



École normale supérieure de Rennes
Département Sciences du sport et éducation physique

Diplôme de l'ENS – 1^{ère} année
Année universitaire 2024-2025
Discipline : STAPS

Mémoire en Sciences de la Vie et de la Santé

Effet du port de la ceinture de force sur la performance au soulevé de terre chez des sujets entraînés en Force Athlétique

Présenté par :
Romain MARTINIE & Léonine ROUANET

Encadrant :
Germain FAITY (ENS, département 2SEP)

Remerciements

Nous remercions notre tuteur, Germain Faity, pour son accompagnement et ses conseils tout au long de l'année.

Merci également à l'ensemble des sujets qui ont accepté de donner de leur temps pour participer à notre expérimentation.

Attestation sur l'honneur

Nous, Romain MARTINIE et Léonine ROUANET, attestons sur l'honneur que ce mémoire de recherche est le résultat d'un travail personnel. La rédaction de ce travail a été effectuée avec l'aide d'intelligence artificielle (modèles GPT4o et Claude 3.7 Sonnet : assistance mineure dans les formulations, correction de la langue et aide au code).

Table des matières

1	Introduction	1
2	Revue de littérature	2
2.1	Définitions	2
2.1.1	La Force Athlétique	2
2.1.2	Le Soulevé de Terre	2
2.2	Les facteurs de la performance au soulevé de terre en Force Athlétique	3
2.3	La manœuvre de Valsalva	4
2.3.1	Définition	4
2.3.2	Effets indésirables	5
2.4	Le bracing	5
2.5	La Ceinture de Force	6
2.5.1	Règlementation	6
2.5.2	Usage	6
2.5.3	Effet sur les facteurs de la performance	6
2.5.4	Effet sur la production de force	7
3	Problématique, objectifs et hypothèses	9
3.1	Problématique	9
3.2	Objectifs	9
3.3	Hypothèses	10
4	Matériel et Méthodes	11
4.1	Population	11
4.2	Protocole	11
4.3	Tâche	12
4.4	Matériel	13
4.5	Analyse des données	13
4.6	Analyse statistique	15
5	Résultats	16

6	Discussion	17
6.1	Force Maximale	17
6.2	Amplitude de flexion de la colonne vertébrale	18
6.3	Limites et perspectives	18
6.4	Implications pratiques	19
7	Conclusion	20

Table des figures

4.1	Configuration expérimentale pour la réalisation de la tâche d'isométrie maximale	14
4.2	Schématisation du positionnement des marqueurs pour le calcul de l'angle de la colonne vertébrale	15
5.1	Représentation graphique de F_{\max} et de ΔF_{flex} pour les trois conditions expérimentales	16

Liste des tableaux

4.1	Critères d'inclusion et d'exclusion	11
4.2	Design en crossover 3x6x3 : séquences possibles	12

Table des annexes

Annexe A	: Nombre de compétiteurs FFForce en Force Athlétique non-équipée par année
Annexe B	: Dimensions réglementaires d'une ceinture de force homologuée
Annexe C	: Mire
Annexe D	: Markerset
Annexe E	: Définition des centres articulaires et marqueurs associés

1 Introduction

« La force athlétique (ou powerlifting en anglais) est un sport de force à catégories d'âge, de poids de corps, et de sexe reconnu de haut niveau, composé de trois mouvements qui sont la flexion de jambes (squat), le développé couché (bench press) et le soulevé de terre (deadlift). La pratique en compétition consiste à réaliser une charge maximale sur chaque mouvement » ([FFForce, 2024](#)). C'est une discipline de plus en plus populaire, comme en témoigne l'augmentation du nombre de compétiteurs en France depuis la création de la Fédération Française de Force (FFForce) (voir [annexe A](#)). La FFForce compte plus de 10 000 licenciés en 2024 ([FFForce, 2024](#)).

Pour participer à une compétition, les athlètes doivent porter certains équipements (singlet, chaussettes hautes...) ([IPF, 2024a](#)). Cependant, une partie du matériel est autorisée mais non obligatoire, comme la ceinture de force, les bandes de poignet ou les genouillères ([IPF, 2024a](#)). On observe qu'une grande majorité des pratiquants – compétitifs ou récréatifs – utilise ce matériel facultatif. On peut alors se demander si l'usage de cet équipement est justifié dans les objectifs qu'on lui attribue généralement, c'est-à-dire une amélioration de la performance ou une réduction du risque de blessures, et pourquoi ?

2 Revue de littérature

2.1 Définitions

2.1.1 La Force Athlétique

En compétition, « l’athlète dispose de trois essais pour chaque mouvement. Le meilleur des trois essais est retenu pour calculer un "Total", et le meilleur "Total" détermine le vainqueur dans chaque catégorie. Il existe deux formes de pratiques compétitives : la pratique sans équipement d’assistance (appelée simplement Force Athlétique en France) et la pratique avec équipement d’assistance (appelée Powerlifting en France). La pratique sans équipement d’assistance n’autorise rien d’autre que des genouillères, bandes de poignets et ceinture de force. La pratique avec matériel d’assistance nécessite en plus l’utilisation de combinaisons et de maillots ultra-rigides, ainsi que des bandes de genoux élastiques. » ([FFForce, 2024](#)).

Nous nous intéresserons dans ce mémoire à la Force Athlétique du fait de sa popularité, visible de par sa première inclusion aux Jeux Mondiaux en 2025 ([IPF, 2024b](#)). De plus, la Force Athlétique est aussi plus accessible et possède des implications potentielles plus larges en matière d’entraînement en force et en préparation physique générale, comparativement au Powerlifting.

2.1.2 Le Soulevé de Terre

Réglementation

« Cet exercice consiste en une extension du corps en soulevant une barre à partir du sol pour l’amener au niveau du bassin, le corps en extension complète et les bras tendus. L’athlète doit reposer la barre au sol après le signal de l’arbitre » ([FFForce, 2024](#)). Dans le cadre de la Force Athlétique, l’exécution d’un soulevé de terre implique de ne pas s’aider des cuisses en faisant reposer la barre dessus, ni de laisser redescendre la barre pendant la phase concentrique. Enfin, l’athlète doit terminer la répétition droit, genoux verrouillés et épaules en arrière ([IPF, 2024a](#)). Nous considérerons les critères de cette discipline pour standardiser la définition du mouvement, même s’il peut être pratiqué différemment en fonction du contexte (musculature, strongman, haltérophilie, etc. . .).

Exécution

En pratique, l'athlète réalise une flexion de hanche et de genoux pour attraper la barre (Escamilla et al., 2000). Il réalise une mise en tension progressive, visible à travers la barre qui se tord légèrement. Il pousse dans le sol pour soulever la barre. Les muscles moteurs principaux au soulevé de terre sont donc ceux permettant les mouvements d'extension de hanches, d'extension de genoux et d'extension du rachis lombaire. On retrouve les fessiers, ischio-jambiers, quadriceps et érecteurs du rachis (Martín-Fuentes et al., 2020). Une fois en extension complète et l'ordre down annoncé, l'athlète peut reposer la barre au sol sans contrôler la phase excentrique. Les muscles moteurs cités sont alors sollicités uniquement dans le régime de contraction concentrique.

Le soulevé de terre sollicite également le grand dorsal, responsable de la rétropulsion d'épaule, dans le but de minimiser le bras de levier de la barre (Edington et al., 2018). Ainsi, le grand dorsal est utilisé dans le régime de contraction isométrique. Enfin, le soulevé de terre peut être réalisé les mains à l'extérieur des jambes (dit traditionnel ou conventionnel) ou les mains à l'intérieur des jambes (dit sumo). Un intermédiaire existe aussi, où les mains sont à l'intérieur des jambes, mais les jambes moins écartées qu'en sumo. On parle de semi-sumo. Par rapport au soulevé de terre traditionnel, le soulevé de terre sumo modifie la coordination du mouvement en augmentant l'activité EMG des quadriceps et en modifiant les bras de leviers aux articulations principales (Escamilla et al., 2000). Le soulevé de terre sumo permet aussi de réduire le travail mécanique à fournir pour une même charge (Escamilla et al., 2000).

