Ohlsén, 1985), avec une augmentation du bras de levier externe (Cholewicki et al., 1991; Escamilla et al., 2000), ce qui peut expliquer la plus grande activation pour compenser ce désavantage. Le *biceps* femoris a présenté une activation maximale plus importante lors du CDL sur les deux phases du mouvement soutenant la demande plus importante sur la chaîne postérieure. De plus, l'analyse SPM a permis de relever une activité plus importante avant le passage des genoux de *l'adductor magnus* sur ce mouvement, en plus d'un rôle d'abduction, ce muscle peut produire un moment d'extension de hanche (Vigotsky & Bryanton, 2016). Il a donc pu contribuer à l'extension de hanche de manière complémentaire aux *biceps femoris.* Contrairement à l'hypothèse que nous avions émise, au cours de la première phase, les *erector spinae thoracis* et *lumbar* n'ont pas présenté de différence concernant leur activité maximale, ce qui soutient l'idée d'un rôle de contribution à la raideur et participant au contrôle segmentaire lors de la flexion rachidienne, lorsque le tronc est incliné et que les moments appliqués sur la région lombaire sont élevés. La stratégie d'extension reposerait alors sur une synergie composée d'une extension de hanche, rigidification du *core*, et ainsi une verticalisation du tronc. À mesure de la verticalisation du tronc et de la diminution des moments lombo-sacrés, les *erector spinae* pourraient alors être en mesure de réduire la cyphose et d'amener la courbure lombaire vers une lordose. Lors de la seconde phase, une différence significative est observée : en SDL, l'*erector spinae thoracis* présente une activation réduite, en lien avec la diminution du moment de flexion externe associé à la verticalisation du

tronc. En revanche, le SDL mobilise davantage le *vastus lateralis* en phase initiale, ce qui correspond à la prédominance des moments extenseurs du genou. De plus, les muscles profonds du tronc, *transversus abdominis* et *obliquus internus*, montrent une activation supérieure du milieu de la phase 1 jusqu'à la phase 2 en SDL, compatible avec des exigences accrues de stabilisation lombo-pelvienne dans une posture plus verticale. Enfin, les analyses SPM ont révélé une activation supérieure des *erector spinae lumbar* et *thoracis* ainsi que du *gluteus maximus* en fin de mouvement en SDL. Toutefois, cette activation restait globalement plus faible en valeur absolue que celle observée en phase initiale, ce qui suggère un besoin spécifique de verrouillage lié au maintien d'une posture lombaire moins lordosée sous charge.

Ainsi, le CDL apparaît comme une technique sollicitant fortement la chaîne postérieure, concentrant les contraintes sur la région lombo-sacrée et nécessitant une force initiale élevée pour surmonter la flexion de hanche et de tronc. Le SDL, en revanche, privilégie la stabilité segmentaire et la sollicitation de la chaîne antérieure et latérale, redistribuant la charge sur les membres inférieurs et limitant la contribution lombaire. Ces différences confirment que les deux variantes reposent sur des logiques internes distinctes.

Au-delà de ces différences propres au choix de la technique, il a été suggéré que l'individualisation de la pratique dépendrait également des caractéristiques morphologiques propres à chacun. Nous avons cherché à déterminer si l'anthropométrie pouvait impacter les moments générés aux articulations des membres inférieurs et à la charnière lombo-sacrée. La littérature présentait certaines divergences, pouvant être expliquées par une caractérisation variable des longueurs segmentaires et de la performance. L'absence de normalisation des variables anthropométriques peut amener un biais dans l'interprétation des résultats, rendant cette interprétation complexe et pouvant relever d'une variation proportionnelle de la stature globale d'un individu. Les résultats de Ferland et al. (2020) mettent en avant que certains effets observés en longueurs absolues disparaissent après normalisation, comme c'est le cas pour la longueur de tronc dans leur étude. Nos présents résultats suggèrent que seule la largeur d'épaules serait positivement corrélée à la charge, ce qui pourrait être liée au reflet de l'ossature des sujets. La longueur relative du tronc, des membres supérieurs, des fémurs ou encore des jambes ne seraient pas liées à la performance relative. Par ailleurs, au regard de la cinétique articulaire, la longueur relative des membres inférieurs est positivement associée aux moments scalaires du genou et de la cheville en CDL, alors que le ratio tronc/membres inférieurs est inversement corrélé à ce paramètre. Replacé dans l'analyse des variantes compétitives que sont le CDL et le SDL, il est difficile de conseiller le CDL dans le cas où les membres inférieurs seraient plus longs qu'une population moyenne, car cette technique génère moins de moments au niveau des genoux que le SDL. Ainsi, sans différences sur les autres

paramètres, choisir le SDL serait forcément lié à une génération de moments plus importants sur cette articulation. On comprend alors qu'un ratio tronc/membres inférieurs élevé, défavorable en CDL, ne rend pas pour autant le SDL systématiquement plus intéressant, car cette variante génère des moments absolus supérieurs au niveau du genou. L'anthropométrie ne peut pas être considérée comme un facteur unique du choix de la technique, mais plutôt comme un élément parmi d'autres comme les objectifs d'entraînements, les points forts musculaires ou le fait de rechercher une diminution de la charge articulaire d'une zone par exemple.

Ce travail a mis en exergue des perspectives de recherches et d'analyses futures, on peut ainsi relever l'intérêt de développer un modèle musculo-squelettique adapté à la tâche afin d'améliorer la compréhension des mécanismes sous-jacents à ces techniques et plus particulièrement les forces appliquées sur la région lombo-sacrée. Il serait alors possible de déterminer plus précisément les risques de blessures inhérents à ces variantes. Par ailleurs, dans un cadre plus spécifique à l'entraînement et notamment au transfert vers d'autres disciplines, il serait possible d'étudier l'effet de la charge sur les puissances articulaires générées au cours de ces techniques.

13.1. Nécessité de développer un modèle musculo-squelettique spécifique

Les analyses faites nous apportent des informations précieuses quant à la compréhension du mouvement dans son ensemble par l'analyse des moments articulaires d'après la méthode de dynamique inverse. Pour autant, elle ne nous permet pas de quantifier les forces internes, telles que les forces générées par le système neuromusculaire de manière individuelle, ou encore la contribution du tissu conjonctif (Schellenberg et al., 2017). Par exemple, Adams et Hutton., (1982) ont constaté qu'une flexion sur la fin d'amplitude, au-delà de 75 % de flexion, au niveau du rachis augmentait la compression sur l'annulus antérieur d'environ 30 %, tout en étirant l'annulus postérieur du disque intervertébral de 50 % (Adams & Hutton, 1982). C'est l'une des raisons pour lesquelles des forces de compression élevées peuvent provoquer des fractures de coin du corps vertébral antérieur lorsque les segments de mouvement sont entièrement fléchis (Granhed et al., 1987), et pourquoi la flexion complète combinée à la compression peut provoquer une hernie discale postérieure (Adams et al., 1994; Adams & Hutton, 1981). La plupart de ces mesures sont pour autant faites sur des cadavres et ne peuvent pas prendre en compte le mouvement dans un ensemble avec la charge qu'il impose sur le corps dans son ensemble. En effet, ces données, bien que fondamentales, ne prennent pas en compte les interactions dynamiques du système musculo-squelettique pendant des tâches complexes comme le soulevé de terre. Les estimations des charges vertébrales varient grandement selon que les modèles incluent ou non la contribution musculaire (Ramirez et al., 2022). En effet, les muscles contribuent à hauteur de 90 % des forces de

compression subies par la partie inférieure de la colonne lombaire (Arjmand & Shirazi-Adl, 2005; McGill & Norman, 1986).

Dans cette perspective, la modélisation musculo-squelettique offrirait une opportunité précieuse pour dépasser les limites des approches classiques. Néanmoins, les modèles utilisés présentent souvent des contraintes structurelles incompatibles avec la complexité du mouvement étudié. Deux problématiques principales se dégagent de notre expérience au cours de nos investigations :

- D'une part, les modèles trop contraints avec un faible degré de liberté intervertébral ne permettent pas de capturer les amplitudes de flexion rachidienne observées de manière localisée. Lors de charges élevées, une flexion rachidienne peut s'observer sur le rachis lombaire ou thoracique, entraînant des erreurs importantes entre la position des marqueurs mesurés et estimés.
- D'autre part, les modèles ne contraignant pas les degrés de liberté génèrent des artefacts cinématiques, pouvant biaiser l'estimation des contraintes.

Pour surmonter les limitations des modélisations simplifiées, une étude récente de Ramirez et al. (2023) a évalué les forces musculaires du tronc et les charges au niveau de L5/S1 avec une charge de 68 kg sur un soulevé de terre avec une barre hexagonale. Un modèle à éléments finis a été utilisé avec un ensemble de 56 muscles, ainsi, ils ont souligné l'extrême sensibilité des prédictions de charge vertébrale à la représentation géométrique et aux paramètres musculaires en variant le *wrapping*[1] et les bras de levier musculaires (Ramirez et al., 2023). Ramirez et al., (2023) ont également démontré que les modèles standards sous-estiment la capacité de génération de force maximale, basées sur une contrainte maximale théorique de 1 MPa. Par exemple, les forces estimées du *longissimus* au niveau thoracique ont excédé jusqu'à 250 % de leur capacité théorique maximale (calculée à partir de leur aire de section et d'un stress maximal de 1 MPa), ce qui a nécessité une augmentation des leviers musculaires et une modification des mécanismes de *wrapping* musculaire pour ramener les prédictions dans une fourchette physiologiquement plausible, entre 83 et 133 % de la capacité génération de force maximale. Ce point souligne le fait que les modèles actuels sont souvent calibrés sur des individus non entraînés, avec des caractéristiques morphologiques et neuromusculaires inadaptées à des populations athlétiques. Par conséquent, pour estimer de manière fiable les contraintes biomécaniques lors d'un soulevé de terre lourd, il devient indispensable de :

[1] Élément géométrique contraignant le trajet du muscle-tendon à contourner les os pour représenter sa course réelle (Ramirez et al., 2023).

- Adapter la force maximale des muscles aux capacités des athlètes entraînés, en tenant compte de valeurs de stress musculaire supérieures.
- Personnaliser la géométrie musculaire, notamment les bras de levier, en fonction de la morphologie individuelle.
- Envisager des contributions passives additionnelles (ex. : pression intra-abdominale), encore absentes de nombreux modèles, mais cruciales pour équilibrer les moments de flexion (Ramirez et al., 2023).

Ces éléments soulignent l'importance de développer des modèles spécifiques et personnalisés pour les populations pratiquant le soulevé de terre à charge élevée. Le recours à un modèle générique ne suffit pas, sans personnalisation, l'estimation des contraintes mécaniques internes reste approximative, et les conclusions sur les risques ou adaptations biomécaniques peuvent être biaisées.

13.2. Effet de la charge, puissance articulaire

Dans un contexte d'entraînement, la force maximale n'est pas la seule qualité physique recherchée. En effet, la puissance, produit de la force par la vitesse (Knuttgen & Kraemer, 1987), est une qualité physique recherchée qui s'applique à une grande majorité de pratiques (Cormie et al., 2011). Une capacité supérieure à générer une puissance maximale se traduit généralement par une amélioration des performances athlétiques (Baker, 2001; Kraemer & Newton, 2000) dans des tâches de sprint (Weyand et al., 2000), de saut (Cormie et al., 2010; McLellan et al., 2011), de changement de direction (Nimphius et al., 2010), de lancers (Marques et al., 2011), ou encore des mouvements d'haltérophilie (Beckham et al., 2013; Garhammer, 1980).

Les exercices les plus efficaces pour développer la puissance musculaire sont les exercices qui génèrent les plus grandes puissances de sortie (Kawamori et al., 2005; Toji et al., 1997). Les haltérophiles utilisent le soulevé de terre pour développer la puissance et la force musculaire Swinton et al. (2011) ont montré que la charge optimale pour maximiser la puissance diffère selon la variante et l'implémentation technique : environ 30 % du 1RM pour le soulevé de terre conventionnel avec barre droite, et 40 % avec une barre hexagonale. Pour d'autres exercices, ces charges optimales varient : 50–70 % du 1RM pour le squat (Cormie et al., 2007; Siegel et al., 2002) et jusqu'à 80 % pour l'épaulé, en raison du caractère balistique du mouvement qui permet de maintenir des vitesses élevées sous des charges lourdes (Cormie et al., 2007). Cormie et al. (2007) soulignent que la composante balistique du mouvement permet de produire des vitesses élevées avec des charges proches du 1RM. Le corps bouge de manière indépendante de la charge, contrairement aux exercices de résistance traditionnels. En conséquence, la puissance est

maximisée avec des résistances relativement lourdes. En revanche, les exercices de résistance traditionnels produisent des vitesses faibles avec des charges lourdes et, par conséquent, des résistances plus légères sont nécessaires pour maximiser le produit de la force et de la vitesse (Swinton et al., 2011). La puissance maximale générée est relative à des intensités de 1RM qui varient en fonction des exercices ou des variantes utilisées comme souligné par les résultats précédents.

Aucune étude n'a encore exploré l'influence du CDL et du SDL sur le développement de la puissance musculaire des membres inférieurs. Pourtant, comme nous l'avons mentionné précédemment, une simple modification de la forme de la barre lors du soulevé de terre a permis d'influencer la puissance produite (Swinton et al., 2011). Par conséquent, il est plausible qu'une modification de la posture adoptée par l'athlète entre le CDL et le SDL puisse également modifier la production de puissance entre ces deux variantes, et ce, à des niveaux d'intensité variables. Ces observations pourraient alors fournir aux entraîneurs et aux préparateurs physiques des indications importantes quant à la variante à privilégier afin de maximiser la puissance produite par le sportif lors de l'exercice.

Il pourrait être intéressant pour l'optimisation de la puissance musculaire d'analyser la puissance générée, et ce, sur une gamme de charge étendue au cours de l'exécution des deux variantes compétitives de soulevé de terre.

14. Conclusion générale

Cette thèse avait pour objectif d'examiner l'impact des deux variantes compétitives de soulevé de terre conventionnel (CDL) et sumo (SDL) sur le système musculo-squelettique et sur la performance. Ainsi, trois axes ont été investigués : 1) comparaison cinématique, cinétique et neuromusculaire des membres inférieurs ; 2) analyse des moments lombo-sacrés et des stratégies de stabilisation du *core* ; et 3) influence des caractéristiques anthropométriques sur la répartition des charges articulaires.

Les résultats des études menées ont mis en évidence que le CDL se distingue par une stratégie sagittale, marquée par une flexion plus importante de hanche et de tronc, une dorsiflexion accrue de cheville, et une cyphose lombaire plus prononcée. Cette configuration concentre les contraintes sur la chaîne postérieure et la charnière lombo-sacrée, avec des moments extenseurs plus élevés et un recrutement marqué du *gluteus maximus* en phase initiale et du *biceps femoris* sur l'ensemble du mouvement. À l'inverse, le SDL redistribue les sollicitations, avec une posture plus érigée, une ouverture de hanches associée à une abduction et à une rotation externe marquées, se traduisant par

une activation accrue du *vastus lateralis* et des muscles stabilisateurs profonds du tronc, ainsi que par des moments supérieurs au genou et à la hanche en adduction et en rotation externe. Ces différences soulignent que les deux variantes reposent sur des logiques mécaniques et neuromusculaires distinctes, sans hiérarchie absolue, mais avec des implications différenciées pour la performance et la prévention des blessures.

Sur le plan rachidien, nos travaux confirment que le CDL entraîne à une excursion lombaire plus importante, dépassant la zone neutre, avec des moments lombo-sacrés plus élevés, ce qui traduirait une contrainte accrue sur les structures vertébrales. Le SDL, en limitant la flexion lombaire et en sollicitant davantage les muscles *transversus abdominis* et *obliquus internus,* apparaît comme une variante favorisant la stabilisation rachidienne, mais au prix d'une augmentation des contraintes au niveau des genoux.

Enfin, l'analyse anthropométrique a montré que seules quelques variables influencent significativement la performance et la cinétique articulaire. La largeur d'épaules est apparue positivement corrélée à la performance relative, tandis que la longueur relative des membres inférieurs et le ratio tronc/membres inférieurs modulaient les moments du genou et de cheville en CDL. En revanche, les longueurs absolues du tronc, des bras, du fémur ou de la jambe n'ont pas montré d'effet direct, contrairement à certaines hypothèses de la littérature. Ces résultats suggèrent que l'anthropométrie n'est pas un facteur déterminant unique, mais doit être envisagée comme un modulateur parmi d'autres, aux côtés de la technique, de la coordination neuromusculaire et de l'expérience d'entraînement.

Ces travaux comportent des limites méthodologiques, notamment l'absence d'estimation directe des forces de compression et de cisaillement vertébral, qui nécessiteraient le recours à des modèles musculo-squelettiques adaptés aux contraintes du soulevé de terre. La personnalisation de ces modèles, intégrant la morphologie, la capacité de production de force des muscles et l'effet de la pression intra-abdominale, apparaît indispensable pour affiner l'évaluation des charges internes et guider des recommandations fiables.

D'un point de vue pratique, nos résultats soulignent que le choix entre CDL et SDL doit être envisagé comme une décision stratégique individualisée : le CDL constitue un outil privilégié pour développer la chaîne postérieure mais augmente les moments d'extension lombo-sacrés. Le SDL sollicite davantage les quadriceps, l'amplitude et les moments articulaires des membres inférieurs dans le plan frontal et permet une réduction des moments lombo-sacrés dans le plan sagittal. Ainsi, aucun style n'est fondamentalement supérieur, leur utilisation doit être adaptée aux caractéristiques anthropométriques, aux objectifs d'entraînement et aux profils de risque de l'athlète.

Enfin, cette thèse ouvre des perspectives sur la nécessité d'explorer la dimension de puissance, composante essentielle de la performance sportive. L'analyse de la puissance générée selon la variante de soulevé de terre et à travers une gamme étendue d'intensités représenterait une voie de recherche intéressante, permettant de relier plus directement les adaptations biomécaniques observées à l'optimisation de la performance athlétique.

Bibliographie

Aasa, U., Bengtsson, V., Berglund, L., & Öhberg, F. (2022). Variability of lumbar spinal alignment among power- and weightlifters during the deadlift and barbell back squat. *Sports Biomechanics*, *21*(6), 701-717. https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1675751

Aasa, U., Svartholm, I., Andersson, F., & Berglund, L. (2017). Injuries among weightlifters and powerlifters : A systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, *51*(4), 211-219. https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096037

Abd allah, Marwan & Abd Elrahman, Mahmoud. (2013). Core Stability Relation to Physical Performance in Some Collectivity Games. *Journal of Applied Sports Science*, *4*(2), 138-147. https://doi.org/10.21608/jass.2014.84792

Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1981). The Effect of Posture on the Strength of the Lumbar Spine. *Engineering in Medicine*, *10*(4), 199-202. https://doi.org/10.1243/EMED_JOUR_1981_010_053_02

Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1982). Prolapsed intervertebral disc. A hyperflexion injury 1981 Volvo Award in Basic Science. *Spine*, *7*(3), 184-191.

Adams, M. A., Hutton, W. C., & Stott, J. R. R. (1980). The Resistance to Flexion of the Lumbar Intervertebral Joint. *Spine*, *5*(3), 245-253. https://doi.org/10.1097/00007632-198005000-00007

Adams, M. A., McNally, D. S., Chinn, H., & Dolan, P. (1994). *Posture and the compressive strength of the lumbar spine*.

Akuthota, V., Ferreiro, A., Moore, T., & Fredericson, M. (2008). Core Stability Exercise Principles. *Current Sports Medicine Reports*, *7*(1), 39-44. https://doi.org/10.1097/01.csmr.0000308663.13278.69

Akuthota, V., & Nadler, S. F. (2004). Core strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *85*, 86-92. https://doi.org/10.1053/j.apmr.2003.12.005

Almstedt, H. C., Canepa, J. A., Ramirez, D. A., & Shoepe, T. C. (2011). Changes in Bone Mineral Density in Response to 24 Weeks of Resistance Training in College-Age Men and Women. *Journal of*

Strength and Conditioning Research, *25*(4), 1098-1103. https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e3181d09e9d

Andersen, V., Fimland, M. S., Mo, D.-A., Iversen, V. M., Vederhus, T., Rockland Hellebø, L. R., Nordaune, K. I., & Saeterbakken, A. H. (2018). Electromyographic Comparison of Barbell Deadlift, Hex Bar Deadlift, and Hip Thrust Exercises : A Cross-Over Study. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *32*(3), 587-593. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001826

Arjmand, N., & Shirazi-Adl, A. (2005). Biomechanics of Changes in Lumbar Posture in Static Lifting: *Spine*, *30*(23), 2637-2648. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000187907.02910.4f

Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., & Parnianpour, M. (2001). A finite element model study on the role of trunk muscles in generating intra-abdominal pressure. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, *13*(04), 181-189. https://doi.org/10.4015/S1016237201000236

Baker, D. (2001). Comparison of upper-body strength and power between professional and college-aged rugby league players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *15*(1), 30-35.