Nous faisons donc le choix d'étudier dans ce mémoire le soulevé de terre traditionnel. D'une part, le soulevé de terre est le troisième et dernier mouvement en compétition, raison pour laquelle c'est sur celui-ci que les athlètes sont généralement amenés à prendre le plus de risques (43% d'échec au 3e essai au squat contre 59% au soulevé de terre aux championnats du monde masculins open de force athlétique 2024 (IPF, 2024c)). D'autre part, il reproduit de manière fonctionnelle des actions quotidiennes, telles que soulever des charges du sol, porter des objets lourds ou encore se pencher et se redresser. Enfin, le choix de la technique d'exécution – soulevé de terre traditionnel – est conditionné par la largeur de la plateforme de force. Le choix de cette modalité s'éloigne légèrement de la spécificité de la discipline pour les athlètes habitués à une technique sumo ou semi-sumo.

2.2 Les facteurs de la performance au soulevé de terre en Force Athlétique

La qualité physique prioritaire au soulevé de terre en force athlétique est la force absolue (Ferland and Comtois, 2019). La performance dépend tout d'abord de facteurs structuraux, puisque la production de force est directement influencée par le volume musculaire de l'athlète (Maughan et al., 1983). Néanmoins, la contraction maximale volontaire ne dépend pas seulement de l'hypertrophie musculaire, mais aussi de facteurs neuro-musculaires. On note avec

l'entraînement une augmentation en valeur absolue de l'activité EMG maximale et donc une diminution en valeur relative (% de l'EMG_{max}) de l'activation EMG pour une même charge. Cela s'explique par une amélioration de la synchronisation des unités motrices, une augmentation de la fréquence des potentiels d'action et de la coordination intermusculaire (Sale, 1988). On retrouve aussi une amélioration de la force plus importante lorsque l'entraînement est spécifique au test (Heidel et al., 2022). Si la force produite est spécifique à la tâche concernée, alors on peut supposer un effet de l'apprentissage sur la performance au soulevé de terre.

De plus, on peut penser que la production de force est également influencée par des facteurs d'ordre psychologique. Cependant, la littérature échoue à montrer une évidence de l'effet de ces facteurs sur la performance. En effet, alors que l'effet placebo peut améliorer la production de force dans un cadre chronique (Ariel and Saville, 1972), l'influence d'effets contextuels ou d'autres facteurs psychologiques comme le sentiment d'auto-efficacité reste discutée pour un exercice aigu (Swafford et al., 2019; Van Every et al., 2022; Vigotsky et al., 2019).

Ensuite, à travers l'exécution technique du mouvement, des facteurs biomécaniques jouent un rôle sur la performance (Escamilla et al., 2000). On retrouve chez des athlètes expérimentés une position de départ différente. Chez des athlètes entraînés, l'angle de la hanche est plus grand (Brown and Abani, 1985; Escamilla et al., 2000; Fong et al., 2022), l'inclinaison du tronc plus importante et les tibias plus verticaux (Brown and Abani, 1985). Cela traduit principalement une position de hanche plus haute. Cette position retrouvée chez les experts serait plus avantageuse d'un point de vue biomécanique car elle demanderait plus d'extension de hanche (et donc moins d'extension de genoux) et solliciterait alors davantage les extenseurs de hanches, des groupes musculaires plus volumineux et donc plus forts (Maughan et al., 1983) que les extenseurs de genoux.

Enfin, pour optimiser la transmission de force du sol jusqu'à la barre à travers les bras, il faut minimiser la déperdition de force. Cela passe par un objectif de stabilisation de la colonne vertébrale, car le gainage est corrélé à la production de force du haut du corps (Rodriguez-Perea et al., 2023; Shinkle et al., 2012).

2.3 La manœuvre de Valsalva

2.3.1 Définition

Ainsi, l'augmentation de la pression intra-abdominale lors d'un soulevé de terre devrait améliorer la performance en stabilisant la colonne vertébrale (Blazek et al., 2019; Hackett and Chow, 2013; Shirley et al., 2003). L'athlète serait capable de maintenir sa position de force en plus de diminuer les contraintes appliquées sur la colonne vertébrale (Daggfeldt and Thorstensson, 1997). Cette stabilisation permettrait d'améliorer la performance à travers une meilleure transmission de force (Rodriguez-Perea et al., 2023; Shinkle et al., 2012). Par ailleurs, l'augmentation de la pression intra-abdominale produit un moment de force agissant dans le même sens que l'action des érecteurs du rachis qui ont donc moins de force à produire pour une même charge (Daggfeldt and Thorstensson, 1997).

Lors d’une tâche de force, les sujets, quel que soit leur niveau d’entraînement, réalisent dès 80% de la contraction maximale volontaire une manœuvre de Valsalva ([Blazek et al., 2019](#)). Cela correspond à une « expiration forcée à glotte fermée » ([Académie de Médecine, 2019](#)) et a pour conséquence directe une augmentation de la pression intra-abdominale, de la pression intra-thoracique et de la pression artérielle ([Blazek et al., 2019](#); [Hackett and Chow, 2013](#); [McCartney, 1999](#)).

2.3.2 Effets indésirables

Dans de rares cas, l’usage de la manœuvre de Valsalva lors de l’entraînement en force peut être problématique et causer des syncopes ([Compton et al., 1973](#); [Hughes et al., 1989](#)) ou des problèmes de vision comme des maculopathies ([Sheikh et al., 2010](#)). Ces effets indésirables sont le résultat d’une élévation trop soudaine et trop importante de la pression artérielle. Une explication apportée pour le cas des syncopes serait que la pression thoracique, atteignant des niveaux extrêmement élevés pendant l’effort, limite le retour veineux et donc le débit cardiaque. Alors, au relâchement de cette pression, la pression artérielle chute brusquement, entraînant une diminution temporaire de l’apport sanguin au cerveau ([Compton et al., 1973](#)).

Pour autant, la littérature échoue à montrer un risque systématique pour des individus en bonne santé ([Hackett and Chow, 2013](#)) et pour une majorité d’individus atteints de pathologies ([McCartney, 1999](#)). En outre, la pratique de la force athlétique pourrait réduire la probabilité de réaliser une syncope, puisque le système vasculaire cérébral semble s’adapter chez des sujets entraînés ([Dickerman et al., 2000](#)).

2.4 Le bracing

Ce n’est pas le simple fait de réaliser des répétitions en apnée qui augmente la pression intra-abdominale ([Lepley and Hatzel, 2010](#)) mais bien d’expirer à glotte fermée. On retrouve ce mécanisme de manière inconsciente et spontanée ([Blazek et al., 2019](#); [Kawabata et al., 2014](#)), mais également sur le terrain, en force athlétique, de façon consciente et volontaire à travers la notion de bracing. Cette technique respiratoire correspondant à une manœuvre de Valsalva volontaire semble efficace pour augmenter la pression intra-abdominale ([Narloch and Brandstater, 1995](#); [Shirley et al., 2003](#)) et pourrait favoriser la stabilisation de la colonne vertébrale lors du mouvement. Alors, le bracing est souvent évoqué comme une technique qui permettrait de diminuer le risque de blessures et d’améliorer les performances au squat et au soulevé de terre.

2.5 La Ceinture de Force

2.5.1 Règlementation

« L'équipement personnel pour la pratique de la Force Athlétique [...] est spécifique et homologué par la Fédération Française de Force et l'International Powerlifting Federation (IPF) » ([FFForce, 2024](#)). Cette règle est valable pour la ceinture de force. Effectivement, les ceintures autorisées en compétition doivent répondre à des normes de composition et de dimensions. Elles doivent notamment être fabriquées à partir de matériaux non extensibles comme du cuir et ne doivent pas comporter de rembourrage ou de renforts internes ajoutés. Les dimensions de la ceinture sont précisées : sa largeur ne doit pas dépasser 10 cm et son épaisseur 13 mm ([annexe B](#)). Elle peut être équipée d'une boucle ou d'un système à levier ([IPF, 2024a](#), p.17). De façon analogue aux règles appliquées au soulevé de terre, nous nous concentrerons dans ce mémoire sur les ceintures homologuées IPF. Cela permet de standardiser les ceintures utilisées tout en restant fidèle aux pratiques du terrain.

2.5.2 Usage

La ceinture de force est un outil souvent utilisé en synergie avec le bracing. En effet, elle permettrait de fournir un feedback proprioceptif à l'athlète sur la bonne réalisation de la technique de respiration, mais aussi d'augmenter d'autant plus sa pression intra-abdominale. De façon analogue au bracing, la ceinture est utilisée principalement pour réduire le risque de blessure, mais aussi pour augmenter la performance ([Finnie et al., 2003](#)). En effet, l'utilisation d'une ceinture de force semble extrêmement majoritaire en compétition en force athlétique (observation personnelle). Pour autant, la littérature ne semble pas aller dans le sens d'une prévention de blessures ni dans un contexte d'entraînement ([Finnie et al., 2003](#)) ni dans un contexte de port de charges durant une activité professionnelle ([Majkowski et al., 1998](#); [Myung et al., 2018](#)). À noter que le matériel utilisé dans un contexte professionnel est un dispositif médical, éloigné des ceintures de force. Ce dispositif est plus fin et plus élastique. Finalement, les ceintures utilisées en force athlétique possèdent un coût non négligeable, ce qui soulève alors la question de la pertinence du port d'une ceinture de force pour améliorer la performance.

2.5.3 Effet sur les facteurs de la performance

La ceinture de force couplée au bracing pourrait avoir un impact sur les facteurs de la performance au soulevé de terre. On peut supposer un effet sur les composantes biomécaniques, notamment par une augmentation de la stabilité de la colonne vertébrale via une augmentation de la pression intra-abdominale ([Harman et al., 1989](#)) et par une réduction des contraintes sur la colonne vertébrale ([Kingma et al., 2006](#); [Lander et al., 1990](#)). Le port de la ceinture permettrait donc une optimisation de la transmission des forces et alors une amélioration de la performance.

On pourrait aussi penser que la ceinture de force améliore la performance grâce à des effets contextuels. Les pratiquants évoquent en effet une sensation de confort (Finnie et al., 2003). Ils mentionnent également une réduction de la perception de l'effort avec ceinture (Fong et al., 2022) qui pourrait être, par exemple, due à un effet placebo ou à un autre effet non identifié, mais aussi à une diminution de la force relative utilisée dans le cas où le port de la ceinture augmenterait la charge maximale (1RM). Également, l'usage de la ceinture dans un but de prévenir des blessures (Finnie et al., 2003) laisse supposer un effet nocebo chez des pratiquants expérimentés, dans la situation où ils devraient performer sans ceinture. Même si cela semble cohérent, on a pu voir que la littérature est prudente au sujet de la présence d'un effet contextuel ou au moins psychologique sur la production de force d'un point de vue aigu (Swafford et al., 2019; Van Every et al., 2022; Vigotsky et al., 2019).

Enfin, d'un point de vue neuromusculaire, on pourrait s'attendre à une diminution de l'activité EMG relative des muscles moteurs pour une même charge avec ceinture. Pour autant, Escamilla et al. (2002) et Zink et al. (2001) ne retrouvent pas de diminution de l'activité EMG relative des muscles moteurs ni au soulevé de terre ni au squat. Le manque de données dans la littérature ne permet pas de conclure avec certitude. En revanche, on peut noter que si la ceinture augmente la production de force par une action sur n'importe quel facteur (facteurs biomécaniques et/ou psychologiques et/ou neuromusculaires), alors une baisse d'activité EMG relative sera forcément observée pour une charge donnée, du fait de cette simple augmentation de la production de force. C'est pour cela qu'une baisse de l'activité EMG pour une production de force donnée ne reflèterait pas forcément un effet des facteurs neuromusculaires.

2.5.4 Effet sur la production de force

Pour autant, alors qu'on pourrait s'attendre à une augmentation de la production de force avec ceinture par rapport à sans, ce n'est pas un résultat consensuel dans la littérature. Certains articles indiquent une augmentation de la vitesse du mouvement avec ceinture pour une même charge au squat (Zink et al., 2001) et au soulevé de terre (Fong et al., 2022). Cependant, certaines incohérences au niveau des données de la population de ce dernier article peuvent mettre en doute les conclusions (i.e. 1RM moyen à 76kg pour des sujets masculins entraînés ; écart-type associé à 0). A l'inverse, Harman et al. (1989) n'observent pas de différence dans la force produite au soulevé de terre. Il est important de noter que très peu d'études à notre connaissance se sont intéressées à l'impact de la ceinture sur la production de force, quel que soit le mouvement.

De plus, les études sur la ceinture s'éloignent toutes fortement de la réalité du terrain : par le matériel (ceintures en tissu, ou peu épaisses (Fong et al., 2022; Harman et al., 1989)), les participants (peu entraînés et pas spécifiquement au mouvement de soulevé de terre comme on pourrait le retrouver en force athlétique ou en strongman (Escamilla et al., 2002; Harman et al., 1989)) et par la tâche (intensités trop faibles (Escamilla et al., 2002; Fong et al., 2022)). Ainsi, si on n'observe pas d'effet sur l'activation EMG ou sur la performance avec une ceinture en tissu, lors d'une tâche à 80% de la 1RM chez des athlètes peu entraînés, la question est

toujours ouverte avec une ceinture rigide de 10 à 13 mm comme utilisée en compétition, chez des athlètes entraînés, à une intensité proche de la 1RM. Enfin, les études qui se sont intéressées à la force produite ont observé la force durant tout le mouvement ([Harman et al., 1989](#); [Lander et al., 1990](#)). Cette méthodologie diminue la probabilité d'observer une variation de la 1RM avec une ceinture, puisque la force produite sera toujours à peu près égale au poids de la barre (légèrement supérieure).

3 Problématique, objectifs et hypothèses

3.1 Problématique

La revue de la littérature ne confirme pas l'utilité des ceintures de force dans un objectif de performance, surtout pour les charges maximales. Cependant, les études montrent des limites. Ainsi, l'absence d'effet n'a pas formellement été démontrée non plus. Ces observations suggèrent que de nombreux pratiquants récréatifs comme expérimentés peuvent être mal informés sur les avantages – ou l'absence d'avantage – de leur utilisation. Notre mémoire vise à identifier si la ceinture de force permet une augmentation de la production de force au soulevé de terre lors de la position de départ. Ainsi, on va se demander si le port d'une ceinture de force permet une augmentation de la performance au soulevé de terre chez des sujets entraînés en force athlétique. Si on observe une augmentation de la performance avec ceinture, nous chercherons à savoir si cette amélioration est due à un effet spécifique et/ou à un effet contextuel.

3.2 Objectifs

Notre objectif est de savoir si le port d'une ceinture de force au soulevé de terre chez des sujets entraînés en force athlétique permet une augmentation de la performance ou non.

Dans ce mémoire, nous étudierons, à travers une tâche d'isométrie maximale, l'effet du port d'une ceinture de force sur la contraction maximale volontaire lors de la position de départ au soulevé de terre. Si effet il y a, nous distinguerons s'il s'agit d'un effet spécifique et/ou d'un effet contextuel. Pour cela, nous observerons les facteurs biomécaniques de la performance, notamment la déformation de la colonne vertébrale.

Nos résultats pourraient avoir des applications concrètes dans la pratique de la force athlétique mais aussi en préparation physique, en musculation, voire dans le domaine du sport santé. Premièrement, si le port de la ceinture permet une augmentation de la performance chez des sujets entraînés, sachant que la littérature actuelle ne montre pas d'effet chez des sujets peu ou non entraînés, alors on peut supposer un effet de l'apprentissage. Cela aurait un impact direct sur les méthodes d'entraînement. Les pratiquants devraient alors s'entraîner à utiliser la ceinture, de la même manière qu'ils s'entraînent sur les exercices spécifiques. Deuxièmement, dans le cas où une amélioration de la performance avec ceinture est confirmée, cela soulèverait de nouvelles questions sur la manière d'optimiser son utilisation.