Balshaw, T. G., Massey, G. J., Maden-Wilkinson, T. M., Lanza, M. B., & Folland, J. P. (2019). Neural adaptations after 4 years vs 12 weeks of resistance training vs untrained. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *29*(3), 348-359. https://doi.org/10.1111/sms.13331

Bamman, M. M., Newcomer, B. R., Larson-Meyer, D. E., Weinsier, R. L., & Hunter, G. R. (2000). Evaluation of the strength-size relationship in vivo using various muscle size indices: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *32*(7), 1307-1313. https://doi.org/10.1097/00005768-200007000-00019

Bankoff, A. D., Moraes, A. C., Salve, M. G., Lopes, M. B., & Ferrarezi, M. P. (2000). Electromyographical study of the iliocostalis lumborum, longissimus thoracis and spinalis thoracis muscles in various positions and movements. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, *40*(6), 345-349.

Banyard, H. G., Nosaka, K., & Haff, G. G. (2017). Reliability and Validity of the Load–Velocity Relationship to Predict the 1RM Back Squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *31*(7), 1897-1904. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001657

Beckham, G., Mizuguchi, S., Carter, C., Sato, K., Ramsey, M., Lamont, H., Hornsby, G., Haff, G., & Stone, M. (2013). Relationships of isometric mid-thigh pull variables to weightlifting performance. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *53*(5), 573-581.

Benavides-Ubric, A., Díez-Fernández, D. M., Rodríguez-Pérez, M. A., Ortega-Becerra, M., & Pareja-Blanco, F. (2020). Analysis of the Load-Velocity Relationship in Deadlift Exercise. *Journal of Sports Science & Medicine*, *19*(3), 452-459.

Bengtsson, V., Berglund, L., & Aasa, U. (2018). Narrative review of injuries in powerlifting with special reference to their association to the squat, bench press and deadlift. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, *4*(1), e000382. https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000382

Berglund, L., Aasa, B., Hellqvist, J., Michaelson, P., & Aasa, U. (2015). Which Patients With Low Back Pain Benefit From Deadlift Training? *Journal of Strength and Conditioning Research*, *29*(7), 1803-1811. https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000000837

Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, *230*, 1-54. https://doi.org/10.3109/17453678909154177

Bezerra, E. S., Simão, R., Fleck, S. J., Maia, M., Costa, P. B., Amadio, A. C., Miranda, H., & Serrão, J. C. (2013). *Electromyographic Activity of Lower Body Muscles during the Deadlift and Still-Legged Deadlift*.

Bird, S., & Barrington-Higgs, B. (2010). Exploring the Deadlift. *Strength & Conditioning Journal*, *32*(2), 46-51. https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3181d59582

Bojsen-Møller, J., Magnusson, S. P., Rasmussen, L. R., Kjaer, M., & Aagaard, P. (2005). Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *Journal of Applied Physiology*, *99*(3), 986-994. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01305.2004

Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, *30*(3), 232-238. https://doi.org/10.1016/j.mporth.2016.04.015

Brzycki, M. (1993). Strength Testing—Predicting a One-Rep Max from Reps-to-Fatigue. *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, *64*(1), 88-90. https://doi.org/10.1080/07303084.1993.10606684

Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(6), 1023-1035. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.004

Burkhart, T. A., Arthurs, K. L., & Andrews, D. M. (2008). Reliability of upper and lower extremity anthropometric measurements and the effect on tissue mass predictions. *Journal of Biomechanics*, *41*(7), 1604-1610. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.02.013

Callaghan, J. P., & McGill, S. M. (2001). *Intervertebral disc herniation : Studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force*.

Camara, K. D., Coburn, J. W., Dunnick, D. D., Brown, L. E., Galpin, A. J., & Costa, P. B. (2016). *An examination of muscle activation and power characteristics while performing the deadlift exercise with straight and hexagonal barbells*.

Çetin, O., Akyildiz, Z., Demirtaş, B., Sungur, Y., Clemente, F. M., Cazan, F., & Ardigò, L. P. (2022). Reliability and validity of the multi-point method and the 2-point method's variations of estimating the one-repetition maximum for deadlift and back squat exercises. *PeerJ*, *10*, e13013. https://doi.org/10.7717/peerj.13013

Choe, K. H., Coburn, J. W., Costa, P. B., & Pamukoff, D. N. (2018). Hip and Knee Kinetics During a Back Squat and Deadlift. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *35*(5), 1364-1371. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002908

Choe, K. H., Coburn, J. W., Costa, P. B., & Pamukoff, D. N. (2021). Hip and Knee Kinetics During a Back Squat and Deadlift. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *35*(5), 1364-1371. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002908

Cholewa, J. M., Atalag, O., Zinchenko, A., Johnson, K., & Henselmans, M. (2019). *Anthropometrical Determinants of Deadlift Variant Performance*.

Cholewicki, J., Juluru, K., & McGill, S. M. (1999). Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, *32*(1), 13-17. https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00129-8

Cholewicki, J., & McGill, S. M. (1992). Lumbar posterior ligament involvement during extremely heavy lifts estimated from fluoroscopic measurements. *Journal of Biomechanics*, *25*(1), 17-28. https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90242-s

Cholewicki, J., McGill, S. M., & Norman, R. W. (1991). Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *23*(10), 1179-1186. https://doi.org/10.1249/00005768-199110000-00012

Cholewicki, J., Panjabi, M. M., & Khachatryan, A. (1997). Stabilizing Function of Trunk Flexor-Extensor Muscles Around a Neutral Spine Posture: *Spine*, *22*(19), 2207-2212. https://doi.org/10.1097/00007632-199710010-00003

Church, J. B., Allen, T. N., & Allen, G. W. (2016). A Review of the Efficacy of Weight Training Aids. *Strength & Conditioning Journal*, *38*(3), 11-17. https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000227

Cormie, P., Mccaulley, G. O., Triplett, N. T., & Mcbride, J. M. (2007). Optimal Loading for Maximal Power Output during Lower-Body Resistance Exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *39*(2), 340-349. https://doi.org/10.1249/01.mss.0000246993.71599.bf

Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2010). Influence of strength on magnitude and mechanisms of adaptation to power training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *42*(8), 1566-1581. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181cf818d

Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing Maximal Neuromuscular Power : Part 1 – Biological Basis of Maximal Power Production. *Sports Medicine*, *41*(1), 17-38. https://doi.org/10.2165/11537690-000000000-00000

Cresswell, A. G., Oddsson, L., & Thorstensson, A. (1994). The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Experimental Brain Research*, *98*(2). https://doi.org/10.1007/BF00228421

Crewther, B., Heke, T., & Keogh, J. (2016). The effects of two equal-volume training protocols upon strength, body composition and salivary hormones in male rugby union players. *Biology of Sport*, *33*(2), 111-116. https://doi.org/10.5604/20831862.1196511

Creze, M., Soubeyrand, M., & Gagey, O. (2019). The paraspinal muscle-tendon system : Its paradoxical anatomy. *PLOS ONE*, *14*(4), e0214812. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0214812

Daggfeldt, K., & Thorstensson, A. (1997). The role of intra-abdominal pressure in spinal unloading. *Journal of Biomechanics*, *30*(11-12), 1149-1155. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00096-1

Demers, E., Pendenza, J., Radevich, V., & Preuss, R. (2018). The Effect of Stance Width and Anthropometrics on Joint Range of Motion in the Lower Extremities during a Back Squat. *International Journal of Exercise Science*, *11*(1), 764-775. https://doi.org/10.70252/BWZE8275

Dolan, P., Mannion, A. F., & Adams, M. A. (1994). Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting. *Journal of Biomechanics*, *27*(8), 1077-1085. https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90224-0

Dudley, G. A., Harris, R. T., Duvoisin, M. R., Hather, B. M., & Buchanan, P. (1990). Effect of voluntary vs. Artificial activation on the relationship of muscle torque to speed. *Journal of Applied Physiology*, *69*(6), 2215-2221. https://doi.org/10.1152/jappl.1990.69.6.2215

Dufour, M., & Pillu, M. (2009). *Biomécanique fonctionnelle : Rappels anatomiques, stabilités, mobilités, contraintes membres, tête, tronc*. Masson.

Dumas, R., & Wojtusch, J. (2018). Estimation of the Body Segment Inertial Parameters for the Rigid Body Biomechanical Models Used in Motion Analysis. In *Handbook of Human Motion* (p. 47-77). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-14418-4_147

Dunn, W. F. (2018, janvier 31). The history of powerlifting. *Taylor's Strength Training*. https://www.taylorsstrength.co.uk/the-history-of-powerlifting/

Edington, C., Greening, C., Kmet, N., Philipenko, N., Purves, L., Stevens, J., Lanovaz, J., & Butcher, S. (2018). The Effect of Set Up Position on EMG Amplitude, Lumbar Spine Kinetics, and Total Force Output During Maximal Isometric Conventional-Stance Deadlifts. *Sports*, *6*(3), 90. https://doi.org/10.3390/sports6030090

El Deeb, M. (2023). Effectiveness of Specific Stabilization Exercise on Strength, Balance for Beginner Weightlifters. *Journal of Theories and Applications of Physical Education Sport Sciences*, *8*(1), 52-68. https://doi.org/10.21608/jat.2023.281187

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

Epley, B. (1985). Poundage chart. *Boyd Epley Workout*, *86*, 447.

Ertel, G. N., Mornieux, G., Simon, F. R., & Gauchard, G. C. (2023). Characterizing the effects of an ergonomic handle on upper limbs kinematics and neuromuscular activity, comfort, and performance during ergometer rowing. *Applied Ergonomics*, *113*, 104093. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2023.104093

Escamilla, R. F., Francisco, A. C., Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Welch, C. M., Kayes, A. V., Speer, K. P., & Andrews, J. R. (2000). A three-dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional style deadlifts: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *32*(7), 1265-1275. https://doi.org/10.1097/00005768-200007000-00013

Escamilla, R. F., Francisco, A. C., Kayes, A. V., Speer, K. P., & Moorman, C. T. (2002). An electromyographic analysis of sumo and conventional style deadlifts: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *34*(4), 682-688. https://doi.org/10.1097/00005768-200204000-00019

Escamilla, R. F., Lowry, T. M., Osbahr, D. C., & Speer, K. P. (2001). Biomechanical analysis of the deadlift during the 1999 Special Olympics World Games: *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *33*(8), 1345-1353. https://doi.org/10.1097/00005768-200108000-00016

Fabien. (2023, juin 30). Histoire de l'Haltérophilie : Des Origines à nos Jours. *Ma Box de Cross*. https://maboxdecross.fr/blog/halterophilie/histoire-de-l-halterophilie-des-origines-a-nos-jours

Ferland, P.-M., Laurier, A., & Comtois, A. S. (2020). Relationships Between Anthropometry and Maximal Strength in Male Classic Powerlifters. *International Journal of Exercise Science*, *13*(4), 1512-1531. https://doi.org/10.70252/WKTF5547

Fernandes, J. F. T., Dingley, A. F., Garcia-Ramos, A., Perez-Castilla, A., Tufano, J. J., & Twist, C. (2021). Prediction of One Repetition Maximum Using Reference Minimum Velocity Threshold Values in Young and Middle-Aged Resistance-Trained Males. *Behavioral Sciences*, *11*(5), 71. https://doi.org/10.3390/bs11050071

Flandez, J., Gene-Morales, J., Juesas, A., Saez-Berlanga, Á., Miñana, I., & Colado, J. C. (2020). *A systematic review on the muscular activation on the lower limbs with five different variations of the deadlift exercise*. https://doi.org/10.14198/jhse.2020.15.Proc4.27

Folland, J. P., & Williams, A. G. (2007). The Adaptations to Strength Training : Morphological and Neurological Contributions to Increased Strength. *Sports Medicine*, *37*(2), 145-168. https://doi.org/10.2165/00007256-200737020-00004

Frost, H. M. (2003). Bone's mechanostat : A 2003 update. *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology*, *275A*(2), 1081-1101. https://doi.org/10.1002/ar.a.10119

Fry, A. C., Smith, J. C., & Schilling, B. K. (2003). Effect of Knee Position on Hip and Knee Torques During the Barbell Squat. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, *17*(4), 629. https://doi.org/10.1519/1533-4287(2003)017%253C0629:eokpoh%253E2.0.co;2

Fukunaga, T., Miyatani, M., Tachi, M., Kouzaki, M., Kawakami, Y., & Kanehisa, H. (2001). Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, *172*(4), 249-255. https://doi.org/10.1046/j.1365-201x.2001.00867.x

García-Ramos, A. (2023). Optimal Minimum Velocity Threshold to Estimate the 1-Repetition Maximum : The Case of the Smith Machine Bench Press Exercise. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *18*(4), 393-401. https://doi.org/10.1123/ijspp.2022-0355

Garhammer, J. (1980). Power production by Olympic weightlifters. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *12*(1), 54-60.

Glenister, R., & Sharma, S. (2025). Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Hip. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK526019/

González-Badillo, J. J., Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Gorostiaga, E. M., & Pareja-Blanco, F. (2014). Maximal intended velocity training induces greater gains in bench press performance than deliberately slower half-velocity training. *European Journal of Sport Science*, *14*(8), 772-781. https://doi.org/10.1080/17461391.2014.905987

Granata, K. P., & Marras, W. S. (2000). Cost–Benefit of Muscle Cocontraction in Protecting Against Spinal Instability: *Spine*, *25*(11), 1398-1404. https://doi.org/10.1097/00007632-200006010-00012

Granhed, H., Jonson, R., & Hansson, T. (1987). The loads on the lumbar spine during extreme weight lifting. *Spine*, *12*(2), 146-149. https://doi.org/10.1097/00007632-198703000-00010

Grgic, J., Lazinica, B., Schoenfeld, B. J., & Pedisic, Z. (2020). Test–Retest Reliability of the One-Repetition Maximum (1RM) Strength Assessment : A Systematic Review. *Sports Medicine - Open*, *6*(1). https://doi.org/10.1186/s40798-020-00260-z

Gundersen, A. H. (2024). *A Biomechanical Comparison Between Conventional, Sumo, and Hex-Bar Deadlifts Among Resistance Trained Women*.

Gunning, J. L., Callaghan, J. P., & McGill, S. M. (2001). Spinal posture and prior loading history modulate compressive strength and type of failure in the spine : A biomechanical study using a porcine cervical spine model. *Clinical Biomechanics*, *16*(6), 471-480. https://doi.org/10.1016/s0268-0033(01)00032-8

Haff, G., Triplett, N. T., & National Strength & Conditioning Association (U.S.) (Éds.). (2016). *Essentials of strength training and conditioning* (Fourth edition). Human Kinetics.

Hales, M. E. (2010). Improving the Deadlift : Understanding Biomechanical Constraints and Physiological Adaptations to Resistance Exercise. *Strength & Conditioning Journal*, *32*(4), 44-51. https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3181e5e300

Hales, M. E., Johnson, B. F., & Johnson, J. T. (2009). Kinematic Analysis of the Powerlifting Style Squat and the Conventional Deadlift During Competition : Is There a Cross-Over Effect Between Lifts? *Journal of Strength and Conditioning Research*, *23*(9), 2574-2580. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bc1d2a

Hamlyn, N., Behm, D. G., & Young, W. B. (2007). Trunk Muscle Activation During Dynamic Weight-Training Exercises and Isometric Instability Activities. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, *21*(4), 1108. https://doi.org/10.1519/R-20366.1

Hanen, N. C., Ben Mansour, K., Ertel, G. N., Duchene, Y., & Gauchard, G. C. (2025). Biomechanical analysis of conventional and sumo deadlift. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *13*, 1597209. https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1597209

Hansen, J. T., Kamina, P., & Richer, J.-P. (2020). *Mémofiches anatomie Netter* (5e éd). Elsevier-Masson.

Harman, E. A., Rosenstein, R. M., Frykman, P. N., & Nigro, G. A. (1989). Effects of a belt on intra-abdominal pressure during weight lifting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *21*(2), 186-190.

Hartatik, N. M. A. S., Wardhana, D. P. W., & Dharma, B. D. I. (2024). Core stability exercise for the impact of weightlifting and deadlifting on herniated nucleus pulposus (HNP) : A systematic review. *Intisari Sains Medis*, *15*(1), 42-48. https://doi.org/10.15562/ism.v15i1.1579

Hebert, J. J., Koppenhaver, S. L., Magel, J. S., & Fritz, J. M. (2010). The Relationship of Transversus Abdominis and Lumbar Multifidus Activation and Prognostic Factors for Clinical Success With a Stabilization Exercise Program : A Cross-Sectional Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *91*(1), 78-85. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.08.146

Henneman, E. (1957). Relation between Size of Neurons and Their Susceptibility to Discharge. *Science*, *126*(3287), 1345-1347. https://doi.org/10.1126/science.126.3287.1345

Henneman, E. (1985). The size-principle : A deterministic output emerges from a set of probabilistic connections. *The Journal of Experimental Biology*, *115*, 105-112. https://doi.org/10.1242/jeb.115.1.105

Hirokawa, S., Solomonow, M., Luo, Z., Lu, Y., & D'Ambrosia, R. (1991). Muscular co-contraction and control of knee stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *1*(3), 199-208. https://doi.org/10.1016/1050-6411(91)90035-4

Hodges, P. W. (1999). Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Therapy*, *4*(2), 74-86. https://doi.org/10.1054/math.1999.0169

Hodges, P. W., Kaigle Holm, A., Holm, S., Ekström, L., Cresswell, A., Hansson, T., & Thorstensson, A. (2003). Intervertebral stiffness of the spine is increased by evoked contraction of transversus abdominis and the diaphragm : In vivo porcine studies. *Spine*, *28*(23), 2594-2601. https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000096676.14323.25

Hodges, P. W., Martin Eriksson, A. E., Shirley, D., & C Gandevia, S. (2005). Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, *38*(9), 1873-1880. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.08.016

Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient Muscular Stabilization of the Lumbar Spine Associated With Low Back Pain : A Motor Control Evaluation of Transversus Abdominis. *Spine*, *21*(22), 2640-2650. https://doi.org/10.1097/00007632-199611150-00014

Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1998). Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *Journal of Spinal Disorders*, *11*(1), 46-56.

Holder, L. J. (2013). *The effect of lumbar posture and pelvis fixation on back extensor torque and paravertebral muscle activation*. Auckland University of Technology.

Hopkins, W. G. (2002). Scale of Magnitudes for Effect Statistics. *New View of Statistics*. https://www.sportsci.org/resource/stats/effectmag.html

Howe, L., & Lehman, G. (2021). *Getting out of neutral : The risks and rewards of lumbar spine flexion during lifting exercises*.

Huxel Bliven, K. C., & Anderson, B. E. (2013). Core Stability Training for Injury Prevention. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, *5*(6), 514-522. https://doi.org/10.1177/1941738113481200

Ioannidis, J. P. A. (2005). Why Most Published Research Findings Are False. *PLoS Medicine*, *2*(8), e124. https://doi.org/10.1371/journal.pmed.0020124

Jenkins, N. D. M., Miramonti, A. A., Hill, E. C., Smith, C. M., Cochrane-Snyman, K. C., Housh, T. J., & Cramer, J. T. (2017). Greater Neural Adaptations following High- vs. Low-Load Resistance Training. *Frontiers in Physiology*, *8*, 331. https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00331

Jidovtseff, B., Harris, N. K., Crielaard, J.-M., & Cronin, J. B. (2011). Using the load-velocity relationship for 1RM prediction. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *25*(1), 267-270. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b62c5f

Jovanović, M., Kapeleti, M., Ubović, M., Pažin, N., Ilić, D., & Mrdaković, V. (2021). Differences between conventional and sumo variants of deadlifting : Kinematic, kinetic and electromiographic study. *Fizicka Kultura*, *75*(2), 133-143. https://doi.org/10.5937/fizkul75-33867

Kanehisa, H., Nagareda, H., Kawakami, Y., Akima, H., Masani, K., Kouzaki, M., & Fukunaga, T. (2002). Effects of equivolume isometric training programs comprising medium or high resistance on muscle size and strength. *European Journal of Applied Physiology*, *87*(2), 112-119. https://doi.org/10.1007/s00421-002-0604-6

Kapandji, A. I. (1994). *Tronc et rachis* (5ème édition). Maloine.