3.3 Hypothèses

Nous supposons que le port de la ceinture de force permet une augmentation de la production de force au soulevé de terre chez des sujets entraînés. Sur la base des questionnements précédents et de la littérature, nous supposons que cette augmentation sera le résultat : d'une part, d'un effet contextuel et, d'autre part, d'une stabilisation accrue de la colonne vertébrale. Nous aurons donc trois modalités, dont deux de contrôle (sans ceinture, ceinture desserrée, ceinture serrée). Ainsi, nous nous attendons à une augmentation de la production de force dans les conditions avec ceintures par rapport à la condition sans ceinture. Nous supposons que cette augmentation de la performance sera d'autant plus importante dans la condition ceinture serrée que dans la condition ceinture desserrée. Ces résultats s'expliqueraient par un effet contextuel dans les deux cas et par un effet spécifique supplémentaire dû à l'augmentation de la pression intra-abdominale dans la condition ceinture serrée.

4 Matériel et Méthodes

4.1 Population

Nous avons utilisé un design en crossover avec trois conditions expérimentales (3x6x3). Nous avons recruté 5 hommes (taille = 177.6 ± 5.0 cm, poids = 87.3 ± 7.9 kg) majeurs (age = 26.8 ± 5.0 ans) et entraînés en force athlétique (1RM déclaré = 231.0 ± 35.0 kg) dans les différentes salles de sport rennaises.

Le recrutement s'est déroulé entre janvier 2025 et mars 2025. Un total de 21 individus a été initialement contacté via les réseaux sociaux et la distribution de flyers, pour un taux de participation final de 5 sujets (24 %) en fonction des critères d'inclusion et des disponibilités des sujets.

Tous les critères d'inclusion et d'exclusion sont présentés dans la table 4.1. À noter que les participants avec un 1RM au soulevé de terre supérieur à 340 kg ont été exclus, conformément aux limitations de l'équipement (voir section 4.4).

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none">— Être majeur— Être licencié FFForce pour l'année en cours OU avoir déjà réalisé une compétition dans une fédération affiliée IPF— Posséder une ceinture homologuée IPF et s'entraîner avec— Absence de blessures récentes ou actuelles	<ul style="list-style-type: none">— Ne pas être au cran le moins serré de la ceinture— Ne pas avoir un 1RM au deadlift > 340kg— S'entraîner à la période des expérimentations

TABLE 4.1 – Critères d'inclusion et d'exclusion

4.2 Protocole

Les trois conditions expérimentales sont :

- Sans ceinture, No Belt (NB)
- Ceinture desserrée, Loose Belt (LB)

— Ceinture serrée, With Belt (WB)

Le choix de la séquence s’est effectué parmi les séquences ci-dessous (cf. table 4.2). La condition sans ceinture (NB) sert de contrôle pour évaluer la performance de base sans influence d’un équipement, tandis que la condition avec ceinture serrée (WB) permet d’observer l’effet potentiel d’une augmentation de la pression intra-abdominale sur la performance. Enfin, la condition avec ceinture desserrée (LB) permet de distinguer un effet contextuel d’un effet spécifique supplémentaire. En effet, dans cette condition, l’athlète porte une ceinture – donc les effets contextuels sont présents – mais l’augmentation de la pression intra-abdominale est fortement limitée.

	Essai 1	Essai 2	Essai 3
Séquence WB ; LB ; NB	WB	LB	NB
Séquence WB ; NB ; LB	WB	NB	LB
Séquence LB ; NB ; WB	LB	NB	WB
Séquence LB ; WB ; NB	LB	WB	NB
Séquence NB ; WB ; LB	NB	WB	LB
Séquence NB ; LB ; WB	NB	LB	WB

TABLE 4.2 – Design en crossover 3x6x3 : séquences possibles

Après un échauffement non standardisé et la pose des marqueurs, chaque participant a réalisé un essai unique dans chacune des trois conditions, selon un ordre pseudo-aléatoire et contrebalancé (Lim and In, 2021). L’échauffement non standardisé a été choisi afin de permettre à chaque athlète de reproduire ses routines personnelles, garantissant des conditions proches de celles rencontrées en compétition. Une analyse pilote a révélé une faible variabilité inter-essais ($< 3kg$), justifiant le choix de ne réaliser qu’un seul essai par condition afin de limiter l’effet de la fatigue. Une période de washout correspondant à un temps de repos de 10 minutes, a été appliquée entre chaque essai sur la base des recommandations de l’American College of Sports Medicine (ACSM, 2009) et du temps de repos généralement alloué en compétition officielle.

Les expérimentations ont été réalisées en accord avec la déclaration d’Helsinki (1964, révisée en 2001). Les mesures ont été réalisées dans le gymnase du laboratoire Mouvement Sport et Santé à Bruz.

4.3 Tâche

La tâche réalisée est une contraction musculaire isométrique maximale en position de départ du soulevé de terre, jusqu’à ce que la force atteigne un plateau visuel ou qu’elle diminue ou que le tirage ait duré plus de 10 secondes pour des raisons de sécurité.

Le sujet était invité une minute avant la fin du temps de récupération à se positionner au niveau de la barre. La capture était alors lancée. Lors de la phase de capture, au début de chaque enregistrement, le sujet a pu réaliser une T-pose pour faciliter la labellisation.

Ensuite, le sujet était averti qu’il pouvait commencer à tirer. Il avait alors une minute pour se positionner. La fin du tirage était marquée par l’ordre verbal ‘Down!’. Un pareur était

positionné derrière le sujet pour des mesures de sécurités notamment liées aux syncopes. Enfin, après la phase de tirage, le sujet restait immobile sur la plateforme de force quelques secondes pour enregistrer son poids avec équipement.

4.4 Matériel

Nous avons utilisé pour récolter les données un système de capture du mouvement Qualisys ainsi qu'une plateforme de force.

Qualisys est un système optique de capture de mouvement composé d'un ensemble de caméras optoélectroniques. Nous avons utilisé pour ce mémoire 23 caméras Oqus 700+ ainsi que le logiciel de capture et de traitement des trajectoires Qualisys Track Manager (QTM) [version 2024.2 (build 13637)] ([Senior, 2004](#)). La fréquence d'échantillonnage des caméras était de 100 Hz et la tolérance des marqueurs visibles adaptée à chaque caméra. La profondeur de champ était celle par défaut. Le repère était défini par la mire (cf. [Annexe C](#)) posée telle que l'axe y corresponde à l'axe de la barre et l'axe z à la hauteur. L'axe x correspondait alors au troisième axe, sachant que le repère est orthonormé. La baguette utilisée pour la calibration mesurait 300.9mm. La marge d'erreur retournée était de 0.32 mm.

Nous avons équipé les sujets en marqueurs tels que décrit par le marker set (cf. [Annexe D](#)). Il s'agissait de marqueurs passifs de 10mm. Les marqueurs ont été définis afin de déterminer l'angle α de flexion de la colonne vertébrale. Des marqueurs supplémentaires ont été placés dans le but d'éventuelles analyses complémentaires qui n'ont pas été exploitées.

Nous avons également utilisé une plateforme de force AMTI Gen 5 BMS6001200. La fréquence d'échantillonnage est de 100 Hz. L'écart-type de la mesure est de $\pm 0.2\%$ de la force appliquée ([AMTI, 2025](#)). La tare était réalisée avant chaque passage. La barre de marque Rogue était chargée à 240kg avec des poids Fit and Rack et Rogue et était placée de sorte à ce que les sécurités du rack (Rogue Monster Lite pesant 100kg) bloquent tout mouvement, comme montré par la figure 4.1 . De plus, 110kg de poids Fit and Rack et Rogue supplémentaires ont été disposés de part et d'autre du rack. Le système pesait ainsi 470g. Alors, la force mesurée par la plateforme correspondait à la force de réaction du sol (poids de l'athlète + réaction de la force produite sur la barre).

Les ceintures utilisées étaient les ceintures personnelles des sujets. Elles étaient toutes homologuées IPF ([Smith, 2023](#)) et d'épaisseur 13mm (n=4) ou 10mm (n=1). Tous les sujets ont porté des vêtements ajustés pour favoriser la détection des marqueurs (singlet, short moulant, legging, brassière...).

4.5 Analyse des données

Nous avons labellisé les données suivant les noms décrits par le marker set (cf. [Annexe D](#)). Nous avons vérifié que tous les marqueurs d'intérêt soient représentés et avons interpolé les trajectoires si nécessaire (relationnel).