Kasovic, J., Martin, B., & Fahs, C. A. (2019). Kinematic Differences Between the Front and Back Squat and Conventional and Sumo Deadlift. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *33*(12), 3213-3219. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003377

Kawakami, Y., Abe, T., Kuno, S. Y., & Fukunaga, T. (1995). Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *72*(1-2), 37-43. https://doi.org/10.1007/BF00964112

Kawamori, N., Crum, A. J., Blumert, P. A., Kulik, J. R., Childers, J. T., Wood, J. A., Stone, M. H., & Haff, G. G. (2005). Influence of different relative intensities on power output during the hang power clean : Identification of the optimal load. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *19*(3), 698-708. https://doi.org/10.1519/16044.1

Keith, D. S., Scherrer, Daniel, Nunley, Brandon, & Boykin, Jake R. (2023). Anthropometric Predictors of Conventional Deadlift Kinematics and Kinetics : A Preliminary Study. *International Journal of Exercise Science*, *16*(1). https://doi.org/10.70252/cvqh8240

Keogh, J. W. L., Hume, P. A., Pearson, S. N., & Mellow, P. (2007). Anthropometric dimensions of male powerlifters of varying body mass. *Journal of Sports Sciences*, *25*(12), 1365-1376. https://doi.org/10.1080/02640410601059630

Keogh, J. W. L., & Winwood, P. W. (2017). The Epidemiology of Injuries Across the Weight-Training Sports. *Sports Medicine*, *47*(3), 479-501. https://doi.org/10.1007/s40279-016-0575-0

Kerby, D. S. (2014). The Simple Difference Formula : An Approach to Teaching Nonparametric Correlation. *Comprehensive Psychology*, *3*, 11.IT.3.1. https://doi.org/10.2466/11.IT.3.1

Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The Role of Core Stability in Athletic Function: *Sports Medicine*, *36*(3), 189-198. https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001

Kingma, I., Faber, G. S., Suwarganda, E. K., Bruijnen, T. B. M., Peters, R. J. A., & van Dieën, J. H. (2006). Effect of a Stiff Lifting Belt on Spine Compression During Lifting: *Spine*, *31*(22), E833-E839. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000240670.50834.77

Knuttgen, H. G., & Kraemer, W. J. (1987). Terminology and Measurement in Exercise Performance: *Journal of Strength and Conditioning Research*, *1*(1), 1-10. https://doi.org/10.1519/00124278-198702000-00001

Kompf, J., & Arandjelović, O. (2016). Understanding and Overcoming the Sticking Point in Resistance Exercise. *Sports Medicine*, *46*(6), 751-762. https://doi.org/10.1007/s40279-015-0460-2

Kraemer, W. J., & Looney, D. P. (2012). Underlying Mechanisms and Physiology of Muscular Power. *Strength & Conditioning Journal*, *34*(6), 13-19. https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e318270616d

Kraemer, W. J., & Newton, R. U. (2000). Training for muscular power. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, *11*(2), 341-368, vii.

Krajewski, K. T., LeFavi, R. G., & Riemann, B. L. (2019). A Biomechanical Analysis of the Effects of Bouncing the Barbell in the Conventional Deadlift. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *33*(1), S70-S77. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002545

Lahkar, B. K., Chaumeil, A., Dumas, R., Muller, A., & Robert, T. (2022). *Description, Development and Dissemination of Two Consistent Marker-based and Markerless Multibody Models*. Bioengineering. https://doi.org/10.1101/2022.11.08.515577

Lander, J. E., Simonton, R. L., & Giacobbe, J. K. (1990). The effectiveness of weight-belts during the squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *22*(1), 117-126.

Lane, C., & Mayer, J. (2017). Posterior Chain Exercises for Prevention and Treatment of Low Back Pain. *ACSM'S Health & Fitness Journal*, *21*(4), 46-48. https://doi.org/10.1249/fit.0000000000000307

Larsen, S., Kristiansen, E., Helms, E., & Van Den Tillaar, R. (2021). Effects of Stance Width and Barbell Placement on Kinematics, Kinetics, and Myoelectric Activity in Back Squats. *Frontiers in Sports and Active Living*, *3*, 719013. https://doi.org/10.3389/fspor.2021.719013

Lawson, C., Mundy, P., Lyons, M., & Duncan, M. J. (2021). *Optimal loading for force production in the straight bar deadlift : Force-time characteristics in strength-trained adults*. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002942

Lee, J., Kim, H., Ko, S., & Chang, E. (2024). Biomechanical and Neuromuscular Insights into Deadlift Variations : Implications for Sports Science, Strength Training, and Rehabilitation. *Exercise Science*, *33*(2), 109-114. https://doi.org/10.15857/ksep.2024.00290

Lee, P. J., Rogers, E. L., & Granata, K. P. (2006). Active trunk stiffness increases with co-contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *16*(1), 51-57. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.06.006

Lee, S., Schultz, J., Timgren, J., Staelgraeve, K., Miller, M., & Liu, Y. (2018). An electromyographic and kinetic comparison of conventional and Romanian deadlifts. *Journal of Exercise Science & Fitness*, *16*(3), 87-93. https://doi.org/10.1016/j.jesf.2018.08.001

Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2004). Core Stability Measures as Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *36*(6), 926-934. https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000128145.75199.C3

Liemohn, W. P., Baumgartner, T. A., & Gagnon, L. H. (2005). *MEASURING CORE STABILITY*.

Lloyd, R. S., Cronin, J. B., Faigenbaum, A. D., Haff, G. G., Howard, R., Kraemer, W. J., Micheli, L. J., Myer, G. D., & Oliver, J. L. (2016). National Strength and Conditioning Association Position Statement on Long-Term Athletic Development. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *30*(6), 1491-1509. https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000001387

Lockie, R. G., Moreno, M. R., Orjalo, A. J., Lazar, A., Liu, T. M., Stage, A. A., Birmingham-Babauta, S. A., Stokes, J. J., Giuliano, D. V., Risso, F. G., Davis, D. L., & Callaghan, S. J. (2018). Relationships Between Height, Arm Length, and Leg Length on the Mechanics of the Conventional and High-Handle Hexagonal Bar Deadlift. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *32*(11), 3011-3019. https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000002256

Lombardi, V. P. (1989). *Beginning weight training : The safe and effective way*. W.C. Brown.

Lopes Dos Santos, M., Mann, J. B., Berton, R., Alvar, B. A., Lockie, R. G., & Dawes, J. J. (2022). Using the Load-Velocity Profile for Predicting the 1RM of the Hexagonal Barbell Deadlift Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *Publish Ahead of Print*. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004216

Lu, M.-L., Dufour, J. S., Weston, E. B., & Marras, W. S. (2018). Effectiveness of a vacuum lifting system in reducing spinal load during airline baggage handling. *Applied Ergonomics*, *70*, 247-252. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.03.006

Luo, S., Soh, K. G., Soh, K. L., Sun, H., Nasiruddin, N. J. M., Du, C., & Zhai, X. (2022). *Effect of Core Training on Skill Performance Among Athletes : A Systematic Review*. https://doi.org/10.3389/fphys.2022.915259

Macdonald, D. A., Dawson, A. P., & Hodges, P. W. (2011). Behavior of the Lumbar Multifidus During Lower Extremity Movements in People with Recurrent Low Back Pain During Symptom Remission. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *41*(3), 155-164. https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3410

Maddalozzo, G. F., Widrick, J. J., Cardinal, B. J., Winters-Stone, K. M., Hoffman, M. A., & Snow, C. M. (2007). The effects of hormone replacement therapy and resistance training on spine bone mineral

density in early postmenopausal women. *Bone*, *40*(5), 1244-1251. https://doi.org/10.1016/j.bone.2006.12.059

Marques, M., Saavedra, F., Abrantes, C., & Aidar, F. (2011). Associations Between Rate of Force Development Metrics and Throwing Velocity in Elite Team Handball Players : A Short Research Report. *Journal of Human Kinetics*, *29A*(Special-Issue), 53-57. https://doi.org/10.2478/v10078-011-0059-0

Marston, K. J., Forrest, M. R. L., Teo, S. Y. M., Mansfield, S. K., Peiffer, J. J., & Scott, B. R. (2022). Load-velocity relationships and predicted maximal strength : A systematic review of the validity and reliability of current methods. *PLOS ONE*, *17*(10), e0267937. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0267937

Martín-Fuentes, I., Oliva-Lozano, J. M., & Muyor, J. M. (2020). Electromyographic activity in deadlift exercise and its variants. A systematic review. *PLOS ONE*, *15*(2), e0229507. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0229507

Maszczyk, A., Wilk, M., Krzysztofik, M., Gepfert, M., Zając, A., Petr, M., & Stastny, P. (2020). The effects of resistance training experience on movement characteristics in the bench press exercise. *Biology of Sport*, *37*(1), 79-83. https://doi.org/10.5114/biolsport.2019.83008

Mayhew, J. L., McCormick, T. P., Piper, F. C., Kurth, A. L., & Arnold, M. D. (1993). Relationships of Body Dimensions to Strength Performance in Novice Adolescent Male Powerlifters. *Pediatric Exercise Science*, *5*(4), 347-356. https://doi.org/10.1123/pes.5.4.347

Mayhew, J. L., Piper, F. C., & Ware, J. S. (1993). Anthropometric correlates with strength performance among resistance trained athletes. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *33*(2), 159-165.

McAtamney, L., & Nigel Corlett, E. (1993). RULA : A survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics*, *24*(2), 91-99. https://doi.org/10.1016/0003-6870(93)90080-S

McGill, S. M. (2010). Core Training : Evidence Translating to Better Performance and Injury Prevention. *Strength & Conditioning Journal*, *32*(3), 33-46. https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3181df4521

McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N., & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *13*(4), 353-359. https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00043-9

McGill, S. M., Hughson, R. L., & Parks, K. (2000). Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *15*(10), 777-780. https://doi.org/10.1016/s0268-0033(00)00037-1

McGill, S. M., & Norman, R. W. (1986). Partitioning of the L4—L5 Dynamic Moment into Disc, Ligamentous, and Muscular Components During Lifting. *Spine*, *11*(7), 666-678. https://doi.org/10.1097/00007632-198609000-00004

McGuigan, M. R., & Wilson, B. D. (1996). Biomechanical Analysis of the Deadlift. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, *10*(4), 250. https://doi.org/10.1519/1533-4287(1996)010%253C0250:BAOTD%253E2.3.CO;2

McGuigan, M. R., Wright, G. A., & Fleck, S. J. (2012). Strength Training for Athletes : Does It Really Help Sports Performance? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *7*(1), 2-5. https://doi.org/10.1123/ijspp.7.1.2

McLellan, C. P., Lovell, D. I., & Gass, G. C. (2011). The role of rate of force development on vertical jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *25*(2), 379-385. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181be305c

Mokhtarzadeh, H., Farahmand, F., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., Malekipour, F., & Parnianpour, M. (2012). The effects of intra-abdominal pressure on the stability and unloading of the spine. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, *12*(01), 1250014. https://doi.org/10.1142/S0219519412004508

Morán-Navarro, R., Martínez-Cava, A., Escribano-Peñas, P., & Courel-Ibáñez, J. (2021). Load-velocity relationship of the deadlift exercise. *European Journal of Sport Science*, *21*(5), 678-684. https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1785017

Narimani, M., & Arjmand, N. (2018). Three-dimensional primary and coupled range of motions and movement coordination of the pelvis, lumbar and thoracic spine in standing posture using inertial

tracking device. *Journal of Biomechanics*, *69*, 169-174. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.01.017

Németh, G., & Ohlsén, H. (1985). In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion. *Journal of Biomechanics*, *18*(2), 129-140. https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90005-3

Nieto-Acevedo, R., Romero-Moraleda, B., Montalvo-Pérez, A., Valdés-Álvarez, A., García-Sánchez, C., & Mon-López, D. (2023). Should We Use the Men Load–Velocity Profile for Women in Deadlift and Hip Thrust? *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *20*(6), 4888. https://doi.org/10.3390/ijerph20064888

Niewiadomski, W., Laskowska, D., Gąsiorowska, A., Cybulski, G., Strasz, A., & Langfort, J. (2008). Determination and Prediction of One Repetition Maximum (1RM) : Safety Considerations. *Journal of Human Kinetics*, *19*(2008), 109-120. https://doi.org/10.2478/v10078-008-0008-8

Nigro, F., & Bartolomei, S. (2020). A Comparison Between the Squat and the Deadlift for Lower Body Strength and Power Training. *Journal of Human Kinetics*, *73*(1), 145-152. https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0139

Nijem, R. M., Coburn, J. W., Brown, L. E., Lynn, S. K., & Ciccone, A. B. (2016). Electromyographic and Force Plate Analysis of the Deadlift Performed With and Without Chains. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *30*(5), 1177-1182. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001351

Nimphius, S., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2010). Relationship between strength, power, speed, and change of direction performance of female softball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(4), 885-895. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d4d41d

Norton, K. I. (2018). Standards for Anthropometry Assessment. In K. Norton & R. Eston (Éds.), *Kinanthropometry and Exercise Physiology* (4e éd., p. 68-137). Routledge. https://doi.org/10.4324/9781315385662-4

O'Connor, R., Simmons, J., & O'Shea, P. (1989). *Weight training today*. West.

Park, R. J., Tsao, H., Cresswell, A. G., & Hodges, P. W. (2012). Differential activity of regions of the psoas major and quadratus lumborum during submaximal isometric trunk efforts. *Journal of Orthopaedic Research*, *30*(2), 311-318. https://doi.org/10.1002/jor.21499

Pereira, B. M., Castro, M. P. D., Sanchotene, C. G., Ruschel, C., & Santos, G. M. (2021). Muscle activation in pelvic anteversion and retroversion. *Fisioterapia Em Movimento*, *34*, e34118. https://doi.org/10.1590/fm.2021.34118

Peterson, M. D., Rhea, M. R., & Alvar, B. A. (2004). Maximizing Strength Development in Athletes : A Meta-Analysis to Determine the Dose-Response Relationship. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, *18*(2), 377. https://doi.org/10.1519/R-12842.1

Picerno, P., Iannetta, D., Comotto, S., Donati, M., Pecoraro, F., Zok, M., Tollis, G., Figura, M., Varalda, C., Di Muzio, D., Patrizio, F., & Piacentini, M. F. (2016). 1RM prediction : A novel methodology based on the force–velocity and load–velocity relationships. *European Journal of Applied Physiology*, *116*(10), 2035-2043. https://doi.org/10.1007/s00421-016-3457-0

Piper, T. J., & Waller, M. A. (2001). Variations of the Deadlift: *Strength and Conditioning Journal*, *23*(3), 66. https://doi.org/10.1519/00126548-200106000-00013

Piper, T. J., Waller, M. A., & Grove, B. (2001). *Variations of the Deadlift*.

Potvin, J. R., McGILL, S. M., & Norman, R. W. (1991). Trunk Muscle and Lumbar Ligament Contributions to Dynamic Lifts with Varying Degrees of Trunk Flexion. *Spine*, *16*(9), 1099-1107. https://doi.org/10.1097/00007632-199109000-00015

Powerlifting Federations. (2025). *PowerliftingToWin*. https://www.powerliftingtowin.com/powerlifting-federations/#Glossary

Pratt, J., Hoffman, A., Grainger, A., & Ditroilo, M. (2020). Forearm electromyographic activity during the deadlift exercise is affected by grip type and sex. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *53*, 102428. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102428

Ramirez, V. J., Bazrgari, B., Gao, F., & Samaan, M. (2022). Low Back Biomechanics during Repetitive Deadlifts : A Narrative Review. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, *10*(1), 34-46. https://doi.org/10.1080/24725838.2021.2015642

Ramirez, V. J., Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., & Bazrgari, B. (2023). Trunk muscle forces and spinal loads during heavy deadlift : Effects of personalization, muscle wrapping, muscle lever arm, and lumbopelvic rhythm. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. https://doi.org/10.1002/cnm.3680

Reeves, N. D., Maganaris, C. N., & Narici, M. V. (2003). Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *The Journal of Physiology*, *548*(3), 971-981. https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.035576

Reeves, N. D., Narici, M. V., & Maganaris, C. N. (2004). Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *96*(3), 885-892. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00688.2003

Renfro, G. J., & Ebben, W. P. (2006). A Review of the Use of Lifting Belts: *Strength and Conditioning Journal*, *28*(1), 68-74. https://doi.org/10.1519/00126548-200602000-00012

Richardson, C. (Éd.). (1999). *Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain : Scientific basis and clinical approach* (Repr). Churchill Livingstone.

Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). *Research Methods in Biomechanics* (2e éd.). Human Kinetics. https://doi.org/10.5040/9781492595809

Rodríguez-Perea, Á., Reyes-Ferrada, W., Jerez-Mayorga, D., Chirosa Ríos, L., Van Den Tillar, R., Chirosa Ríos, I., & Martínez-García, D. (2023). Core training and performance : A systematic review with meta-analysis. *Biology of Sport*, *40*(4), 975-992. https://doi.org/10.5114/biolsport.2023.123319

Sakakibara, N., Shin, S., Watanabei, T., & Matsuoka, T. (2014). Influence of lumbopelvic stability on deadlift performance in competitive powerlifters. *Sportlogia*, *10*(2), 89-95. https://doi.org/10.5550/sgia.141002.en.005S

Salehi, K., Babakhani, F., & Baluchi, R. (2020). *Comparison of Electromyographic Activity of Selected Muscles on One Repetitione Maximum in the Sumo and Conventional Deadlifts in National Power-Lifting Athletes : A Cross-Sectional Study*. *16*. https://doi.org/10.22122/jrrs.v16i1.3441

Sanchez-Medina, L., Perez, C. E., & Gonzalez-Badillo, J. J. (2010). Importance of the Propulsive Phase in Strength Assessment. *International Journal of Sports Medicine*, *31*(02), 123-129. https://doi.org/10.1055/s-0029-1242815

Sandrey, M. A., & Mitzel, J. G. (2013). Improvement in Dynamic Balance and Core Endurance After a 6-Week Core-Stability-Training Program in High School Track and Field Athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, *22*(4), 264-271. https://doi.org/10.1123/jsr.22.4.264

Schellenberg, F., Taylor, W. R., & Lorenzetti, S. (2017). Towards evidence based strength training : A comparison of muscle forces during deadlifts, goodmornings and split squats. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, *9*(1), 13. https://doi.org/10.1186/s13102-017-0077-x

Schilling, J. F., Murphy, J. C., Bonney, J. R., & Thich, J. L. (2013). Effect of core strength and endurance training on performance in college students : Randomized pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *17*(3), 278-290. https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.08.008

Schoenfeld, B. J., Grgic, J., Van Every, D. W., & Plotkin, D. L. (2021). Loading Recommendations for Muscle Strength, Hypertrophy, and Local Endurance : A Re-Examination of the Repetition Continuum. *Sports*, *9*(2), 32. https://doi.org/10.3390/sports9020032

Seyrès, P. & Huchon, R. (2000). La loi d'Euler rapportée aux courbures rachidiennes : un exemple d'appropriation et d'emploi abusif vieux de plus d'un siècle. Annales de kinésithérapie 2000; 27: 119-124.

Shah, A., & Bordoni, B. (2023, février 17). Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Gluteus Medius Muscle. *StatPearls*. https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK557509/

Sheppard, J. M., & Triplett, N. T. (2016). *Essentials of strength training and conditioning* (National Strength & Conditioning Association (U.S.), Éd.; Fourth edition). Human Kinetics.

Siegel, J. A., Gilders, R. M., Staron, R. S., & Hagerman, F. C. (2002). Human muscle power output during upper- and lower-body exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *16*(2), 173-178.