FIGURE 4.1 – Configuration expérimentale pour la réalisation de la tâche d’isométrie maximale

Nous avons par la suite exporté les données labellisées et interpolées au format C3D pour les importer sur python via le package pyomeca ([Martinez et al., 2020](#)). Pour diminuer le bruit et notamment pouvoir dériver les positions articulaires, nous avons appliqué un filtre passe-bas de Butterworth d’ordre deux avec une fréquence de coupure fixée à 10 Hz, puisque nous nous intéressons à un mouvement humain. Les positions des marqueurs ont été utilisées pour estimer les positions articulaires, suivant la méthode décrite dans l’[Annexe E](#).

La force a pu être obtenue en soustrayant le poids de l’athlète, défini par la force moyenne de la dernière seconde de l’enregistrement. Nous avons lissé la force au cours du temps en appliquant une moyenne glissante sur une fenêtre temporelle de 0.3 seconde. L’exécution du mouvement a alors pu être tronquée avec comme bornes les deux instants correspondant aux deux plus grands pics de la dérivée seconde de la force, après y avoir appliqué un filtre passe-bas de Butterworth d’ordre 4 avec une fréquence de coupure fixée à 10 Hz ([Virtanen et al., 2020](#)).

L’amplitude de l’angle de la colonne vertébrale a pu être calculée comme la différence entre la valeur maximale et la valeur minimale de l’angle de la colonne lors du tirage. L’angle de la colonne vertébrale a été calculé en fonction de la position des marqueurs C7, T8 et JLS (voir [fig 4.2](#)) selon l’équation suivante :

$$\alpha = \arccos \left(\frac{\vec{V}_{T8-C7} \cdot \vec{V}_{T8-JLS}}{\|\vec{V}_{T8-C7}\| \cdot \|\vec{V}_{T8-JLS}\|} \right) \quad (4.1)$$

Avec \vec{V}_{T8-C7} le vecteur reliant les vertèbres T8 à C7 et \vec{V}_{T8-JLS} le vecteur reliant la vertèbre T8 à la jonction lombosacrée (JLS).

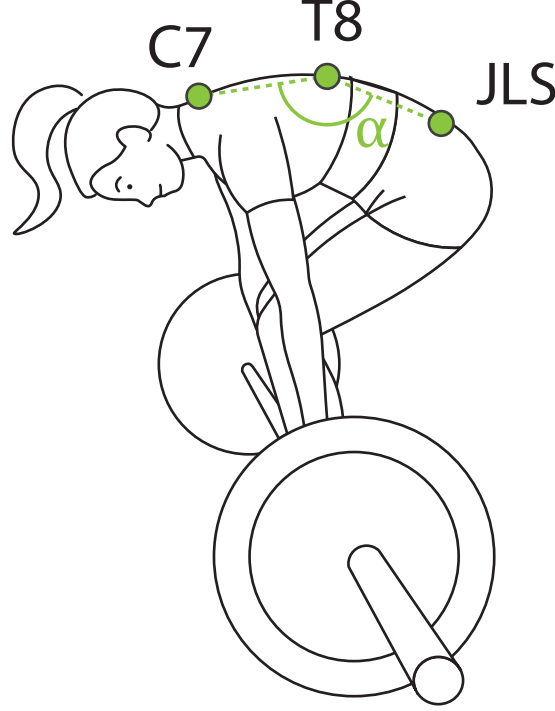


FIGURE 4.2 – Schématisation du positionnement des marqueurs pour le calcul de l'angle de la colonne vertébrale α . C7 correspond à la 7e vertèbre cervicale (proéminente), T8 correspond à la 8e vertèbre thoracique, JLS correspond à la jonction lombo-sacrée.

Les données brutes et le code utilisé pour le traitement et l'analyse des données sont disponibles en open-source à l'adresse suivante : https://github.com/rmartinie/1A_memoire_SVS.

4.6 Analyse statistique

Une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées a été réalisée pour comparer les effets des trois conditions expérimentales (WB, LB, NB) sur les variables dépendantes : la force maximale produite (Fmax) et l'amplitude de flexion de l'angle de la colonne vertébrale (Δ Flex).

La normalité des données a pu être vérifiée pour chaque condition par variable dépendante à l'aide du test de Shapiro-Wilk (Shapiro and Wilk, 1965) et par analyse graphique. La sphéricité a été testée avec le test de Mauchly. Elle a été confirmée pour Fmax, tandis qu'une violation a été observée pour Δ Flex, nécessitant l'application de la correction de Greenhouse-Geisser.

Les analyses statistiques ont été réalisées sous R (R Core Team, 2024) à l'aide du logiciel RStudio [version 2024.12.0 (Build 467)] (Posit team, 2024), avec un risque alpha fixé à .05.

5 Résultats

Les résultats montrent qu'en moyenne, la force maximale (F_{\max}) est légèrement plus élevée pour la condition WB (1945.12 ± 235.70 N) par rapport aux conditions LB (1916.95 ± 332.54 N) et NB (1836.33 ± 278.13 N). Concernant l'amplitude de flexion de la colonne ($\Delta Flex$), la condition NB se distingue par une valeur négative ($-5.37 \pm 13.89^\circ$), indiquant une flexion de la colonne, tandis que les conditions LB ($3.28 \pm 12.46^\circ$) et WB ($1.96 \pm 10.91^\circ$) montrent une tendance à l'extension.

Cependant, les analyses de variance (ANOVA) à mesures répétées n'ont mis en évidence aucune différence significative ni pour F_{\max} ($F(2, 8) = 2.49$, $p = .145$, $\eta^2 = .383$), ni pour $\Delta Flex$ ($F(1.03, 4.1) = 2.26$, $p = .206$, $\eta^2 = .361$) entre les différentes conditions expérimentales (voir figure 5.1).

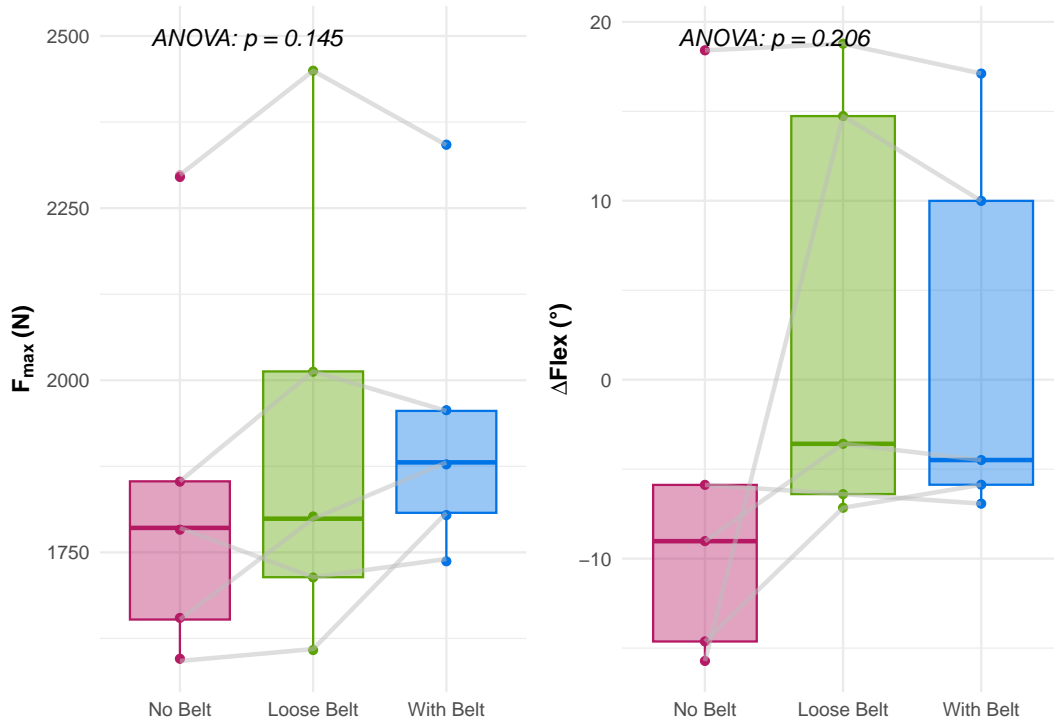


FIGURE 5.1 – Représentation graphique de la force maximale (F_{\max} , en Newton) et de l'amplitude de flexion de la colonne ($\Delta Flex$, en degrés) pour les trois conditions expérimentales (NB, LB, WB). Les boîtes à moustaches illustrent la médiane, l'intervalle interquartile et l'étendue des données. Les résultats des analyses de variance (ANOVA) sont indiqués pour chaque variable, montrant l'absence de différence significative entre les conditions ($p = .145$ pour F_{\max} et $p = .206$ pour $\Delta Flex$).

6 Discussion

L'objectif de ce mémoire était de savoir si le port d'une ceinture de force au soulevé de terre dans des conditions proches de la force athlétique permettait une augmentation de la performance ou non chez des sujets entraînés. Plus précisément, nous avons cherché à déterminer si une éventuelle augmentation de la force produite lors d'une tâche d'isométrie maximale en position de départ s'accompagnait d'une réduction de l'amplitude de flexion de la colonne, ce qui pourrait indiquer une meilleure transmission des forces et une stabilisation accrue du tronc, ou si elle ne résulterait que d'un effet placebo ou d'une combinaison des deux.

Les résultats des ANOVA à mesures répétées n'ont montré aucune différence significative ni sur la force maximale produite ($p = .145$) ni sur l'amplitude de flexion de colonne ($p = .206$) en fonction des conditions expérimentales (NB, LB, WB). Néanmoins, l'expérimentation a été conduite auprès d'un nombre de participants réduit ($n=5$). Toujours est il, ces résultats ne permettent pas de conclure quant à l'effet du port de la ceinture sur la performance et la cinématique articulaire au soulevé de terre, ce qui paraît cohérent avec la littérature existante qui reste controversée ([Zink et al., 2001](#); [Fong et al., 2022](#); [Harman et al., 1989](#); [Escamilla et al., 2002](#)).

6.1 Force Maximale

Toutefois, il est important de noter que l'expérimentation a été menée dans des conditions proches de celles de compétition malgré une tâche centrée sur la position de départ. Les participants étaient des athlètes entraînés en force athlétique, avec une force produite moyenne de 1899 ± 268 N contre 1403 ± 265 N ([Harman et al., 1989](#)) et 1207 ± 182 N ([Escamilla et al., 2002](#)) dans la littérature. Il leur était demandé une tâche de force maximale, les temps de récupération étaient du même ordre de grandeur que ceux alloués dans la discipline et les ceintures utilisées étaient en cuir, épaisses (10 à 13mm) et homologuées IPF (contre 6 à 10 mm ([Harman et al., 1989](#); [Escamilla et al., 2002](#); [Zink et al., 2001](#)) quand les ceintures étaient en cuir dans la littérature, sinon en tissu ([Fong et al., 2022](#))). De plus, malgré l'absence de significativité statistique, une tendance semble émerger, avec un gain moyen de force de 80.62 N (4.23 %) entre les conditions sans ceinture (NB) et avec ceinture desserrée (LB) et de 28.17 N (2.23 %) supplémentaires entre les conditions LB et avec ceinture serrée (WB). Cette observation suggère qu'un effet pourrait exister, mais cela nécessiterait un nombre de participants accru pour l'observer. La présence d'une tendance chez une population experte, malgré le faible nombre de

sujets, soulève la question d'un possible effet de l'apprentissage.

6.2 Amplitude de flexion de la colonne vertébrale

De plus, une tendance semble émerger pour la flexion de la colonne au cours du mouvement (ΔFlex) avec une diminution de la flexion moyenne de 7.33° entre les conditions NB et WB. Cela soulève alors une question : si un effet était observé, l'augmentation de la pression intra-abdominale (IAP) liée au port de la ceinture diminuerait-elle la flexion en stabilisant la colonne, ou au contraire favorise-t-elle une extension lombaire comme suggéré par [Daggfeldt and Thorstensson \(1997\)](#) ? On pourrait donc s'attendre à observer une augmentation de ΔFlex , traduisant une diminution de la flexion, puisque les valeurs négatives de ΔFlex indiquent une flexion. À l'inverse, si la ceinture agit principalement comme un stabilisateur, elle pourrait limiter les mouvements de flexion et d'extension, conduisant à une valeur de ΔFlex qui tendrait vers zéro.

Ainsi, on peut questionner les mécanismes qui sous-tendraient une amélioration de la performance du fait du port d'une ceinture de force. Les tendances concomitantes d'augmentation de F_{max} et de diminution de ΔFlex suggèrent que la ceinture pourrait permettre une meilleure performance via une diminution des déperditions des forces plus que via un effet placebo ce qui est en accord avec la littérature (voir section [2.5.3](#)) bien qu'il faille être prudent à ce sujet. Pour autant, cette stabilisation accrue au cours du mouvement soulève de nouvelles perspectives : s'explique-t-elle par un effet passif, d'une augmentation de l'IAP lié au simple port de la ceinture ? Dans ce cas-là, on pourrait s'attendre à une relation dose-réponse en fonction du cran de serrage. Alors, cet effet du serrage de la ceinture serait bénéfique à la performance jusqu'à un certain point potentiellement propre à chaque athlète qui ne lui permettrait plus de réaliser son tirage comme il en a l'habitude (difficulté à maintenir sa position, inconfort). Ou alors s'agit-il d'un effet lié à un meilleur gainage actif du pratiquant via, par exemple, un feedback proprioceptif permis par la sensation du port de la ceinture ? Cela favoriserait l'hypothèse d'un effet de l'apprentissage et impliquerait la présence d'optimum de serrage individuel pour la performance et la stabilité de la colonne.

6.3 Limites et perspectives

Les résultats n'ont pas mis en évidence de différences significatives entre les conditions expérimentales. Toutefois, les tendances observées – une augmentation de F_{max} et une réduction de ΔFlex – soulèvent plusieurs pistes à explorer.

Tout d'abord, bien que les effets mesurés ne soient pas statistiquement significatifs et qu'il faille donc être prudent sur les tailles d'effet (F_{max} , $\eta^2 = .383$, ΔFlex , $\eta^2 = .361$), celles-ci suggèrent un nombre de sujets nécessaires plus important. Ainsi, une réplication avec au moins 8 sujets au vu de la taille d'effet ¹ permettrait d'augmenter la puissance statistique et de

1. Calcul via G*Power ([Faul et al., 2009](#))

confirmer ou d’infirmer ces tendances.

Alors, dans le cas où les tendances seraient infirmées, il serait intéressant de réaliser un protocole avec un soulevé de terre complet, plus représentatif des conditions réelles. Au regard de la littérature, comme la ceinture favorise l’IAP (Harman et al., 1989) et que l’IAP favorise la stabilité de la colonne vertébrale (Blazek et al., 2019; Shirley et al., 2003), il serait étonnant de ne pas observer d’effet avec un échantillon plus important, d’autant plus qu’un article récent observe un effet de la ceinture sur le 1RM au squat chez des sujets débutants (Enoki et al., 2024).

Dans l’hypothèse de la confirmation des tendances observées dans une étude incluant une validité écologique quant au matériel, aux temps de récupération, à l’intensité de la tâche et au niveau d’expertise des participants, mais avec un nombre de sujets plus grand, la question de l’effet de l’apprentissage mériterait d’être approfondie. La littérature n’a en effet à notre connaissance pas observé l’effet de la ceinture chez des sujets experts en force athlétique. Une étude longitudinale, analysant l’effet de la ceinture sur la performance sur plusieurs semaines, permettrait de mieux comprendre ce potentiel effet d’apprentissage.

Par ailleurs, si la tendance d’augmentation de la stabilité de la colonne était confirmée, il serait judicieux d’examiner si elle est la conséquence d’un effet passif (augmentation de l’IAP liée au seul port de la ceinture) ou d’un effet actif (augmentation de l’IAP liée à une coordination différente à cause d’un feedback proprioceptif). La mise en place d’un protocole incluant différentes intensités de serrage pourrait permettre de vérifier l’existence d’une relation dose-réponse et de conclure quant à la nature de l’effet de la ceinture sur la cinématique articulaire.

Enfin, ce mémoire n’a porté que sur des hommes et la tâche était imposée en soulevé de terre traditionnel pour des raisons matérielles. Alors, de futures recherches pourraient s’intéresser aux effets d’interactions entre la ceinture et le sexe ou le style de soulevé de terre (sumo vs traditionnel).