Simon, F. R., Ertel, G. N., Duchene, Y., Maciejewski, H., Gauchard, G. C., & Mornieux, G. (2023). Prediction of rowing ergometer performance by technical and core stability parameters. *Journal of Sports Sciences*, *41*(5), 399-407. https://doi.org/10.1080/02640414.2023.2219076

Soligard, T., Schwellnus, M., Alonso, J.-M., Bahr, R., Clarsen, B., Dijkstra, H. P., Gabbett, T., Gleeson, M., Hägglund, M., Hutchinson, M. R., Janse Van Rensburg, C., Khan, K. M., Meeusen, R., Orchard, J. W., Pluim, B. M., Raftery, M., Budgett, R., & Engebretsen, L. (2016). How much is too much? (Part 1) International Olympic Committee consensus statement on load in sport and risk of injury. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(17), 1030-1041. https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096581

Spencer, K., & Croiss, M. (2015). The effect of increasing loading on powerlifting movement form during the squat and deadlift. *Journal of Human Sport and Exercise*, *10*(3). https://doi.org/10.14198/jhse.2015.103.02

Steele, J., Bruce-Low, S., Smith, D., Osborne, N., & Thorkeldsen, A. (2015). Can specific loading through exercise impart healing or regeneration of the intervertebral disc? *The Spine Journal*, *15*(10), 2117-2121. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2014.08.446

Street, S. F. (1983). Lateral transmission of tension in frog myofibers : A myofibrillar network and transverse cytoskeletal connections are possible transmitters. *Journal of Cellular Physiology*, *114*(3), 346-364. https://doi.org/10.1002/jcp.1041140314

Strömbäck, E., Aasa, U., Gilenstam, K., & Berglund, L. (2018). Prevalence and Consequences of Injuries in Powerlifting : A Cross-sectional Study. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, *6*(5). https://doi.org/10.1177/2325967118771016

Suchomel, T. J., Nimphius, S., & Stone, M. H. (2016). The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. *Sports Medicine*, *46*(10), 1419-1449. https://doi.org/10.1007/s40279-016-0486-0

Suni, J. H., Taanila, H., Mattila, V. M., Ohrankämmen, O., Vuorinen, P., Pihlajamäki, H., & Parkkari, J. (2013). Neuromuscular Exercise and Counseling Decrease Absenteeism Due to Low Back Pain in Young Conscripts : A Randomized, Population-Based Primary Prevention Study. *Spine*, *38*(5), 375-384. https://doi.org/10.1097/brs.0b013e318270a12d

Swinton, P. A., Stewart, A., Agouris, I., Keogh, J. W., & Lloyd, R. (2011). A Biomechanical Analysis of Straight and Hexagonal Barbell Deadlifts Using Submaximal Loads. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *25*(7), 2000-2009. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e73f87

Tayashiki, K., Maeo, S., Usui, S., Miyamoto, N., & Kanehisa, H. (2016). Effect of abdominal bracing training on strength and power of trunk and lower limb muscles. *European Journal of Applied Physiology*, *116*(9), 1703-1713. https://doi.org/10.1007/s00421-016-3424-9

Tayashiki, K., Mizuno, F., Kanehisa, H., & Miyamoto, N. (2018). Causal effect of intra-abdominal pressure on maximal voluntary isometric hip extension torque. *European Journal of Applied Physiology*, *118*(1), 93-99. https://doi.org/10.1007/s00421-017-3748-0

Teyhen, D. S., Gill, N. W., Whittaker, J. L., Henry, S. M., Hides, J. A., & Hodges, P. W. (2007). Rehabilitative Ultrasound Imaging of the Abdominal Muscles. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *37*(8), 450-466. https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2558

The basics of powerlifting. (s. d.). *International Powerlifting Federation (IPF)*. https://www.powerlifting.sport/about-ipf/disciplines

Thompson, B. J., Stock, M. S., Shields, J. E., Luera, M. J., Munayer, I. K., Mota, J. A., Carrillo, E. C., & Olinghouse, K. D. (2015). Barbell deadlift training increases the rate of torque development and vertical jump performance in novices. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *29*(1), 1-10. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000691

Todd, J. (1995). *From Milo to Milo : A History of Barbells, Dumbells, and Indian Clubs*. *3*(6).

Toji, H., Suei, K., & Kaneko, M. (1997). Effects of Combined Training Loads on Relations Among Force, Velocity, and Power Development. *Canadian Journal of Applied Physiology*, *22*(4), 328-336. https://doi.org/10.1139/h97-021

Tominaga, T., Tasaki, Y., & Sado, N. (2025). Speed-dependent increase in lumbar lordosis is independent of anterior pelvic tilt and lumbo-pelvic extension during treadmill running. *Journal of Biomechanics*, *186*, 112715. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2025.112715

Toosizadeh, N., Nussbaum, M. A., Bazrgari, B., & Madigan, M. L. (2012). Load-Relaxation Properties of the Human Trunk in Response to Prolonged Flexion : Measuring and Modeling the Effect of Flexion Angle. *PLoS ONE*, *7*(11), e48625. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0048625

Trahey, K. M., Lapp, E. M., Talipan, T. N., Guydan, T. J., Krupka, A. J., & Ellis, C. E. (2023). The Effect of Lifting Straps on Deadlift Performance in Females. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *37*(10), 1924-1928. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004494

Trezise, J., & Blazevich, A. J. (2019). Anatomical and Neuromuscular Determinants of Strength Change in Previously Untrained Men Following Heavy Strength Training. *Frontiers in Physiology*, *10*, 1001. https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01001

Tung, M.-Y., Lantz, G. A., Lopes, A. D., & Berglund, L. (2024). Injuries in weightlifting and powerlifting : An updated systematic review. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, *10*(4), e001884. https://doi.org/10.1136/bmjsem-2023-001884

Vedel, C. (2023). *Increasing lifting performances : Biomechanics for an optimized training*. INSA Lyon.

Vigotsky, A. D., & Bryanton, M. A. (2016). *Relative muscle contributions to net joint moments in the barbell back squat*.

Vitanza, D. (2018). Comparison of muscle activation between the conventional, sumo and stiff-leg deadlift. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *52*(7S), 697-698. https://doi.org/10.1249/01.mss.0000682772.34802.3c

Wade, K. R., Robertson, P. A., Thambyah, A., & Broom, N. D. (2014). How Healthy Discs Herniate : A Biomechanical and Microstructural Study Investigating the Combined Effects of Compression Rate and Flexion. *Spine*, *39*(13), 1018-1028. https://doi.org/10.1097/brs.0000000000000262

Wallden, M. (2009). The neutral spine principle. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *13*(4), 350-361. https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2009.07.006

Walters, P. H., Jezequel, J. J., & Grove, M. B. (2012). Case Study : Bone Mineral Density of Two Elite Senior Female Powerlifters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *26*(3), 867-872. https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e31822c71c0

Ward, S. R., Kim, C. W., Eng, C. M., Gottschalk, L. J., Tomiya, A., Garfin, S. R., & Lieber, R. L. (2009). Architectural Analysis and Intraoperative Measurements Demonstrate the Unique Design of the Multifidus Muscle for Lumbar Spine Stability: *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, *91*(1), 176-185. https://doi.org/10.2106/JBJS.G.01311

Weyand, P. G., Sternlight, D. B., Bellizzi, M. J., & Wright, S. (2000). Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *89*(5), 1991-1999. https://doi.org/10.1152/jappl.2000.89.5.1991

Willson, J. D., Dougherty, C. P., Ireland, M. L., & Davis, I. M. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, *13*(5), 316-325. https://doi.org/10.5435/00124635-200509000-00005

Wood, T. M., Maddalozzo, G. F., & Harter, R. A. (2002). Accuracy of Seven Equations for Predicting 1-RM Performance of Apparently Healthy, Sedentary Older Adults. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, *6*(2), 67-94. https://doi.org/10.1207/s15327841mpee0602_1

Yamamoto, I., Panjabi, M. M., Crisco, T., & Oxland, T. (1989). Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine*, *14*(11), 1256-1260. https://doi.org/10.1097/00007632-198911000-00020

Yanagisawa, O., Oshikawa, T., Matsunaga, N., Adachi, G., & Kaneoka, K. (2021). Acute Physiological Response of Lumbar Intervertebral Discs to High-load Deadlift Exercise. *Magnetic Resonance in Medical Sciences*, *20*(3), 290-294. https://doi.org/10.2463/mrms.mp.2020-0052

Zwipp, H., & Randt, T. (1994). Ankle joint biomechanics. *Foot and Ankle Surgery*, *1*(1), 21-27. https://doi.org/10.1016/S1268-7731(05)80052-9

Annexes

1. Valorisation de la thèse

1.1. Article publié dans Frontiers in Bioengineering and Biotechnology : « Analyse biomécanique du soulevé de terre conventionnel et sumo »

frontiers | Frontiers in Bioengineering and Biotechnology

TYPE Original Research
PUBLISHED 27 May 2025

Check for updates

OPEN ACCESS

EDITED BY
Bernardo Innocenti,
Université libre de Bruxelles, Belgium

REVIEWED BY
Zhiqiang Liang,
Shanghai University of Sport, China
Yeon-Gyu Jeong,
Yeoju Institute of Technology, Republic of Korea

*CORRESPONDENCE
N. C. Hanen,
nicolas.hanen@univ-lorraine.fr

RECEIVED 20 March 2025
ACCEPTED 16 May 2025
PUBLISHED 27 May 2025

CITATION
Hanen NC, Ben Mansour K, Ertel GN, Duchene Y and Gauchard GC (2025) Biomechanical analysis of conventional and sumo deadlift. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 13:1597209. doi: 10.3389/fbioe.2025.1597209

COPYRIGHT
© 2025 Hanen, Ben Mansour, Ertel, Duchene and Gauchard. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

Biomechanical analysis of conventional and sumo deadlift

N. C. Hanen[1,2]*, K. Ben Mansour[1,2,3], G. N. Ertel[1,2], Y. Duchene[1,2] and G. C. Gauchard[1,2,3]

[1]Université de Lorraine, UR 3450 DevAH, Nancy, France, [2]Université de Lorraine, CARE, Nancy, France, [3]Université de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Villers-lès-Nancy, France

Introduction: The conventional (CDL) and sumo (SDL) deadlifts are two fundamental techniques used in competitive lifting and as effective exercises for strengthening the knee and hip muscles. This study aims to investigate their biomechanical differences through a comprehensive analysis of joint kinematics, joint kinetics, and muscle activation.

Materials and Methods: Thirty experienced male lifters performed both CDL and SDL at 85% of their one repetition maximum (1-RM). Lower limb joint range of motion (ROM), internal joint moments, and muscle activation of key lower limb and spinal muscles were recorded and analyzed. Paired t-tests and Statistical parametric mapping (SPM) were used to compare parameters between lifting techniques ($p < 0.025$).

Results: SDL showed greater ROM in the frontal and transverse planes, particularly at the hip and knee, whereas CDL involved greater hip flexion and ankle dorsiflexion. CDL generated higher hip extension moments, while SDL produced greater frontal and transverse plane joint moments at the hip and knee. Additionally, SDL induced a greater ankle inversion moment. In the transverse plane, ankle moments were higher in CDL during phase 1 and became greater in SDL in phase 2. Regarding EMG peak values, the biceps femoris exhibited greater activation in CDL across both phases. The tibialis anterior and the erector spinae thoracis demonstrated greater activation in CDL during phase 1 and phase 2, respectively. Conversely, the vastus lateralis exhibited higher peak activation in SDL, but only during phase 1.

Conclusion: CDL is more effective for targeting posterior chain, particularly the hip extensors, while SDL emphasizes anterior chain involvement and induces greater mediolateral stabilization demands. SDL may be particularly beneficial for knee reinforcement and increases frontal plane demands, supporting its relevance in rehabilitation contexts that require enhanced mediolateral stability. These findings highlight the importance of selecting the appropriate deadlift technique according to specific training or rehabilitation objectives.

KEYWORDS

biomechanics, dynamic, EMG, joint, powerlifting, strength, SPM

1 Introduction

In modern athletic training, the barbell deadlift is a staple exercise routinely performed by athletes across a variety of disciplines such as rugby, weightlifting, American football, and others. This multi-joint, full-body exercise predominantly targets the posterior chain (Flandez et al., 2020), generating significant forces and neuromuscular activity,

particularly in the lower limbs and the core (Bird and Barrington-Higgs, 2010; Choe et al., 2021). The deadlift plays a key role in developing both strength and power (Bird and Barrington-Higgs, 2010; Pratt et al., 2020).

The deadlift consists of three key events (McGuigan and Wilson, 1996; Hales et al., 2009; Jovanović et al., 2021). The first event, barbell lift-off, occurs when the athlete generates sufficient force to lift the barbell off the ground. The second event, knee passing, is defined as the instant when the barbell clears the knees. Finally, the third event, lift completion, is achieved when the athlete assumes a fully upright position with extended hips and knees, with scapular retraction (Hales et al., 2009). However, deadlift execution techniques can vary, with two primary styles forming the foundation for all other variations (Bird and Barrington-Higgs, 2010): the conventional deadlift (CDL) and the nonconventional deadlift. Among the nonconventional styles, the sumo deadlift (SDL) is the most commonly used by athletes and, along with CDL, is the only variation performed in competition. The main difference between the two techniques lies in hand placement. In the CDL, the hands are positioned outside the knees, while in the SDL, the hands are positioned inside the knees, accompanied by a wider, externally rotated foot stance. The SDL involves a shorter vertical displacement of the barbell and requires less mechanical work compared to the CDL (McGuigan and Wilson, 1996; Escamilla et al., 2000).

Despite the widespread use of deadlift, relatively few studies have focused on its biomechanical properties. Regarding kinematic aspects, studies comparing the two deadlift techniques have predominantly used 2D video analysis (Cholewicki et al., 1991; McGuigan and Wilson, 1996; Jovanović et al., 2021). In some cases, analyses were conducted using video recordings from two cameras, enabling the reconstruction of 3D coordinate data from 2D digitized images captured from each camera view (Escamilla et al., 2000). Results indicated that CDL practitioners exhibited a significantly greater average knee extension range during the barbell's liftoff compared to SDL practitioners. Conversely, SDL practitioners were able to maintain a more upright posture at the start of the movement, with a significantly reduced trunk inclination angle, facilitated by a wider foot stance (Escamilla et al., 2000; Piper and Waller, 2001). Additionally, keeping the barbell closer to the body during the SDL reduces the lever arm stress, thereby decreasing mechanical stress on the lower back (Cholewicki et al., 1991; McGuigan and Wilson, 1996; Escamilla et al., 2000; Jovanović et al., 2021). Kinematic parameters computed using 2D video analysis and reconstructed 3D coordinate data from 2D digitized images were found to differ significantly, particularly for the SDL technique. In fact, Escamilla et al. (2000) reported significant discrepancies in all joint and segment angles during the SDL when comparing 2D and 3D analyses. This discrepancy was primarily attributed to the external rotation of the femur and a pronounced rotation of the feet outside the sagittal plane (Escamilla et al., 2000).

In terms of kinetic analysis, limited research has explored the kinetic variables associated with the two deadlift techniques. Without employing dynamometric sensors, Escamilla et al. (2000), Escamilla et al. (2001) calculated joint moments using quasi-static models and reported significant differences in ankle and knee moments between the CDL and SDL techniques, while hip moments were found to be comparable (Escamilla et al., 2000; 2001). However, the absence of dynamometric sensors in their analysis constitutes a critical limitation, potentially affecting the accuracy of the reported results. Other studies have investigated joint moments during deadlift tasks using force plates; however, they did not compare the CDL and SDL techniques. For example, Swinton et al. (2011) compared the use of a straight bar versus a hexagonal bar during CDL, while Lee et al. (2018) compared the CDL with the Romanian deadlift.

Regarding neuromuscular activations, few studies have compared these two techniques despite the extensive literature on deadlift variants (Martín-Fuentes et al., 2020). The literature presents conflicting findings. Escamilla et al. (2002) observed a significantly higher activation of the vastus lateralis and vastus medialis during SDL compared to CDL. However, Vitanza (2018) did not find any difference for the quadriceps and hamstring muscles. Similarly, concerning erector spinae activation, both Escamilla et al. (2002) and Vitanza (2018) reported no differences between techniques, whereas Cholewicki et al. (1991) found that spinal extension requirements are approximately 10% higher during CDL, leading to a significantly greater activation of the erector spinae.

These studies reveal inconsistent findings, emphasizing gaps in our understanding of the biomechanical implications of the two deadlift techniques. Moreover, the methodologies commonly used to examine the differences between the CDL and SDL techniques often suffer from notable technical limitations, especially those based on 2D measurements, highlighting the need for more rigorous and comprehensive research approaches to clarify these disparities.

Therefore, the aims of this study were to provide a biomechanical description and to investigate whether the CDL technique differs from the SDL technique and to assess these differences comprehensively. This comparison aims to provide valuable insights for developing training recommendations focused on injury prevention and performance optimization.

We hypothesized that the SDL technique would induce lower joint moments in the lower limbs, lower neuromuscular activation of the back and hip extensor muscles, and greater activation of the quadriceps during the movement execution.

2 Methods

2.1 Subjects

Thirty healthy and physically active men (age: 26 ± 4.6 years; weight: 81.3 ± 8.7 kg; height: 178.5 ± 6.2 cm) voluntarily participated in this study. *A priori* sample size calculations were performed using G*Power (version 3.1.9.4, University of Düsseldorf, Germany). The sample size of 29 participants was estimated based on an effect size of 0.7 to achieve a power of 95%, with alpha criterion of 0.05.

All participants were actively engaged in strength training and incorporated deadlift exercises into their routines at least once per week. They demonstrated a proficient execution of both CDL and SDL variations. The study was approved by the ethics committee of Comité de protection des personnes Sud Ouest et Outre Mer II (approval reference 2023-A02408-37) and was conducted in

accordance with the requirements stipulated in the Declaration of Helsinki. All participants were informed about the procedures, purpose and possible risks associated with the experimental setup and gave their written consent prior to testing. Volunteers were required to have no musculoskeletal injuries or cardiovascular diseases within the past 6 months.

2.2 Experimental procedure

The experimental procedure consisted of three main phases: a standardized warm-up, an individualized 1-RM determination using an incremental loading protocol and a testing phase performed under submaximal load conditions set at 85% of the determined 1-RM.

2.2.1 Warm-up and 1-RM adjustment protocol

Before starting the measurements, height and weight were collected from each participant. Participants were then equipped with reflective markers and neuromuscular surface electrodes. Subsequently, participants performed a standardized warm-up protocol consisting of 5 min of low-intensity exercise on an ergometer (Concept-2). This was followed by 10 repetitions of stiff-legged deadlifts, 10 repetitions of bent-over rows with a 20 kg Olympic barbell for each exercise, and 10 repetitions of deadlifts at 35% of their reported 1-RM.

Participants were asked to perform either the CDL or SDL deadlift barefoot using an ascending load protocol corresponding to 35%, 50%, 65%, and 75% of their reported 1-RM, in order to adjust their 1-RM to their athletic level of the measurement day. To control a potential effect of technique preference on the 1-RM estimation, the adjusted 1-RM was estimated for half of the population on their preferred technique, and for the other half on their non-preferred technique. Conventional deadlift was the favorite technique for 17 of the 30 participants. For the other half, their adjusted 1-RM was determined based on their non-preferential technique. Three repetitions were performed for each load condition in a continuous manner at highest speed during the ascending phase. This protocol allowed for the adjustment of the 1-RM estimation based on the force–velocity relationship, a method shown to be reliable and reproducible in deadlifts (Morán-Navarro et al., 2021). Between each load condition, participants had rest periods of 1 min 30 s, 2 min, 2 min 30 s, respectively. This progressive increase in rest time was intended to limit the effect of fatigue, adjusting the recovery periods according to the increasing loads lifted.

2.2.2 Biomechanical analysis at 85% of 1-RM

Following the warm-up, 1-RM adjustment protocol and a 3 min recovery period, participants performed three repetitions at 85% of their adjusted 1-RM for each deadlift technique, in a randomized order. The selected 1-RM percentage ensured that the loads were sufficiently heavy to fall within the range for strength development (Peterson et al., 2004). Additionally, to ensure participant safety and control, the loads were kept below 90% of their 1-RM (Spencer and Croiss, 2015). Between each technique condition, participants had rest periods of 3 min. To ensure participants developed maximal power under each condition, they were instructed to perform the concentric phase of each repetition at maximum speed on each set. Between repetitions within a given technique, short pauses were imposed to ensure clear separation between the three repetitions at each load condition. The movement was performed with a “dead stop” to eliminate the effects of elastic energy.