6.4 Implications pratiques

Bien que les résultats ne montrent pas de différences significatives, les tendances observées pourraient être prises en compte par les pratiquants de force athlétique et les entraîneurs. L’utilisation d’une ceinture, même desserrée, semble pouvoir améliorer la performance. En compétition, le moindre gain de force est important, puisque les incréments sont faibles : 2.5kg voire 0.5kg dans le cas d’une tentative de record. Une augmentation de la force produite moyenne de 108.79 ± 115.76 N n’est pas négligeable au regard de la taille des incréments. Alors il peut être pertinent pour les athlètes de s’entraîner et de réaliser leurs compétitions avec ceinture. L’effet potentiel de l’apprentissage invite à intégrer le port de la ceinture non pas uniquement sur des charges proches du 1RM ou en compétition, mais aussi à l’entraînement avec des charges plus légères. Par ailleurs, il peut être intéressant, au vu des tendances observées, d’essayer un serrage plus faible dans une logique d’individualisation car si un effet lié à l’apprentissage existait il pourrait être différencié pour chacun.

7 Conclusion

Ce mémoire visait à évaluer l'effet du port d'une ceinture de force sur la performance et la cinématique articulaire lors d'une tâche isométrique maximale en position de départ au soulevé de terre chez des athlètes entraînés en force athlétique. Malgré des tendances suggérant une légère augmentation de F_{\max} et une réduction de $\Delta Flex$ avec le port de la ceinture, les analyses statistiques n'ont pas révélé de différences significatives entre les conditions expérimentales (NB, LB, WB).

Ces résultats, bien que non significatifs, restent cohérents avec la littérature existante, qui ne parvient pas à établir un consensus clair sur l'efficacité de la ceinture de force. Les tendances observées pourraient néanmoins suggérer un effet spécifique modéré, nécessitant des investigations supplémentaires avec un échantillon plus large pour être confirmé. En l'attente d'un niveau de preuve plus important, ces observations pourraient inviter à une individualisation de l'utilisation de la ceinture notamment au niveau des préférences de l'athlète quant au serrage.

Pour conclure, ce mémoire souligne la nécessité de poursuivre les recherches sur le sujet avec un nombre de participants plus important et en explorant notamment les mécanismes (tant biomécaniques que psychologiques) sous-jacents de l'effet potentiel de la ceinture de force sur la performance.

Bibliographie

- Académie de Médecine (2019). Valsalva (manœuvre de). <https://www.academie-medecine.fr/le-dictionnaire/index.php?q=Valsalva%20%28manoeuvre%20de%29>.
- ACSM (2009). Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(3) :687.
- AMTI (2025). Bms6001200 biomechanics force plate. Consulté le 27 janvier 2025.
- Ariel, G. and Saville, W. (1972). Anabolic steroids : the physiological effects of placebos. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 4(2) :124.
- Blazek, D., Stastny, P., Maszczyk, A., Krawczyk, M., Matykiewicz, P., and Petr, M. (2019). Systematic review of intra-abdominal and intrathoracic pressures initiated by the Valsalva manoeuvre during high-intensity resistance exercises. *Biology of Sport*, 36(4) :373–386.
- Brown, E. W. and Abani, K. (1985). Kinematics and kinetics of the dead lift in adolescent power lifters. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(5) :554–566.
- Compton, D., Hill, P. M., and Sinclair, J. D. (1973). Weight-lifters’ blackout. *Lancet (London, England)*, 2(7840) :1234–1237.
- Daggfeldt, K. and Thorstensson, A. (1997). The role of intra-abdominal pressure in spinal unloading. *Journal of Biomechanics*, 30(11-12) :1149–1155.
- Dickerman, R. D., McConathy, W. J., Smith, G. H., East, J. W., and Rudder, L. (2000). Middle cerebral artery blood flow velocity in elite power athletes during maximal weight-lifting. *Neurological Research*, 22(4) :337–340.
- Edington, C., Greening, C., Kmet, N., Philipenko, N., Purves, L., Stevens, J., Lanovaz, J., and 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. Number : 3 Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
- Enoki, S., Shiba, J., Hakozaiki, T., and Kuzuhara, K. (2024). The effect of wearing a weight belt on one-repetition maximum for the parallel back squat and its relation to performance measures. *Isokinet. Exercise Sci.*, page 09593020241303231.
- Escamilla, R. F., Francisco, A. C., Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Welch, C. M., Kayes, A. V., Speer, K. P., and Andrews, J. R. (2000). A three-dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional style deadlifts. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(7) :1265–1275.
- Escamilla, R. F., Francisco, A. C., Kayes, A. V., Speer, K. P., and Moorman, C. T. (2002). An electromyographic analysis of sumo and conventional style deadlifts. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(4) :682–688.
- Faul, F., Erdfelder, E., Buchner, A., and Lang, A.-G. (2009). Statistical power analyses using g*power 3.1 : Tests for correlation and regression analyses. *Behavior Research Methods*, 41 :1149–1160.

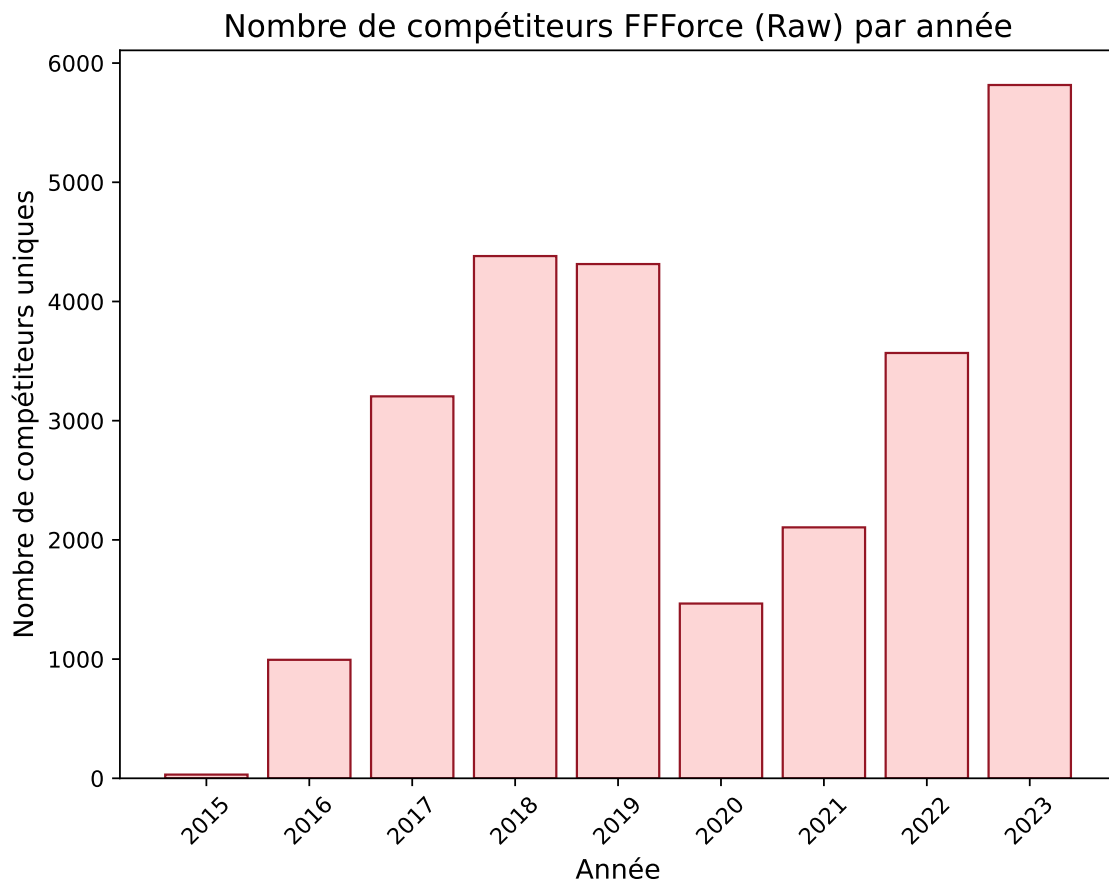
- Ferland, P.-M. and Comtois, A. S. (2019). Classic Powerlifting Performance : A Systematic Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33 Suppl 1 :S194–S201.
- FFForce (2024). La force athlétique. <https://www.fffforce.fr/fr/force-athletique-fffforce/presentation-force-athletique-developpe-couche.html>.
- Finnie, S. B., Wheeldon, T. J., Hensrud, D. D., Dahm, D. L., and Smith, J. (2003). Weight lifting belt use patterns among a population of health club members. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(3) :498–502.
- Fong, S. S. M., Chung, L. M. Y., Gao, Y., Lee, J. C. W., Chang, T. C., and Ma, A. W. W. (2022). The influence of weightlifting belts and wrist straps on deadlift kinematics, time to complete a deadlift and rating of perceived exertion in male recreational weightlifters : An observational study. *Medicine*, 101(7) :e28918.
- Hackett, D. A. and Chow, C.-M. (2013). The Valsalva maneuver : its effect on intra-abdominal pressure and safety issues during resistance exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(8) :2338–2345.
- Harman, E. A., Rosenstein, R. M., Frykman, P. N., and 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.
- Heidel, K. A., Novak, Z. J., and Dankel, S. J. (2022). Machines and free weight exercises : a systematic review and meta-analysis comparing changes in muscle size, strength, and power. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 62(8) :1061–1070.
- Hughes, L. O., Heber, M. E., Lahiri, A., Harries, M., and Raftery, E. B. (1989). Haemodynamic advantage of the Valsalva manoeuvre during heavy resistance training. *European Heart Journal*, 10(10) :896–902.
- IPF (2024a). IPF Technical Rules Book. https://www.powerlifting.sport/fileadmin/ipf/data/rules/technical-rules/english/IPF_Technical_Rules_Book_2024_24_Jan.pdf.
- IPF (2024b). World Games 2025. <https://www.powerlifting.sport/championships/world-games-2025>.
- IPF (2024c). World Open Classic Powerlifting Championships. <https://www.powerlifting.sport/championships/results/2024/world-open-classic-powerlifting-championships-2024>.
- Kawabata, M., Shima, N., and Nishizono, H. (2014). Regular change in spontaneous preparative behaviour on intra-abdominal pressure and breathing during dynamic lifting. *European Journal of Applied Physiology*, 114(11) :2233–2239.
- Kingma, I., Faber, G. S., Suwarganda, E. K., Bruijnen, T. B. M., Peters, R. J. A., and van Dieën, J. H. (2006). Effect of a stiff lifting belt on spine compression during lifting. *Spine*, 31(22) :E833–839.
- Lander, J. E., Simonton, R. L., and Giacobbe, J. K. (1990). The effectiveness of weight-belts during the squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(1) :117–126.
- Lepley, A. S. and Hatzel, B. M. (2010). Effects of weightlifting and breathing technique on blood pressure and heart rate. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(8) :2179–2183.
- Lim, C. Y. and In, J. (2021). Considerations for crossover design in clinical study. *Korean Journal of Anesthesiology*, 74(4) :293–299.
- Majkowski, G. R., Jovag, B. W., Taylor, B. T., Taylor, M. S., Allison, S. C., Stetts, D. M., and Clayton, R. L. (1998). The Effect of Back Belt Use on Isometric Lifting Force and Fatigue of the Lumbar Paraspinal Muscles. *Spine*, 23(19) :2104.