Regardless of the technique used, the movement began with the barbell resting on the ground. In the CDL, the feet were positioned in a narrow stance corresponding to the athlete’s natural width, with the hands gripping the barbell outside the knees and the hips positioned lower than the shoulders (Figure 1a). The barbell was lifted by simultaneously extending the hips and knees. In contrast, in the SDL, the main difference was the wider foot placement, with the toes pointed outward (Figure 1b). The hands gripped the barbell inside the knees. For both deadlift variations, an overhand grip was consistently used, although the grip width was adjusted according to the individual preferences of each participant. A trial was considered successful if, at the end of the concentric phase, the participant stood upright with fully extended knees and hips, a straight torso, and retracted shoulders.

2.3 Data collection

Data collection included synchronized acquisition of ground reaction forces, 3D kinematics, and surface EMG signals. Ground reaction forces (GRF) in all three axes under each foot were measured using two triaxial force plates (BMS600900-2K, AMTI, USA) at a sampling frequency of 1000 Hz. Simultaneously, kinematic data were recorded at 200 Hz using a 14 cameras optoelectronic system (Arqus A5; QUALISYS Company, Sweden). A set of 34 reflective markers was placed on various anatomical landmarks of the participants’ lower limb (Figure 2a). Additionally, to track barbell height and identify the knee passing, three markers were positioned on the barbell: two at each end to track displacement, and one centrally to estimate vertical bar velocity.

To quantify neuromuscular activity, surface electromyography (EMG) data were recorded using nine Delsys Trigno EMG electrodes (Delsys, Natick, USA) at a sampling frequency of 2000 Hz. The skin was prepared by shaving, abrading, and cleaning to ensure optimal electrode contact. Electrodes were positioned according to the SENIAM recommendations on the following muscles: 1) vastus lateralis (VL); 2) biceps femoris (BF); 3) gastrocnemius lateralis (GL); 4) tibialis anterior (TA); 5) adductor magnus (AM); 6) gluteus maximus (GMax); 7) gluteus medius (GMed); 8) erector spinae at the L3 level (ESL); and 9) erector spinae at the T12 level (EST) (Figure 2b).

In the present study, since the deadlift involves symmetrical movement of the lower body segments (Escamilla et al., 2000; Salehi et al., 2020), kinematic, kinetic, and EMG data from the lower limbs were analyzed exclusively from the right side of the participants.

2.4 Data processing

The recorded data were segmented by repetition and then by phase. The first phase begins at barbell lift-off, defined as the moment when the barbell’s vertical height increases by 1% from its lowest position while resting on the floor, accounting for barbell



FIGURE 1
Conventional **(a)** and sumo **(b)** deadlift techniques at three key events: Lift-off; Knee passing and lift completion.

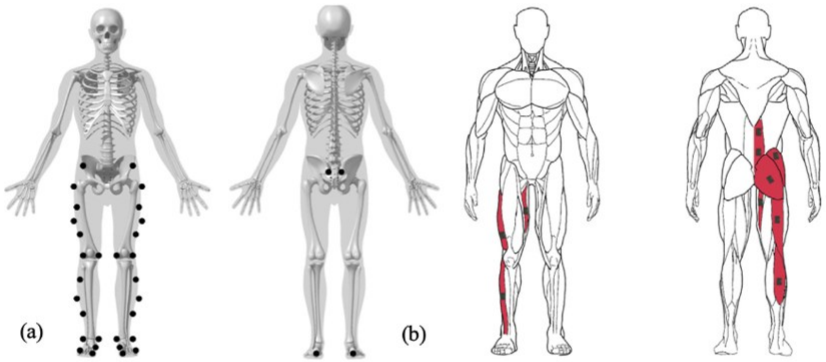


FIGURE 2
Marker **(a)** and EMG **(b)** placement on anatomical landmarks of the lower limbs.

deformation based on the vertical displacement of the barbell markers. At this instant, the athlete is already supporting the full weight of the barbell. The end of this phase is defined by knee passing, i.e., when the markers placed at the extremities of the barbell reach the vertical height of the femoral condyles during the movement. The initial tension of the barbell was not included in the analysis due to the variable degree of barbell deformation, which depends on the athlete's grip width and the load. The second phase begins at knee passing and continues until the completion of the lift, defined as the instant when the lifter reaches an upright stance with fully extended knees and hips and retracted shoulders. In the present study, the knee passing event was selected for delineating the transition between movement phases, rather than the sticking point. Although the sticking point is of particular interest, given that success in weightlifting depends on the continuous upward displacement of the barbell through this mechanically challenging region, it was not observed in our data. The sticking point is typically characterized by a temporary decrease in barbell velocity, often occurring around the level of the inferior patella (Hales et al., 2009). However, due to the use of submaximal loading (85% 1-RM) in our protocol, no clear and identifiable sticking point nor identifiable sticking region were detected, as barbell velocity did not exhibit a marked deceleration prior to reacceleration. As noted by Kompf and Arandjelović (2016), the sticking point is neither an inevitable nor universal feature of resistance exercises. It usually emerges under conditions where a loss of mechanical advantage or intersegmental coordination causes a transient deceleration or failure point. Such conditions may not emerge at moderate intensities, where neuromuscular and mechanical constraints are insufficient to induce a distinct sticking region.

Marker trajectories, GRF, and EMG data were recorded synchronously using Qualisys Track Manager software (Qualisys

TABLE 1 Range of motion (mean ± SD [min max]) for the ankle, knee and hip during conventional and sumo deadlifts across phases 1 and 2 in all three anatomical planes. Bolded values indicate significant differences ($p < 0.025$) between techniques within the same phase, as determined by paired t-tests.

Kinematics		Phase 1				Phase 2			
		Conventional	Sumo	P Value	Cohen's d	Conventional	Sumo	P Value	Cohen's d
Ankle Range (°)	Dorsiflexion (+) Plantar flexion (−)	**12,8 ± 4,0 [-1,1 11,7]**	**15,0 ± 3,3 [−7,8 7,3]**	**0.005**	−0,56	5,2 ± 1,9 [−2,9 2,1]	6,0 ± 1,9 [−12,0 −6,0]	0.030	−0,42
	Eversion (+) Inversion (−)	**3,2 ± 1,2 [-3,7 −0,5]**	**4,3 ± 2,1 [6,4 10,6]**	**0.002**	−0,61	4,1 ± 2,1 [−1,1 2,9]	5,2 ± 2,6 [10,4 15,7]	0.035	−0,40
	Internal rotation (+) External rotation (−)	**6,2 ± 2,0 [-10,6 −4,4]**	**4,5 ± 2,0 [−7,9 −3,5]**	**< 0.001**	0,80	5,3 ± 2,8 [−5,6 −0,4]	5,9 ± 3,0 [−5,3 0,7]	0.179	−0,25
Knee Range (°)	Extension (+) Flexion (−)	**33,4 ± 6,9 [-58,6 −25,2]**	**38,1 ± 8,3 [−59,1 −20,9]**	**0.004**	−0,58	19,4 ± 5,6 [−25,7 −6,5]	19,1 ± 5,4 [−22,0 −2,9]	0.777	0,05
	Adduction (+) Abduction (−)	**4,4 ± 1,8 [-1,8 2,6]**	**7,0 ± 3,8 [1,8 8,8]**	**< 0.001**	−0,69	3,6 ± 2,0 [−1,1 2,5]	4,8 ± 2,5 [−1,2 3,6]	0.044	−0,39
	Internal rotation (+) External rotation (−)	5,5 ± 2,2 [6,0 11,5]	5,7 ± 2,7 [3,6 9,3]	0.797	−0,05	6,5 ± 3,1 [5,6 11,9]	6,4 ± 2,6 [3,7 10,1]	0.865	0,03
Hip Range (°)	Flexion (+) Extension (−)	**38,3 ± 6,1 [53,3 91,7]**	**39,9 ± 5,8 [46,6 86,5]**	**0.006**	−0,54	**49,4 ± 9,7 [3,7 53,3]**	**43,9 ± 11,2 [2,7 46,6]**	**< 0.001**	0,96
	Adduction (+) Abduction (−)	**3,0 ± 1,0 [−8,4 −5,3]**	**7,9 ± 4,1 [−31,6 −23,6]**	**< 0.001**	−1,10	**3,8 ± 1,5 [−9,1 −5,4]**	**5,1 ± 2,1 [−24,6 −19,6]**	**0.020**	−0,45
	Internal rotation (+) External rotation (−)	**8,9 ± 3,9 [−11,8 −2,9]**	**15,4 ± 3,7 [−20,7 −5,4]**	**< 0.001**	−1,95	**6,0 ± 2,0 [−15,8 −9,8]**	**10,1 ± 3,6 [−30,1 −19,9]**	**< 0.001**	−1,03

AB, Gothenburg, Sweden). Marker trajectories and GRF data were low-pass filtered using a zero-lag, fourth-order Butterworth filter with cutoff frequencies of 12 Hz (Choe et al., 2021). EMG data were band-pass filtered using a zero-lag, fourth-order Butterworth filter, with cutoff frequencies of 30–450 Hz (Lu et al., 2018; Ertel et al., 2023). A low-pass filter with a cutoff of 6 Hz was applied to compute a linear envelope of the EMG signal, enabling muscle activity to be expressed as a percentage of maximum voluntary contraction (MVC). The filtered data were then exported to Visual3D software (C-Motion, Rockville, Maryland) for the computation of ankle, knee and hip joint angles and internal moments. For each phase, the data were then time-normalized to a scale of 0%–100%.

The peak EMG activation obtained during the task (i.e., maximal activation between both techniques) performed at a submaximal non-isometric voluntary contraction (i.e. 85% of 1-RM) was used as the normalization value (Burden, 2010; Lee et al., 2018).

2.5 Statistical analysis

The range of motion (ROM) of lower limb joints, mean peak values of joint moments, and EMG activity were assessed across repetitions and phases for each participant in both deadlift variations. Normality was assessed using a Shapiro-Wilk test, after which a paired Student's t-test was performed to analyze the effect of the deadlift technique on ROM, joint moments, and EMG activity. Moreover, for each phase, a one-dimensional Statistical Parametric Mapping (SPM) analysis was conducted to allow a temporal comparison of the techniques, for each joint angle, internal joint moment and EMG signal across movement phases. After applying the Bonferroni correction for repeated statistical testing across the two phases, the significance level for all statistical tests was set at $p < 0.025$. All the statistical analyses were conducted using RStudio software (R Core Team, Vienna, Austria).

3 Results

3.1 Kinematics

3.1.1 Range of motion

Focusing on the ROM of the lower limbs (Table 1), ankle angles showed significant differences between both techniques during phase 1 only. The SDL induced a greater ROM in the sagittal and frontal planes during phase 1 ($p = 0.002$), whereas a reduced ROM was observed in the transverse plane ($p < 0.001$). The CDL exhibited greater dorsiflexion during phase 1 ($p = 0.005$).

For the knee joint, SDL resulted in a greater ROM in the sagittal ($p = 0.004$) and frontal planes ($p < 0.001$) during phase 1, while no difference was observed in phase 2.

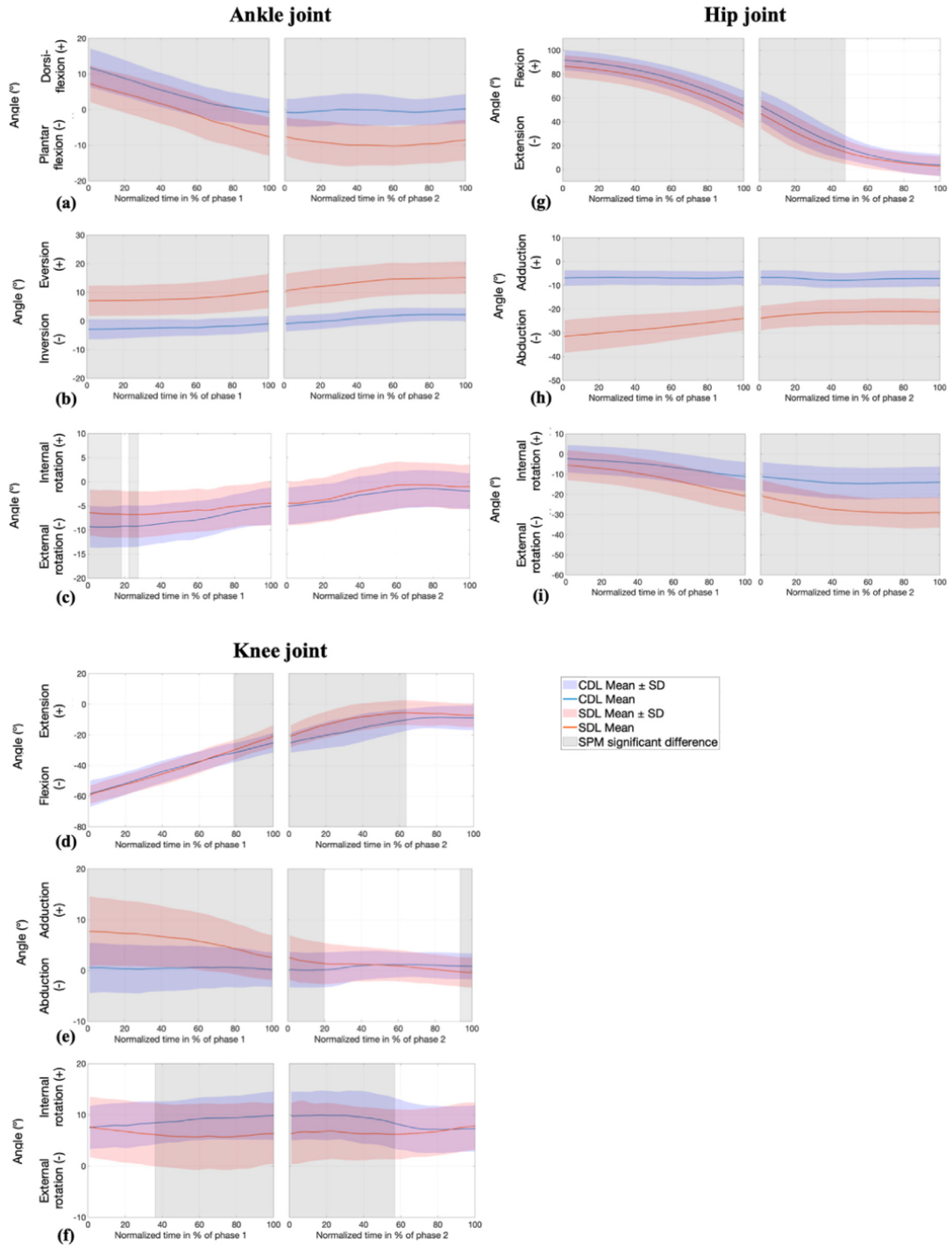


FIGURE 3
SPM analysis of joint angles (°) at the ankle (sagittal **(a)**, frontal **(b)**, and transverse **(c)** planes) knee (sagittal **(d)**, frontal **(e)**, and transverse **(f)** planes), and hip (sagittal **(g)**, frontal **(h)**, and transverse **(i)** planes) during conventional (CDL) and sumo (SDL) deadlifts across phases 1 and 2. Blue and red lines represent the CDL and the SDL deadlifts. Grey areas indicate significant differences ($p < 0.025$) between techniques.

TABLE 2 Peak joint moments (mean ± SD) for the ankle, knee and hip during conventional and sumo deadlifts across phases 1 and 2 in all three anatomical planes. Bolded values indicate significant differences ($p < 0.025$) between techniques within the same phase, as determined by paired t-tests.

Kinetics		Phase 1				Phase 2			
		Conventional	Sumo	P Value	Cohen's d	Conventional	Sumo	P Value	Cohen's d
Ankle (Nm)	Dorsiflexion (+) Plantar flexion (−)	−122,2 ± 31,9	−120,4 ± 31,4	0.683	−0,08	−100,7 ± 30,3	−92,8 ± 31,1	0.085	−0,33
	Eversion (+) Inversion (−)	**29,6 ± 15,3**	**−10,8 ± 13,7**	**< 0.001**	2,48	**19,1 ± 12,6**	**−15,2 ± 9,8**	**< 0.001**	2,74
	Internal rotation (+) External rotation (−)	**−15,8 ± 8,6**	**−21,1 ± 10,5**	**0.005**	0,56	**−18,2 ± 7,0**	**−10,5 ± 8,0**	**< 0.001**	−1,01
Knee (Nm)	Extension (+) Flexion (−)	**52,8 ± 30,4**	**80,2 ± 35,7**	**< 0.001**	−0,94	**−59,4 ± 19,6**	**−75,9 ± 31,5**	**< 0.001**	0,74
	Adduction (+) Abduction (−)	**−32,6 ± 17,0**	**−68,9 ± 29,5**	**< 0.001**	1,48	−36,8 ± 14,9	−38,2 ± 28,7	0.721	0,07
	Internal rotation (+) External rotation (−)	**15,2 ± 14,9**	**42,1 ± 22,9**	**< 0.001**	−1,77	**−0,2 ± 8,1**	**10,3 ± 11,9**	**< 0.001**	−1,15
Hip (Nm)	Flexion (+) Extension (−)	**−303,3 ± 47,0**	**−276,2 ± 47,1**	**< 0.001**	−1,47	**−219,3 ± 40,5**	**−195,8 ± 41,7**	**< 0.001**	−1,24
	Adduction (+) Abduction (−)	**30,2 ± 16,1**	**101,0 ± 53,3**	**< 0.001**	−1,51	**−47,7 ± 23,7**	**65,5 ± 36,5**	**< 0.001**	−2,38
	Internal rotation (+) External rotation (−)	**−39,9 ± 21,5**	**−57,7 ± 26,5**	**< 0.001**	1,04	**−37,4 ± 12,1**	**−44,7 ± 18,3**	**0.001**	0,66

At the hip joint, SDL led to an increased ROM in all three planes during phase 1 ($p = 0.006$ for frontal plane; $p < 0.001$ for sagittal and transverse plane), as well as greater ROM in the frontal ($p < 0.001$) and transverse planes ($p < 0.001$) during phase 2. However, CDL exhibited a greater hip extension ROM during phase 2 ($p = 0.025$).

3.1.2 Joint angles: SPM analysis

SPM analysis showed a significant difference for ankle, knee, and hip angles between techniques and across phases and planes, as illustrated in Figure 3, which indicates the specific time intervals during which these differences reach statistical significance. Specifically, CDL resulted in greater ankle dorsiflexion from the initiation of the movement, stabilizing around a neutral position, whereas SDL induced plantarflexion starting at 53% of the first phase and continuing until the full completion of the lift. In SDL, the ankle exhibited eversion throughout the entire movement. The conventional stance allowed the ankle to maintain a lower angulation in the frontal plane, transitioning from inversion to eversion at the beginning of the second phase. However, the ankle was significantly more externally rotated in CDL compared to SDL during the first part of phase 1, approximately until 27% of this phase.

The angle of knee flexion differed significantly, mainly around knee passing, from 79% of the first phase to 63% of the second phase, with an earlier extension observed in SDL. Additionally, the knee in SDL exhibited an initial adduction of approximately 8°, which gradually decreased throughout the movement. In contrast, CDL maintained a nearly neutral frontal plane angle. The difference between the two techniques persisted during the first quarter of the second phase.

Hip angles exhibited significant variations throughout the entire movement, both in the frontal and transverse planes. Specifically, hip abduction and external rotation were greater in SDL compared to CDL, while hip flexion was more pronounced in CDL until the midpoint of the second phase.

3.2 Kinetics

3.2.1 Peak joint moments

As shown in Table 2, analysis of the peak lower limbs joint moments using paired t-tests revealed significant differences between techniques across movement phases ($p < 0.025$). In CDL, an ankle eversion moment was observed in both phases, whereas SDL was characterized by an inversion moment. An external rotation moment at the ankle was greater in CDL during phase 1 before reversing in phase 2 ($p < 0.001$). Knee moments were larger for SDL on the two phases ($p < 0.001$), except in the frontal plane during phase 2 where no difference was observed. Hip extension moments were higher in CDL, whereas in frontal and transverse plane hip moments were greater in SDL ($p < 0.001$).

3.2.2 Joint moments: SPM analysis

Contrary to the sagittal plane, significant differences in ankle joint moments were observed in the frontal and transverse planes, as shown in Figure 4. The ankle exhibited an eversion moment during the CDL, whereas the SDL generated an inversion moment (less than 10 Nm) throughout the entire movement, with the peak moment occurring in the first phase. In the transverse plane, as the bar approached knee passing (the end of phase 1), the ankle's external rotation moment increased in the CDL and decreased in the SDL. Specifically, up to 62% of phase 1, the external ankle moment was more pronounced in SDL, while in CDL, it became more

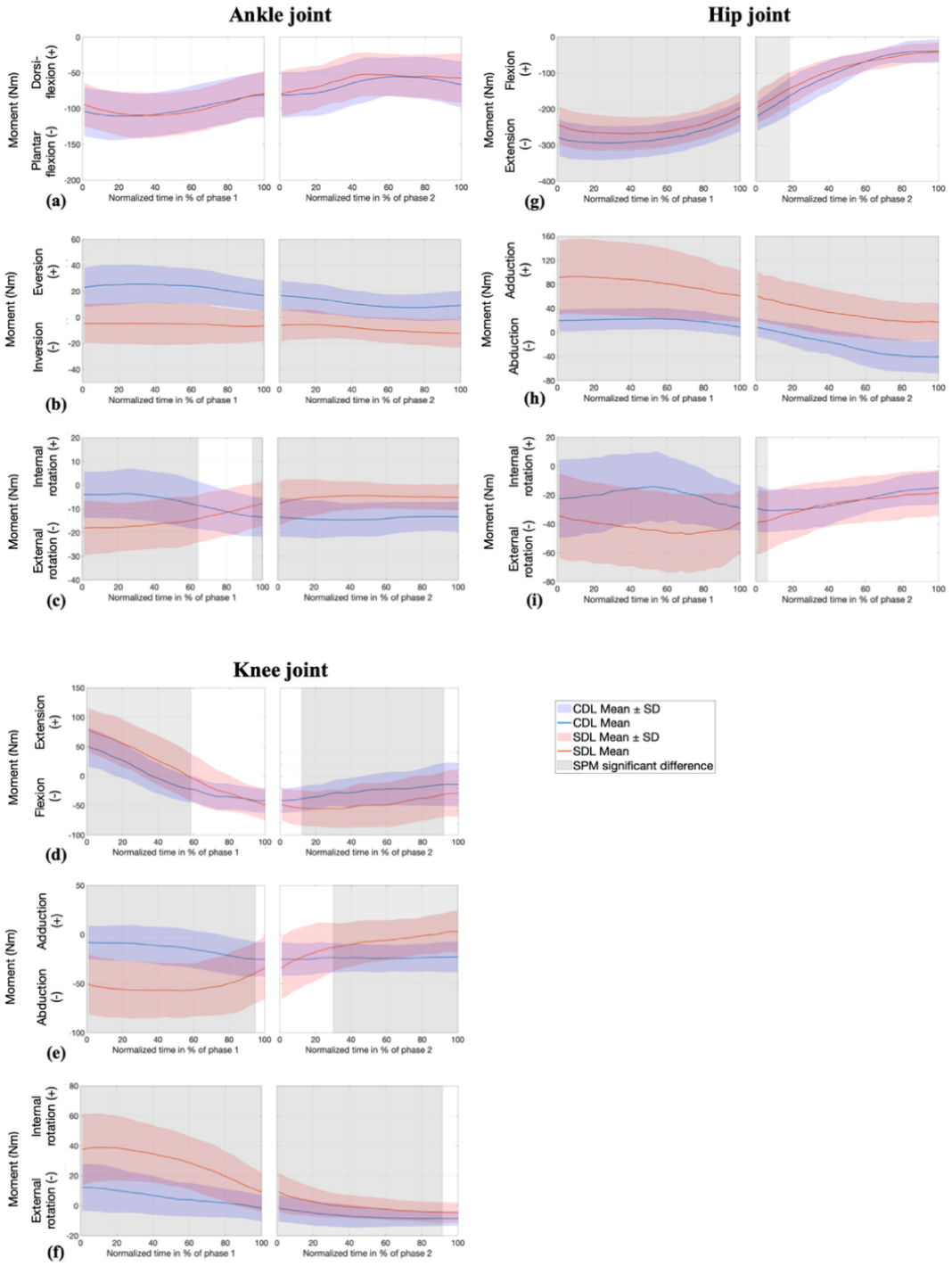


FIGURE 4
SPM analysis of joint moments (Nm) at the ankle (sagittal **(a)**, frontal **(b)**, and transverse **(c)** planes) knee (sagittal **(d)**, frontal **(e)**, and transverse **(f)** planes), and hip (sagittal **(g)**, frontal **(h)**, and transverse **(i)** planes) during conventional (CDL) and sumo (SDL) deadlifts across phases 1 and 2. Blue and red lines represent the CDL and the SDL deadlifts. Grey areas indicate significant differences ($p < 0.025$) between techniques.

TABLE 3 Normalized EMG activity (%MVC) in conventional and sumo deadlifts across phases 1 and 2. Bolded values indicate significant differences ($p < 0.025$) between techniques within the same phase as determined by Wilcoxon signed-rank tests.

EMG	Phase 1				Phase 2			
	Conventional	Sumo	P Value	Rank-biserial Correlation	Conventional	Sumo	P Value	Rank-biserial Correlation
Adductor	77,5 (12,1)	72,3 (21,2)	0.070	0,394	50,8 (28,9)	48,4 (25,3)	0.115	0,345
Biceps Femoris	**78,0 (13,1)**	**71,3 (15,6)**	**0.009**	0,535	**77,6 (18,9)**	**69,9 (20,9)**	**0.003**	0,604
Erector Spinae Lumbar	77,2 (16,7)	74,7 (27,9)	0.400	0,190	76,5 (29,9)	67,0 (21,6)	0.400	0,190
Erector Spinae Thoracis	78,6 (23,9)	75,5 (16,9)	0.966	0,011	**74,8 (12,8)**	**67,1 (18,3)**	**0.022**	0,485
Gastrocnemius Lateralis	73,8 (16,1)	73,4 (15,1)	0.984	0,006	67,1 (15,6)	68,1 (21,0)	0.584	−0,118
Gluteus Maximus	79,1 (20,0)	71,2 (16,1)	0.465	0,157	77,2 (13,3)	74,2 (20,9)	0.177	0,286
Gluteus Medius	74,6 (18,3)	75,9 (19,6)	0.824	0,049	80,4 (9,1)	75,9 (23,5)	0.038	0,432
Tibialis	**81,9 (17,9)**	**64,3 (26,3)**	**< 0.001**	0,699	64,7 (18,4)	63,3 (22,0)	0.903	−0,028
Vastus Lateralis	**55,5 (20,3)**	**63,3 (23,1)**	**0.014**	−0,517	49,1 (19,8)	40,0 (21,3)	0.084	0,370

accentuated during the last 4% of phase 1 and remained dominant throughout phase 2.

Knee joint moments were significantly different across all three planes. The knee extension moment was greater in SDL from 0% to 59% of phase 1. Subsequently, as the bar approached knee passing, the moment shifted from extension to flexion, with the decline occurring more sharply in SDL compared to CDL. In the frontal plane, SDL induced a greater knee abduction moment, which gradually decreased until no significant differences were observed between the two techniques in the final portion of phase 1 and until the first 30% of phase 2. From this point onward, SDL generated a knee adduction moment, while CDL maintained a stable knee abduction moment. Throughout the entire movement, an internal rotation moment was observed at the knee, with a greater magnitude in SDL, despite a progressive decrease.

Regarding the hip joint, the extension moment was greater in CDL during phase 1 and the first 19% of phase 2. The hip adduction moment was significantly greater in SDL throughout the entire movement. In contrast, CDL initially produced a hip adduction moment, which then transitioned to an abduction moment starting from 16% of phase 2 onward. Regarding the transverse plane, both techniques generated an external rotation moment at the hip, which was initially more pronounced in SDL during phase 1 before decreasing and showing no significant differences between the techniques from 7% of phase 2 onward.

3.3 EMG

3.3.1 EMG peak value

As presented in Table 3, analysis of peak EMG activity using Wilcoxon signed-rank tests revealed significant differences between techniques for BF, EST, GMed, TA and VL. BF exhibited greater activation in CDL across both phases ($p = 0.009$ and $p = 0.003$ respectively). EST showed a significant difference in phase 2, with higher activation during CDL (Med: 74.8%, IQR: 12.8) compared to SDL (Med: 67.1%, IQR: 18.3).

TA demonstrated greater activation in CDL during phase 1 (Med: 81.9%, IQR: 17.9) compared to SDL (Med: 64.3%, IQR: 26.3; $p < 0.001$), but no significant difference was observed in phase 2. Conversely, VL exhibited higher peak activation in SDL during phase 1 (Med: 63.3%, IQR: 23.1) compared to CDL (Med: 55.5%, IQR: 20.3; $p = 0.014$).

3.3.2 EMG SPM analysis

Significant differences were observed in muscle activation between the CDL and SDL techniques, as illustrated in Figure 5. The AM, EST, GL, and GMax muscles demonstrated higher activation during phase 2 of the SDL technique. More precisely, AM activation was significantly greater during the final quarter of the last phase (76%–100%), EST activity was greater in the last 10% (86.5%–95.5%) and the GL activation was greater between 59% and 74%.

Conversely, GMax and TA activation were significantly greater during phase 1 of the CDL technique (respectively 0%–19.5% and 48%–62%), and then greater during phase 2 of the SDL (respectively 87%–96% and 60%–100%). Additionally, GMed activation was significantly higher in CDL between 29% and 37% of phase 2, after knee passing.

4 Discussion

The objective of this study was to describe and analyze the conventional (CDL) and sumo (SDL) deadlift techniques through a

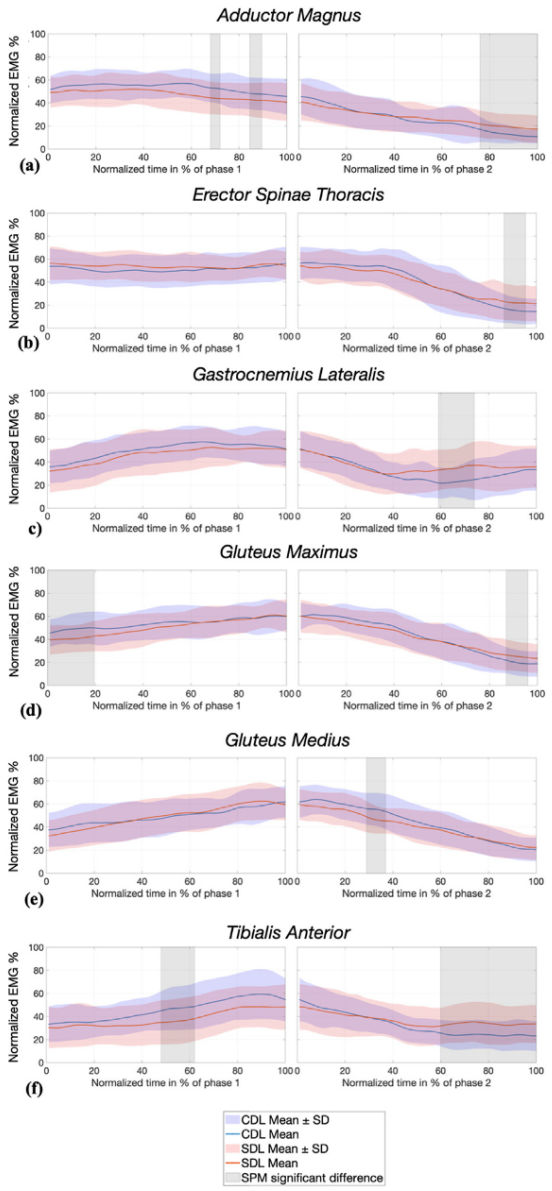


FIGURE 5
SPM analysis of normalized EMG activity (%) of AM: Adductor Magnus **(a)**, EST: Erector Spinae Thoracis **(b)**, GL: Gastrocnemius Lateralis **(c)**, GMax: Gluteus Maximus **(d)**, GMed: Gluteus Medius **(e)** and TA: Tibialis Anterior **(f)** during conventional (CDL) and sumo (SDL) deadlifts across phases 1 and 2. Blue and red lines represent the CDL and the SDL deadlifts. Grey areas indicate significant differences ($p < 0.025$) between techniques.

comprehensive biomechanical analysis involving joint kinematics, internal joint moments, and muscle activation. The present findings highlight substantial differences in joint behavior between the two techniques across all three anatomical planes.

Three-dimensional lower limb kinematics revealed significant differences at the ankle and knee joints during phase 1, and at the hip joint throughout both phases. In the sagittal plane, SDL showed greater hip extension ROM during phase 1, despite CDL exhibiting the highest initial hip flexion at movement onset. Conversely, during phase 2, CDL demonstrated greater hip extension ROM. SPM analysis confirmed that significant differences between the two techniques extended from lift initiation to the midpoint of phase 2, with CDL consistently showing greater hip flexion. The increased hip flexion observed at the beginning of phase 2 in CDL, followed by a convergence of joint angles at full extension, underscores the greater overall hip ROM required by this technique. This pattern reflects the increased demand on hip mobility during this phase of the CDL.

Similarly, in the sagittal plane, SDL demonstrated greater knee extension ROM during phase 1. Although no significant difference was found in maximal flexion, SPM analysis revealed greater extension in SDL from the end of phase 1 through most of phase 2, indicating distinct inter-joint coordination strategies between the two lifting techniques. Differences in knee and hip angles between the two techniques progressively diminished as the lift approached completion. These sagittal plane findings are consistent with the existing literature. In fact, Jovanović et al. (2021) reported a greater knee extension ROM in SDL during phase 1 and greater hip extension ROM in CDL during phase 2. Similarly, Escamilla et al. (2000) analyzed only phase 1, from lift off to knee passing, and found greater hip and knee extension ROM in SDL.

At the ankle, sagittal plane ROM was significantly greater in SDL during phase 1. However, SPM analysis showed that CDL induced greater dorsiflexion throughout most of the lift. This distinction extended across both phases: CDL began with pronounced dorsiflexion trending toward neutral, while SDL transitioned into plantar flexion from mid-phase 1 to lockout. Although Escamilla et al. (2000) did not report ankle joint angles directly, their descriptions of initial posture and segment alignment suggest a similar mechanical configuration, characterized by a greater forward tibial inclination in CDL.

In the frontal and transverse planes, SDL demonstrated greater hip abduction, hip external rotation, and ankle eversion. Conversely, CDL involved greater ankle dorsiflexion and external ankle rotation, consistent with a movement strategy more heavily oriented toward the sagittal plane. Notably, hip external rotation in SDL increased progressively through the lift, while hip abduction decreased as the lower limbs extended. These patterns can be attributed to the initial setup: SDL is characterized by a wider stance and greater lower limb external rotation, which facilitates hip abduction and plantar flexion. In contrast, CDL adopts a narrower, sagittally aligned posture, with nearly parallel foot placement and more vertically oriented tibiae, thereby limiting plantarflexion and maintaining dorsiflexion throughout the lift. Although no significant difference in knee rotation ROM was observed, SPM analysis showed greater internal knee rotation in CDL from mid-phase 1 to mid-phase 2. Additionally, greater ROM in external ankle rotation was observed in CDL during phase 1, with SPM confirming these differences at movement onset. Escamilla et al. (2000) highlighted the limitations of 2D assessments in capturing out-of-sagittal-plane motion, particularly in SDL. To our knowledge, this is the first study to quantitatively characterize frontal and transverse plane joint behavior over time in both deadlift techniques. These findings underscore the importance of phases, temporal and three dimensional analyses in advancing the understanding of deadlift

biomechanics, extending beyond the predominantly sagittal plane perspectives of previous studies (Cholewicki et al., 1991; McGuigan and Wilson, 1996; Escamilla et al., 2000; Jovanović et al., 2021).

The analysis of internal joint moments revealed further distinctions between the two techniques. Significant differences in hip joint moments were observed across all three anatomical planes throughout the movement. Notably, the application of SPM analysis provided valuable temporal insights that complemented peak value interpretations. In the sagittal plane, CDL produced greater hip extension moments during phase 1, which progressively diminished after the knee passing. Beyond this event, the difference between techniques became less pronounced, as both exhibited an increase in hip extension moment during phase 2, as highlighted by the SPM analysis. In the frontal plane, SDL was characterized by greater hip adduction moments early in the lift. Conversely, CDL demonstrated a progressive shift toward hip abduction moments as the lift progressed. In the transverse plane, SDL exhibited significantly greater hip external rotation moments during phase 1. These moments gradually decreased, and no significant differences between techniques were detected beyond the early part of phase 2. Overall, these results suggest that CDL emphasizes sagittal plane hip extension during the initial lifting phases, while SDL imposes greater mediolateral and rotational control demands at the hip joint.

Consistent with our initial hypothesis, SDL generated a significantly greater peak knee extension moment. However, SPM analysis showed that this difference declined as the barbell approached the knee passing event. After this instant, SDL exhibited a knee flexion moment instead of extension. This could be due to the bar being positioned anterior to the knees, a pattern that became less prominent around the lockout position at the end of the lift. In the frontal plane, SDL also generated more pronounced knee abduction moments, especially during phase 1, coinciding with peak frontal plane hip loading. These kinetic differences reflect the influence of stance width and limb orientation on load distribution in the frontal and sagittal planes, especially during phase 1, when joint moments were at their highest, as demonstrated by SPM analysis.

At the ankle, sagittal plane joint moments remained relatively consistent between techniques throughout both phases, as indicated by peak and SPM analyses. This contrasts with the findings of Escamilla et al. (2000), who reported a dorsiflexion moment during SDL and a plantarflexion moment during CDL. This discrepancy could be attributed to the load imposing a constant plantar flexion moment to achieve an upright position. A methodological limitation of their study is that joint moments were estimated solely from kinematic data, without incorporating ground reaction forces. Instead, moments were derived from segmental lever arms, which may have affected the accuracy of their kinetic estimations and could explain the differences observed with our findings (Escamilla et al., 2000). In the present study, both techniques exhibited a consistent plantarflexion moment, which may reflect the mechanical requirement to resist the barbell's forward torque and maintain an upright posture. Although no significant differences in sagittal ankle joint moments were observed between conditions, previous research on wide stance squats (Larsen et al., 2021) has shown that wider stances are associated with greater laterally directed ground reaction forces, resulting in a more medially oriented net force vector. These adaptations may reflect a redistribution of joint loading in the frontal plane. These findings highlight distinct joint loading strategies between the two techniques: CDL predominantly relies on sagittal plane hip extension moments during early lift phases, while SDL generates greater frontal and transverse plane moments, particularly at the hip and knee joints. For instance, depending on the phase and focus of knee rehabilitation, conventional deadlifts performed at submaximal loads may represent a more controlled option before progressing to sumo variations that impose higher demands on frontal plane stabilization.

Regarding muscle activation, the SDL technique was hypothesized to involve greater recruitment of the quadriceps and adductor magnus, and lower activation of the back and hip extensor muscles. However, our EMG results only partially supported this expectation. Although SDL involved wider stance and higher frontal plane hip moments, peak activation of the adductor magnus did not differ significantly between techniques. Nonetheless, SPM analysis revealed greater activation in SDL towards the end of the movement in the sagittal plane, coinciding with the phase showing the lowest overall activation. This suggests that the adductor magnus may not have played a primary role in force generation during the lift. Conversely, peak value of the vastus lateralis during phase 1 was larger in SDL condition, aligning with our hypothesis that the anterior chain would be more activated in SDL. However, SPM analysis did not reveal any significant differences at specific time points, possibly due to anthropometric differences influencing individual recruitment strategies and increasing variability. The hypothesis that posterior chain muscles in CDL were more engaged during the ascending phase required further consideration. As for the posterior chain, the gluteus medius showed higher activation in CDL in the sagittal plane, consistent with the higher hip abduction moment observed in this technique. Peak activation values suggested no differences between the two techniques for the gluteus maximus. However, the SPM analysis indicated greater recruitment of the gluteus maximus at initiation of the lift in CDL, coinciding with the more flexed position and greater hip extension moments early in the movement. Furthermore, contrary to previous findings, no significant differences were observed during phase 1 for the erector spinae muscles. Yet, differences emerged during phase 2, supporting the hypothesis of increased recruitment in CDL. At the end of the lift, the SPM analysis of the gluteus maximus and the erector spinae thoracis revealed higher activation in SDL, though at significantly lower levels compared to peak values. While the gluteus maximus showed higher activation toward the end of the movement in SDL according to the SPM analysis, no significant difference was observed in peak values. The end of the movement corresponds to the lockout phase, marking the completion of the movement. A potential hyperextension at the hips and back could explain these differences, although this was not directly assessed in our study. In fact, Cholewicki et al. (1991) reported an increase in the back extension moment in CDL, and Salehi et al. (2020) observed increased erector spinae activity. Back muscle activation was expected to increase at lift initiation, as reported by Jovanović et al. (2021) who observed greater trunk inclination during phase 1. In contrast, our results did not align with these findings. The differences in participant characteristics and the weight lifted between our study and Jovanovic's research may explain the

contrasting patterns observed across the two studies. Regarding our population, one possible explanation is that the barbell may have moved further ahead of the knees, thereby increasing the back extension moment and the activity of the erector spinae in SDL. Analyzing the bar path would be valuable to validate this hypothesis. The increased activation of the adductor magnus, erector spinae thoracis, and gluteus maximus toward the end of the movement suggests that locking the bar required greater muscle recruitment to stabilize the position.

Overall, while some activation patterns support the idea of anterior chain emphasis in SDL and posterior chain emphasis in CDL, EMG findings were heterogeneous and often phase dependent. These results highlight the complexity of neuromuscular coordination in multi-joint movements like the deadlift and suggest that inter-individual variability and barbell mechanics may substantially influence muscle recruitment strategies.

Future research should extend beyond lower limb analysis to assess the mechanical constraints on the lumbar spine under training-relevant loads, enabling an estimation of spinal injury risk, which is a major concern in powerlifting. Additionally, incorporating participants' anthropometric characteristics into the analysis may provide valuable insights into how body segment ratios (legs, torso, arms) influence the studied variables. A deeper understanding of these biomechanical differences and their effects on load distribution and joint stress during the lift could help develop evidence-based recommendations for injury prevention.

5 Conclusion

This study highlights distinct biomechanical characteristics between conventional and sumo deadlift techniques. The conventional deadlift is associated with greater posterior chain involvement, particularly through increased hip extension demands and higher activation of the biceps femoris and thoracic erector spinae. In contrast, the sumo deadlift elicits greater activation of the vastus lateralis and produces higher joint moments not only in the sagittal plane at the knee but also in the frontal and transverse planes at both the hip and knee, reflecting greater anterior chain involvement and increased mediolateral stabilization demands. Given these differences, selecting the appropriate deadlift variation may help tailor strength training strategies according to muscular emphasis and joint loading profiles. The deadlift is a polyarticular movement that effectively develops the entire body, and its versatility allows modifications to suit specific development or rehabilitation objectives.

Data availability statement

The raw data supporting the conclusions of this article will be made available by the authors, without undue reservation.

Ethics statement

The studies involving humans were approved by Comité de protection des personnes Sud Ouest et Outre Mer II (approval reference 2023-A02408-37. The studies were conducted in accordance with the local legislation and institutional requirements. The participants provided their written informed consent to participate in this study. Written informed consent was obtained from the individual(s) for the publication of any potentially identifiable images or data included in this article.

Author contributions

NH: Conceptualization, Formal Analysis, Investigation, Methodology, Project administration, Visualization, Writing – original draft, Writing – review and editing. KB: Conceptualization, Methodology, Supervision, Writing – review and editing, Formal Analysis. GE: Conceptualization, Investigation, Methodology, Writing – review and editing. YD: Conceptualization, Formal Analysis, Methodology, Supervision, Writing – review and editing. GG: Conceptualization, Funding acquisition, Supervision, Writing – review and editing.

Funding

The author(s) declare that financial support was received for the research and/or publication of this article. This research received funding from FEDER FSE-IEJ Lorraine et Massif des Vosges 2014-2020 [LO0027294].

Acknowledgments

The authors would like to thank the different athletes who participated to the experiment.

Conflict of interest

The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Generative AI statement

The author(s) declare that no Generative AI was used in the creation of this manuscript.

Publisher's note

All claims expressed in this article are solely those of the authors and do not necessarily represent those of their affiliated organizations, or those of the publisher, the editors and the reviewers. Any product that may be evaluated in this article, or claim that may be made by its manufacturer, is not guaranteed or endorsed by the publisher.

References

Bird, S., and Barrington-Higgs, B. (2010). Exploring the deadlift. *Strength and Cond. J.* 32 (2), 46–51. doi:10.1519/SSC.0b013e3181d59582

Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 20 (6), 1023–1035. doi:10.1016/j.jelekin.2010.07.004

Choe, K. H., Coburn, J. W., Costa, P. B., and Pamukoff, D. N. (2021). Hip and knee kinetics during a back squat and deadlift. *J. Strength Cond. Res.* 35 (5), 1364–1371. doi:10.1519/JSC.0000000000002908

Cholewicki, J., McGill, S. M., and Norman, R. W. (1991). Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. *Med. and Sci. Sports and Exerc.* 23 (10), 1179–1186. doi:10.1249/00005768-199110000-00012

Ertel, G. N., Mornieux, G., Simon, F. R., and Gauchard, G. C. (2023). Characterizing the effects of an ergonomic handle on upper limbs kinematics and neuromuscular activity, comfort, and performance during ergometer rowing. *Appl. Ergon.* 113, 104093. doi:10.1016/j.apergo.2023.104093

Escamilla, R. F., Francisco, A. C., Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Welch, C. M., Kayes, A. V., et al. (2000). A three-dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional style deadlifts. *Med. and Sci. Sports and Exerc.* 32 (7), 1265–1275. doi:10.1097/00005768-200007000-00013

Escamilla, R. F., Francisco, A. C., Kayes, A. V., Speer, K. P., and Moorman, C. T., III (2002). An electromyographic analysis of sumo and conventional style deadlifts. *Med. and Sci. Sports and Exerc.* 34 (4), 682–688. doi:10.1097/00005768-200204000-00019

Escamilla, R. F., Lowry, T. M., Osbahr, D. C., and Speer, K. P. (2001). Biomechanical analysis of the deadlift during the 1999 special olympics world games. *Med. and Sci. Sports and Exerc.* 33 (8), 1345–1353. doi:10.1097/00005768-200108000-00016

Flandez, J., Gene-Morales, J., Juesas, A., Saez-Berlanga, Á., Miñana, I., and Colado, J. C. (2020). A systematic review on the muscular activation on the lower limbs with five different variations of the deadlift exercise. *J. Hum. Sport Exerc.* 15 (Suppl. 4), S227–S240. doi:10.14198/jhse.2020.15.Proc4.27

Hales, M. E., Johnson, B. F., and Johnson, J. T. (2009). Kinematic analysis of the powerlifting style squat and the conventional deadlift during competition: is there a cross-over effect between lifts? *J. Strength Cond. Res.* 23 (9), 2574–2580. doi:10.1519/JSC.0b013e3181bc1d2a

Jovanović, M., Kapeleti, M., Ubović, M., Pažin, N., Ilić, D., and Mrdaković, V. (2021). Differences between conventional and sumo variants of deadlifting: kinematic, kinetic and electromiographic study. *Fiz. Kult.* 75 (2), 133–143. doi:10.5937/fizkul75-33867

Kompf, J., and Arandjelović, O. (2016). Understanding and overcoming the sticking point in resistance exercise. *Sports Med.* 46 (5), 751–762. doi:10.1007/s40279-015-0460-2

Larsen, S., Kristiansen, E., Helms, E., and van den Tillaar, R. (2021). Effects of stance width and barbell placement on kinematics, kinetics, and myoelectric activity in back squats. *Front. Sports Act. Living* 3, 719013. doi:10.3389/fspor.2021.719013

Lee, S., Schultz, J., Timgren, J., Staelgraeve, K., Miller, M., and Liu, Y. (2018). An electromyographic and kinetic comparison of conventional and Romanian deadlifts. *J. Exerc. Sci. and Fit.* 16 (3), 87–93. doi:10.1016/j.jesf.2018.08.001

Lu, M.-L., Dufour, J. S., Weston, E. B., and Marras, W. S. (2018). Effectiveness of a vacuum lifting system in reducing spinal load during airline baggage handling. *Appl. Ergon.* 70, 247–252. doi:10.1016/j.apergo.2018.03.006

Martín-Fuentes, I., Oliva-Lozano, J. M., and Muyor, J. M. (2020). "Electromyographic activity in deadlift exercise and its variants. A systematic review,"Editor N. U. Ahamed 15, e0229507. doi:10.1371/journal.pone.0229507*PLOS ONE2*

McGuigan, M. R. M., and Wilson, B. D. (1996). Biomechanical analysis of the deadlift. *J. Strength Cond. Res.* 10 (4), 250. doi:10.1519/1533-4287(1996)010<0250:BAOTD>2.3.CO;2

Morán-Navarro, R., Martínez-Cava, A., Escribano-Peñas, P., and Courel-Ibáñez, J. (2021). Load-velocity relationship of the deadlift exercise. *Eur. J. Sport Sci.* 21 (5), 678–684. doi:10.1080/17461391.2020.1785017

Peterson, M. D., Rhea, M. R., and Alvar, B. A. (2004). Maximizing strength development in athletes: a meta-analysis to determine the dose-response relationship. *J. Strength Cond. Res.* 18 (2), 377. doi:10.1519/R-12842.1

Piper, T. J., and Waller, M. A. (2001). Variations of the deadlift. *Strength Cond. J.* 23 (3), 66. doi:10.1519/00126548-200106000-00013

Pratt, J., Hoffman, A., Grainger, A., and Ditroilo, M. (2020). Forearm electromyographic activity during the deadlift exercise is affected by grip type and sex. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 53, 102428. doi:10.1016/j.jelekin.2020.102428

Salehi, K., Babakhani, F., and Baluchi, R. (2020). Comparison of electromyographic activity of selected muscles on one repetitione maximum in the sumo and conventional deadlifts in National power-lifting athletes: a cross-sectional study. *J. Res. Rehabilitation Sci.* 16 (1), 80–86. doi:10.22122/jrrs.v16i1.3441

Spencer, K., and Croiss, M. (2015). The effect of increasing loading on powerlifting movement form during the squat and deadlift. *J. Hum. Sport Exerc.* 10 (3). doi:10.14198/jhse.2015.103.02

Swinton, P. A., Stewart, A., Agouris, I., Keogh, J. W., and Lloyd, R. (2011). A biomechanical analysis of straight and hexagonal barbell deadlifts using submaximal loads. *J. Strength Cond. Res.* 25 (7), 2000–2009. doi:10.1519/JSC.0b013e3181e73f87

Vitanza, D. (2018). Comparison of muscle activation between the conventional, sumo and stiff-leg deadlift. *Med. and Sci. Sports and Exerc.* 52 (7S), 697–698. doi:10.1249/01.mss.0000682772.34802

2. Actes de congrès

2.1. 49ème congrès de la société de biomécanique

2024-1 | 49th congress of the Société de Biomécanique
29-31 octobre 2024, Compiègne, France

Biomechanical analysis of conventional and sumo deadlifts

Nicolas C. Hanen[a, b*], Khaireddine Ben Mansour[a, c], Geoffrey N. Ertel[a, b], Youri Duchene[a, b], Gérome C. Gauchard[a, b, c]

a Université de Lorraine, DevAH, Nancy, France
b Université de Lorraine, CARE, Nancy, France
c Université de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Villers-Lès-Nancy, France
* Corresponding author: nicolas.hanen@univ-lorraine.fr

Received date: 06/04/2024
Accepted date: 28/06/2024
Publication date: 31/01/2025

Keywords: biomechanics, deadlift, EMG

© 2025 The Authors
Licence CC-BY 4.0
Published by Société de Biomécanique

1. Introduction

Different deadlift techniques are used in strength training and rehabilitation to develop hips, thighs, and back muscle strength (Escamilla et al., 2000).

There are notably two deadlift variations commonly used in competition: the conventional deadlift (CDL) and the sumo deadlift (SDL). The main differences between these two techniques are the placement of the hands and the feet. During SDL, the knee moment is approximately three times higher than for CDL when the bar leaves the ground. SDL induces also a higher electromyographic (EMG) recruitment of *vastus lateralis* (VL) and *vastus medialis* (VM) compared to CDL (Escamilla et al., 2002; Jovanović et al., 2021).

During CDL, data from Cholewicki et al. (1991), particularly regarding lumbar flexion moments, indicate approximately a 10 % greater demand for spinal extension due to the increased anterior inclination of the torso at the starting position. A stronger contraction of the ES muscles is necessary to maintain back extension when the bar is taking off from the ground (Salehi et al., 2020).

However, some studies did not support this finding. Indeed, no significant difference in ES or VL recruitment was found between CDL and SDL (Escamilla et al., 2002; Salehi et al., 2020).

Furthermore, most studies comparing these techniques using kinematics or inverse dynamics have been conducted using low frequency cameras (Cholewicki et al., 1991b; Escamilla et al., 2000). Today, we have tools that allow us to gain precision.

The purpose of the present study was to compare the biomechanics of CDL and SDL in order to adapt training protocols. It was hypothesized that (1) the CDL would show significantly greater EMG activities of the biceps femoris (BF), gluteus maximus (GM) and ES muscles than the SDL and that (2) the SDL would show significantly greater knee and ankle moments with greater EMG activity of the VL than the CDL.

2. Methods

2.1 Participants

Eight males (26.0 ± 2.3 years, 179.1 ± 2.3 cm, and body mass 81.02 ± 10.0 kg) took part in this study. They were all familiarized with deadlift techniques and trained until achieving a stable technique. Thirty powerlifters will be included in this study.

2.2 Trial condition

In a randomized order, subjects performed 3 repetitions of each deadlift technique at 85 % of their one repetition maximum (1RM), estimated from the load-velocity relationship as the load associated with reference mean velocity (Morán-Navarro et al., 2021).

2.3 Equipment setup and data collection

Neuromuscular recruitment of the *anterior tibialis* (AT), *gastrocnemius* (GA), VL, BF, GM, *adductor* (AD), *erector spinae thoracic* (EST) and *lumbar* (ESL) were measured at 2000Hz using surface EMG (Delsys).

Kinematics and kinetics from ankle, knee, hip and trunk were obtained at sampling rates of 200Hz and 1000Hz, respectively, using a 14-camera motion analysis system (QUALISYS) and two triaxial force platforms (AMTI). A full-body marker model was utilized (Schmid et al., 2022).

2.4 Statistical analysis

The maximum flexion angles and internal extension moments were calculated for each joint and trial. The variables were then averaged across the three repetitions according to the adopted technique. Root mean square (RMS) were calculated for each muscle group during the ascending phase to compare intra-subject muscle activity. Wilcoxon Signed-Rank test were used to compare

kinematics, joint moments and EMG between CDL and SDL. All analyses were conducted using MATLAB (R2023b). The significance level was set at 0.05 for all statistical tests.

3. Results and discussion

During the ascending phase, the trunk was more inclined during the CDL execution ($p<0.05$), and the ankles exhibited greater dorsiflexion ($p<0.05$), while the maximum flexion of the knee and hips was not significantly different (Figure 1 A).

These kinematic differences did not reveal differences in joint moments. In fact, all joint moments remained consistent across techniques (Figure 1 B). Furthermore, there were no differences in maximum knee flexion angles and moments. However, the median value of the knee moment is nearly twice larger in the SDL condition (Med = 34.22Nm, IQR = 46.20Nm; Med = 63.00Nm, IQR = 46.69Nm), yet no significant difference was found ($p=0.21$). Similar to Escamilla et al. (2000), the difference in the VL muscle activity between the two techniques was significant, with greater activation during SDL (Table 1, $p<0.05$).

Contrary to the findings of Salehi et al. (2021), which found that the EMG activity of the ES muscles in CDL was significantly higher than in the SDL, our results, revealed no significant difference in the activity of the ES, GM, BF, AD, GA, and AT muscles.

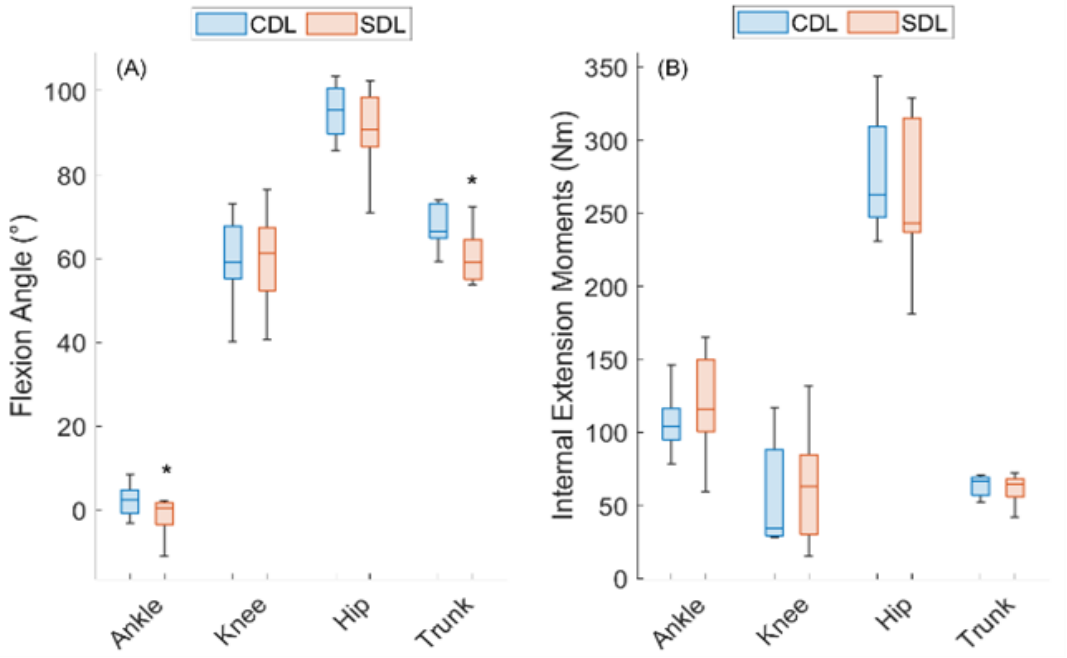


Figure 1. Comparison of kinematics (A) and kinetics (B) between CDL and SDL. (* p<0.05)

Table 1. EMG RMS (mV) activations in CDL and SDL.

	CDL		SDL		
	Med	IQR	Med	IQR	p
AT	0,108	0,090	0,134	0,046	0.813
GA	0.127	0.080	0.112	0.090	0.813
VL	0.177	0.125	0.204*	0.116	0.016
BF	0.181	0.104	0.175	0.114	0.938
GM	0.105	0.053	0.097	0.053	0.375
AD	0.074	0.022	0.064	0.024	0.813
ESL	0.207	0.074	0.215	0.074	0.688
EST	0.127	0.083	0.119	0.072	0.938

* $p<0.05$; *Anterior Tibialis* (AT), *Gastrocnemius* (GA), *Vastus Lateralis* (VL), *Biceps Femoris* (BF), *Gluteus Maximus* (GM), *Adductor* (AD), *Erector Spinae Lumbar* (ESL) and *Thoracic* (EST)

4. Conclusions

The activity of only the *vastus lateralis*, ankle and trunk angles were influenced by technique, while joint moments remained similar throughout the entire ascending phase. It would be interesting to decompose the ascending phase and conduct a temporal analysis. This could enhance the understanding of the movement and the inherent differences between techniques. To target larger quadriceps activation during training, SDL should be preferred to CDL.

Funding

This research received funding from FEDER FSE-IEJ Lorraine et Massif des Vosges 2014-2020 [LO0027294].

Conflict of Interest Statement

The authors have no conflicts of interest relevant to this study.

References

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.

Escamilla, R. F., Francisco, A. C., Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Welch, C. M., Kayes, A. V., … Andrews, J. R. (2000). A three-dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional style deadlifts: Medicine & Science in Sports & Exercise, 32(7), 1265-1275.

Escamilla, R. F., Francisco, A. C., Kayes, A. V., Speer, K. P., & Moorman, C. T. (2002). An electromyographic analysis of sumo and conventional style deadlifts.

Jovanović, M., Kapeleti, M., Ubović, M., Pažin, N., Ilić, D., & Mrdaković, V. (2021). Differences between conventional and sumo variants of deadlifting : Kinematic, kinetic and electromiographic study. Fizicka Kultura, 75(2), 133-143.

Morán-Navarro, R., Martínez-Cava, A., Escribano-Peñas, P., & Courel-Ibáñez, J. (2021). Load-velocity relationship of the deadlift exercise. European Journal of Sport Science, 21(5), 678-684.

Salehi, K., Babakhani, F., & Baluchi, R. (2020). Comparison of Electromyographic Activity of Selected Muscles on One Repetitione Maximum in the Sumo and Conventional Deadlifts in National Power-Lifting Athletes : A Cross-Sectional Study. 16.

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.

Biomechanical analysis of conventional and sumo deadlift

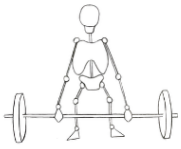
N.C. Hanen [1,2]*, K. Ben Mansour [1,3], G.N. Ertel [1,2], Y. Duchene [1,2], G.C. Gauchard [1,2,3]
[1] Université de Lorraine, DevAH, Nancy, France
[2] Université de Lorraine, CARE, Nancy, France
[3] Université de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Villers-Lès-Nancy, France

BACKGROUND

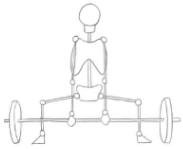
Conventional and **sumo** deadlift techniques are widely used in competition, strength training and rehabilitation. The deadlift is an exercise that primarily targets the posterior chain [(1)], generating significant forces and neuromuscular activities, particularly in the lower limbs and the core [(2,3)].

However, the literature lacks precision regarding the influence of different deadlift techniques, particularly concerning the **kinetic** aspect and its **temporal evolution** throughout the exercise.

The objective of this study was to compare the kinetic and neuromuscular activities of the hip joint, which plays a crucial role in the execution of the deadlift [(2)].



Conventional deadlift



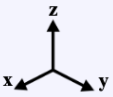
Sumo deadlift

METHODS

Population
20 male strength training practitioners

Phases
1. Lift-off to knee passing
2. Knee passing to full extension

Kinetics
3D hip moments



Neuromuscular activity
Surface EMG - Delsys
- *Adductor Magnus*
- *Biceps Femoris*
- *Erector Spinae*
- *Gluteus Maximus*
- *Gluteus Medius*



Statistics
Kinetics : SPM
EMG : Wilcoxon and SnPM

MAIN FINDINGS

Figure: *Analysis of hip internal moments in flexion-extension* ***(a)****, adduction-abduction* ***(b)****, and rotation* ***(c)*** *during the conventional and sumo deadlifts in* ***phases 1*** *and* ***2****.*

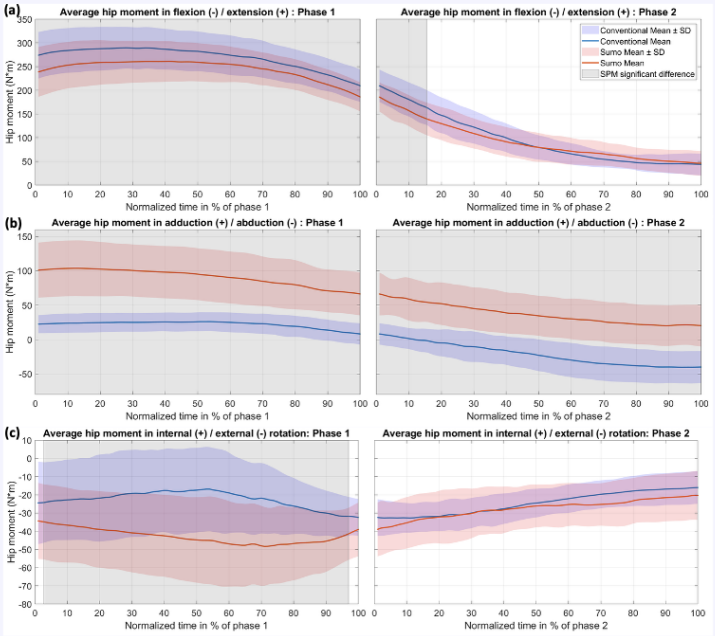


Table: *EMG activity (% MVC) in conventional and sumo deadlifts during* ***phase 1*** *and* ***phase 2****.*

		Conventional		Sumo		SnPM (% of phase)
		Median	IQR	Median	IQR	
Phase 1	Adductor magnus	74	74	84	64	
	Biceps femoris	182	105	165	161	
	Erector spinae	115	59	122	65	
	Gluteus maximus	179	98	143	104	Conventional : 0-19% *
	Gluteus medius	116	43	101	45	
Phase 2	**Adductor magnus**	50	59	51	50	Sumo : 70-100% *
	Biceps femoris	181	163	163	141	
	Erector spinae	115	57	101	73	Sumo : 81-100% *
	Gluteus maximus	179	100	139	104	
	Gluteus medius	116	44	101	47	

*** Significant difference (p<0.05)**

- **Conventional** ▸ **Hip moment (extension)**
- **Sumo** ▸ **Hip moments (adduction, external rotation)**
- **No difference in max EMG activity**

SnPM :
- ***Gluteus Maximus*** **in conventional**
- ***Adductor Magnus*** **in sumo**
- ***Erector Spinae Lumbar*** **in sumo**

CONCLUSION

The **conventional deadlift** activates the ***Gluteus Maximus*** more at the beginning of the movement, promoting **greater hip extension moments**, which is relevant for exercises such as **jumps or sprints**. On the other hand, the **sumo deadlift** generates **greater adduction and external rotation moments**, with **increased activation** of the ***Adductor Magnus*** at the end of the movement. Therefore, the **sumo deadlift** can be prioritized for specific **hip-focused work**, particularly in **sports** with a **multidirectional component**.

REFERENCES

(1) Flandez, J., Gene-Morales, J., Juesas, A., Saez-Berlanga, Á., Miñana, I., & Colado, J. C. (2020). A systematic review on the muscular activation on the lower limbs with five different variations of the deadlift exercise. Journal of Human Sport and Exercise - 2020 - Summer Conferences of Sports Science. Journal of Human Sport and Exercise - 2020 - Summer Conferences of Sports Science.
(2) Choe, K. H., Coburn, J. W., Costa, P. B., & Pamukoff, D. N. (2021). Hip and Knee Kinetics During a Back Squat and Deadlift. Journal of Strength and Conditioning Research, 35(5), 1364-1371.
(3) Bird, S., & Barrington-Higgs, B. (2010). Exploring the Deadlift. Strength & Conditioning Journal, 32(2), 46-51.

Nicolas HANEN • nicolas.hanen@univ-lorraine.fr

2.2. 30ème congrès du European College of Sport Sciences

30th Annual ECSS Congress Rimini/Italy, July 1-4, 2025

A kinetic comparison of conventional and sumo deadlifts.

N.C. Hanen [1,2] *, K. Ben Mansour [1,3], G.N. Ertel [1,2], Y. Duchene [1,2], G.C. Gauchard [1,2,3]

[1] Université de Lorraine, DevAH, Nancy, France

[2] Université de Lorraine, CARE, Nancy, France

[3] Université de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Villers-Lès-Nancy, France

INTRODUCTION:

The deadlift is a strength exercise used in powerlifting, muscle-strengthening and rehabilitation. The deadlift generates significant forces, particularly in the lower limbs [(1)]. There are two competitive techniques, the conventional deadlift and the sumo deadlift. This study aims to determine the kinetics differences between the two techniques from a lower limb. We hypothesized that in the sagittal plane, ankle and knee internal moments during the sumo deadlift would be relatively larger compared to those generated in the conventional deadlift, which, in contrast, would produce greater hip internal moments. Moreover, in the frontal and transversal planes, sumo deadlift would generate greater lower limb internal moments in three joints.

METHODS:

Thirty healthy men (age: 26 ± 4.6 years; weight: 81.3 ± 8.7 kg; height: 178.5 ± 6.2 cm) and actively engaged in strength training performed three repetitions at 85 % of 1RM in conventional and sumo deadlifts. Kinematic data from 34 reflective markers placed on lower limb and pelvis and ground reaction force data, were recorded using an Optoelectronic system and two force plates, respectively. The ascending movement, which begins at lift-off and ends when the athlete reaches a fully upright position, was divided into two phases with the knee passing serving as the delimiter. The mean peak values of lower limb's joint moments in the three planes were compared between the two deadlifts techniques in each phase. Paired t-tests assessed the techniques effects on joint moments.

RESULTS:

The hip extension moments were more important in conventional deadlift, whereas in frontal and transversal plane hip moments were greater in sumo deadlift ($p<0.001$). Knee moments were larger for sumo deadlift on the two phases ($p<0.001$) except in the frontal plane on phase 2 where no difference was observed. Ankle eversion moment was observed on the two phases in conventional deadlift, while ankle inversion moment characterized sumo deadlift, the first showed greater moments. In transverse plane, ankle moment was more important in conventional deadlift on phase 1 before switch with the other on phase 2 ($p<0.001$).

CONCLUSION:

It can be interesting to favor one technique over the other in order to focus on a specific joint while performing a multi-joint exercise. The forces varied according to the technique adopted. As a result of the wider stance, the knee abduction moment in the frontal plane was greater in the sumo deadlift in the first phase, where the moments were greatest, in parallel with a greater hip adduction moment compared to the conventional technique. So, to put an accent on the knee or to implement a work on frontal plane, it will be interesting to favor the use of sumo deadlift, whereas conventional deadlift will be more interesting to focus on the hip, which is relevant for exercises such as sprints.

REFERENCES:

Choe, K. H., et al. (2021). Journal of Strength and Conditioning Research.

A kinetic comparison of conventional and sumo deadlifts

N.C. Hanen [1,2*], K. Ben Mansour [1,3], G.N. Ertel [1,2], Y. Duchene [1,2], G.C. Gauchard [1,2,3]
[1] Université de Lorraine, DevAH, Nancy, France
[2] Université de Lorraine, CARE, Nancy, France
[3] Université de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Nancy, France

BACKGROUND

The deadlift is a compound movement widely used in strength training and rehabilitation. The **conventional** and **sumo** deadlift are used in competition and differ considerably in terms of kinematic parameters.

However, the literature is less thoroughly documented and lacks precision regarding the influence of these two competitive deadlift techniques (1), particularly concerning the **kinetic** aspect and its **temporal evolution** throughout the movement. Understanding these differences is crucial for optimizing performance, tailoring rehabilitation, and minimizing the risk of injury.

The purpose of this study was to quantify lower limb **kinetic parameters** through a three-dimensional analysis during the execution of conventional and sumo deadlifts.

METHODS

Population
30 male strength practitioners

Kinetics
3D lower limb moments at 85% 1-RM

Statistics
Paired t-tests

Conventional deadlift



Sumo deadlift



Lift-off — **Phase 1** — Knee passing — **Phase 2** — Full extension

MAIN FINDINGS

Figure: *Peak joint moments (mean ± SD) for the ankle, knee and hip during conventional and sumo deadlifts across phases 1 and 2 in all three anatomical planes. Bolded values indicate significant differences (p<0.025) between techniques within the same phase, as determined by paired t-tests.*

Kinetics		Phase 1				Phase 2			
		Conventional	Sumo	P value	Cohen's d	Conventional	Sumo	P value	Cohen's d
Hip moments (Nm)	Flexion (+) Extension (-)	-303,3 ± 47,0	-276,2 ± 47,1	< .001	-1,47	-219,3 ± 40,5	-195,8 ± 41,7	< .001	-1,24
	Adduction (+) Abduction (-)	30,2 ± 16,1	101,03 ± 53,3	< .001	-1,51	-47,7 ± 23,7	65,5 ± 36,5	< .001	-2,38
	Internal rotation (+) External rotation (-)	-39,9 ± 21,5	-57,46 ± 26,5	< .001	1,04	-37,4 ± 12,1	-44,7 ± 18,3	0.001	0,66
Knee moments (Nm)	Flexion (+) Extension(-)	-52,8 ± 30,4	-80,20 ± 35,7	< .001	0,94	59,4 ± 19,6	75,9 ± 31,5	< .001	-0,74
	Adduction (+) Abduction (-)	-32,6 ± 17,0	-68,92 ± 29,5	< .001	1,48	-36,8 ± 14,9	-38,2 ± 28,7	0.721	0,07
	Internal rotation (+) External rotation (-)	15,2 ± 14,9	42,15 ± 22,9	< .001	-1,77	-0,2 ± 8,1	10,3 ± 11,9	< .001	-1,15
Ankle moments (Nm)	Dorsiflexion (+) Plantar flexion (-)	-122,2 ± 31,9	-120,39 ± 31,4	0.683	-0,08	-100,7 ± 30,3	-92,8 ± 31,1	0.085	-0,33
	Eversion (+) Inversion (-)	29,6 ± 15,3	-10,81 ± 13,7	< .001	2,48	19,1 ± 12,6	-15,2 ± 9,8	< .001	2,74
	Internal rotation (+) External rotation (-)	-15,8 ± 8,6	-21,09 ± 10,5	0.005	0,56	-18,2 ± 7,0	-10,5 ± 8,0	< .001	-1,01

- **Conventional**
  - **Hip extension moment**
  - **Ankle external rotation moments in phase 2**
- **Sumo**
  - **Hip adduction & internal rotation moments**
  - **Knee moments**
  - **Ankle external rotation moments in phase 1**

Ankle eversion moment in conventional versus **ankle inversion moment in sumo**

CONCLUSION – PRACTICAL IMPLICATION

Conventional deadlift is producing more hip extension joint moment, making it more effective for developing **sagittal plane** strength, particularly at the **hip joint**, making it suitable for enhancing **posterior chain** power (e.g., sprint or jump preparation).
Sumo deadlift increases **frontal and transverse plane** loading, especially at the **hip and knee**, and may be beneficial in **multidirectional sports** or **rehabilitation requiring medial/lateral joint control**.

Lift selection should consider the desired joint stress profile, athlete morphology, specific performance or rehab goals.

REFERENCES
(1) Escamilla, R. F., Francisco, A. C., Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Welch, C. M., Kayes, A. V., et al. (2000). A three-dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional style deadlifts. Med. and Sci. Sports and Exerc. 32 (7), 1265–1275. doi:10.1097/00005768-200007000-00013

Nicolas HANEN • nicolas.hanen@univ-lorraine.fr

Résumé de thèse pour le grand public

Cette thèse évalue l'impact du soulevé de terre conventionnel (CDL) et sumo (SDL) sur les stratégies musculaires, l'amplitude et les moments articulaires. Elle évalue également l'influence de l'anthropométrie sur les moments articulaires et la charge soulevée. Les résultats démontrent que le CDL se distingue par une plus grande flexion lombaire et des efforts plus élevés au niveau de la hanche et du bas du dos. Cela implique une plus forte activation du grand fessier pour initier le mouvement et du biceps fémoral pour étendre la hanche. Le SDL, au contraire, favorise une posture plus verticale et génère davantage d'efforts au niveau du genou et de la hanche, avec une plus forte activation du quadriceps et des muscles profonds du tronc. Certaines caractéristiques anthropométriques, comme la taille ou la largeur d'épaules, influencent partiellement les moments articulaires. De ce fait, le choix de la technique doit être individualisé.

Public abstract

This thesis investigates the biomechanical impact of conventional (CDL) and sumo (SDL) deadlift techniques, focusing on muscle recruitment strategies, joint range of motion, and joint moments. It further explores how anthropometric characteristics influence joint loading and lifting performance. The results indicate that CDL involves greater lumbar flexion and higher mechanical demands at the hip and lower back, accompanied by increased activation of the gluteus maximus during lift initiation and the biceps femoris during hip extension. In contrast, SDL promotes a more upright posture and imposes greater demands on the knee and hip, with higher activation of the quadriceps and deep trunk musculature. Anthropometric factors such as body height and shoulder width were found to partially affect joint moments. These findings highlight the need to individualize deadlift technique selection according to lifters' morphological characteristics.

Résumé

Le soulevé de terre est un exercice fondamental en préparation physique et en force athlétique, mobilisant l'ensemble du corps et particulièrement la chaîne postérieure et le complexe lombo-sacré. S'il est reconnu pour son intérêt pour le développement de la force, il est associé à un risque de blessure lombaire. Deux variantes principales coexistent en compétition : le soulevé de terre conventionnel (CDL) et le soulevé de terre sumo (SDL). L'objectif de cette thèse est d'analyser les différences cinématiques, cinétiques et neuromusculaires entre ces deux techniques au niveau des membres inférieurs et du tronc, ainsi que d'évaluer l'influence de l'anthropométrie sur la cinétique articulaire et la performance. L'intérêt étant de d'éclairer le choix de la technique au regard de ces paramètres.

Les résultats indiquent que le CDL se caractérise par une contribution dominante du mouvement dans le plan sagittal, impliquant une flexion de hanche et une dorsiflexion accrues, ainsi qu'une cyphose lombaire accentuée. Cette configuration est associée à des moments extenseurs élevés à la hanche et au niveau du complexe lombo-sacré. Une sollicitation de la chaîne postérieure en résulte, illustrée par une activation supérieure du *gluteus maximus* pour initier le mouvement et du *biceps femoris* durant l'ensemble du mouvement. À l'inverse, le SDL est associé à une posture initiale moins fléchie, à une abduction de hanche plus marquée et à une moindre sollicitation lombaire qui s'en retrouve moins cyphosée. Cette technique entraîne des moments internes plus importants suivant les trois dimensions au niveau du genou ainsi qu'en adduction et en rotation externe de hanche, accompagnés d'une plus grande activation du *vastus lateralis* et des muscles profonds du *core* (le *transversus abdominis/obliquus internus*). De plus, la flexion limitée du rachis lombaire ainsi que sa verticalisation plus rapide en SDL limite l'activation maximale des *erector spinae thoracis* après le passage de la barre au-dessus des genoux. L'analyse de l'anthropométrie a montré que seules certaines variables, notamment la taille, la largeur d'épaules, la longueur des membres inférieurs, et le rapport tronc/membres inférieurs, modulent la cinétique articulaire et la performance (charge soulevée normalisée).

Ces résultats soulignent que le CDL et le SDL reposent sur des stratégies neuromusculaires distinctes. Le CDL privilégie la sollicitation de la chaîne postérieure et une forte production de force dans le plan sagittal tout en augmentant les moments lombo-sacrés, tandis que le SDL explore davantage la composante médio-latérale tout en limitant les demandes sur le rachis lombaire. Ainsi, le choix de la technique utilisée doit être individualisé en fonction des objectifs d'entraînements, des caractéristiques anthropométriques et des profils de risques de blessure. Enfin ce travail de thèse souligne l'importance du développement de modèles musculo-squelettiques personnalisés pour estimer les contraintes appliquées au rachis lombaire sous l'influence de charges lourdes, et ouvre des perspectives sur l'analyse de la dimension de puissance afin d'élargir les recommandations d'entraînement.

Mots clés : Cinématique ; Cinétique ; EMG ; Core ; Anthropométrie.

Abstract

Deadlift is a key exercise in strength training and powerlifting, strongly involving the posterior chain and the lumbosacral complex. While effective for strength development, it carries an increased risk of lumbar injury. Two main competition techniques exist: the conventional deadlift (CDL) and the sumo deadlift (SDL). This thesis compared their kinematic, kinetic, and neuromuscular profiles at the lower limb and lumbosacral levels, and examined how anthropometry influences joint kinetics and performance, with the aim of informing technique selection.

The findings show that CDL is characterized by predominant sagittal-plane motion, with greater hip flexion, ankle dorsiflexion, and more pronounced lumbar kyphosis. This posture is associated with higher extensor moments at both the hip and the lumbosacral complex. Accordingly, posterior chain demands are greater, reflected by increased activation of the gluteus maximus at lift initiation and of the biceps femoris throughout the movement. In contrast, SDL involves a less flexed starting posture, greater hip abduction, and reduced lumbar loading, resulting in less pronounced lumbar kyphosis. This technique generates larger internal moments in all three planes at the knee, as well as in hip adduction and external rotation, accompanied by higher activation of the vastus lateralis and deep core muscles (transversus abdominis/internal oblique). Moreover, limited lumbar flexion and earlier trunk verticalization in SDL attenuate peak thoracic erector spinae activation after knee passing. Anthropometric analysis revealed that only certain variables such as body height, shoulder width, lower-limb length, and the trunk-to-limb ratio significantly influenced joint kinetics and normalized lifted load.

Overall, the results demonstrate that CDL and SDL rely on distinct neuromuscular strategies. CDL emphasizes posterior chain involvement and sagittal-plane force production while increasing lumbosacral demands, whereas SDL relies more on medio-lateral components while reducing lumbar loading. Therefore, technique selection should be individualized according to training goals, anthropometric characteristics, and injury risk profiles. Finally, this thesis underscores the need for subject-specific musculoskeletal models to accurately estimate lumbar loading under heavy external resistance and opens new perspectives for investigating power-related outcomes to refine training recommendations.

Keywords: Kinematic; Kinetic; EMG; *Core*; Anthropometry.