- Martinez, R., Michaud, B., and Begon, M. (2020). ‘pyomeca’ : An Open-Source Framework for Bio-mechanical Analysis. *Journal of Open Source Software*, 5(53) :2431. Publisher : The Open Journal.
- Martín-Fuentes, I., Oliva-Lozano, J. M., and Muyor, J. M. (2020). Electromyographic activity in deadlift exercise and its variants. A systematic review. *PloS One*, 15(2) :e0229507.
- Maughan, R. J., Watson, J. S., and Weir, J. (1983). Strength and cross-sectional area of human skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 338 :37–49.
- McCartney, N. (1999). Acute responses to resistance training and safety. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(1) :31–37.
- Myung, E., Neto, J. D., Murta, G. A., Vieira, A., Gomes de Lima, P. R., Lessa, L., and Bernardo, W. M. (2018). ANAMT Technical Guideline (DT 05) : prevention of occupational low back pain through back belts, lumbar support or braces. *Revista brasileira de medicina do trabalho : publicacao oficial da Associacao Nacional de Medicina do Trabalho-ANAMT*, 16(4) :524–531.
- Narloch, J. A. and Brandstater, M. E. (1995). Influence of breathing technique on arterial blood pressure during heavy weight lifting. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(5) :457–462.
- Posit team (2024). *RStudio : Integrated Development Environment for R*. Posit Software, PBC, Boston, MA.
- R Core Team (2024). *R : A Language and Environment for Statistical Computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria.
- Rodriguez-Perea, A., Reyes-Ferrada, W., Jerez-Mayorga, D., Ríos, L. C., Tillar, R. V. d., Ríos, I. C., and Martínez-García, D. (2023). Core training and performance : a systematic review with meta-analysis. *Biology of Sport*, 40(4) :975–992. Publisher : Termedia.
- Sale, D. G. (1988). Neural adaptation to resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(5 Suppl) :S135–145.
- Senior, D. (2004). Qualisys track manager : User manual. *Laboratory Memorandum*.
- Shapiro, S. S. and Wilk, M. B. (1965). An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika*, 52(3-4) :591–611.
- Sheikh, S. A., Untoo, R. A., Lone, I. A., and Shaheen, N. (2010). Maculopathy : a rare association of the Valsalva manoeuvre (Valsalva maculopathy). *BMJ case reports*, 2010 :bcr08.2008.0760.
- Shinkle, J., Nesser, T. W., Demchak, T. J., and McMannus, D. M. (2012). Effect of Core Strength on the Measure of Power in the Extremities. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(2) :373.
- Shirley, D., Hodges, P. W., Eriksson, A. E. M., and Gandevia, S. C. (2003). Spinal stiffness changes throughout the respiratory cycle. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 95(4) :1467–1475.
- Smith, J. (2023). Approved List - International Powerlifting Federation IPF. [Online; accessed 31. Mar. 2025], <https://www.powerlifting.sport/rules/codes/info/approved-list>.
- Stangl, S. and Whiteley, J. (2024). OpenPowerlifting. <https://gitlab.com/openpowerlifting/opl-data>.
- Swafford, A. P., Kwon, D. P., MacLennan, R. J., Fukuda, D. H., Stout, J. R., and Stock, M. S. (2019). No acute effects of placebo or open-label placebo treatments on strength, voluntary activation, and neuromuscular fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, 119(10) :2327–2338.

- Van Every, D. W., Coleman, M., Plotkin, D. L., Zambrano, H., Van Hooren, B., Larsen, S., Nuckols, G., Vigotsky, A. D., and Schoenfeld, B. J. (2022). Biomechanical, Anthropometric and Psychological Determinants of Barbell Bench Press Strength. *Sports (Basel, Switzerland)*, 10(12) :199.
- Vigotsky, A. D., Bryanton, M. A., Nuckols, G., Beardsley, C., Contreras, B., Evans, J., and Schoenfeld, B. J. (2019). Biomechanical, Anthropometric, and Psychological Determinants of Barbell Back Squat Strength. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33 Suppl 1 :S26–S35.
- Virtanen, P., Gommers, R., Oliphant, T. E., Haberland, M., Reddy, T., Cournapeau, D., Burovski, E., Peterson, P., Weckesser, W., Bright, J., van der Walt, S. J., Brett, M., Wilson, J., Millman, K. J., Mayorov, N., Nelson, A. R. J., Jones, E., Kern, R., Larson, E., Carey, C. J., Polat, I., Feng, Y., Moore, E. W., VanderPlas, J., Laxalde, D., Perktold, J., Cimrman, R., Henriksen, I., Quintero, E. A., Harris, C. R., Archibald, A. M., Ribeiro, A. H., Pedregosa, F., van Mulbregt, P., and SciPy 1.0 Contributors (2020). SciPy 1.0 : Fundamental Algorithms for Scientific Computing in Python. *Nature Methods*, 17 :261–272.
- Zink, A. J., Whiting, W. C., Vincent, W. J., and McLaine, A. J. (2001). The effects of a weight belt on trunk and leg muscle activity and joint kinematics during the squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15(2) :235–240.

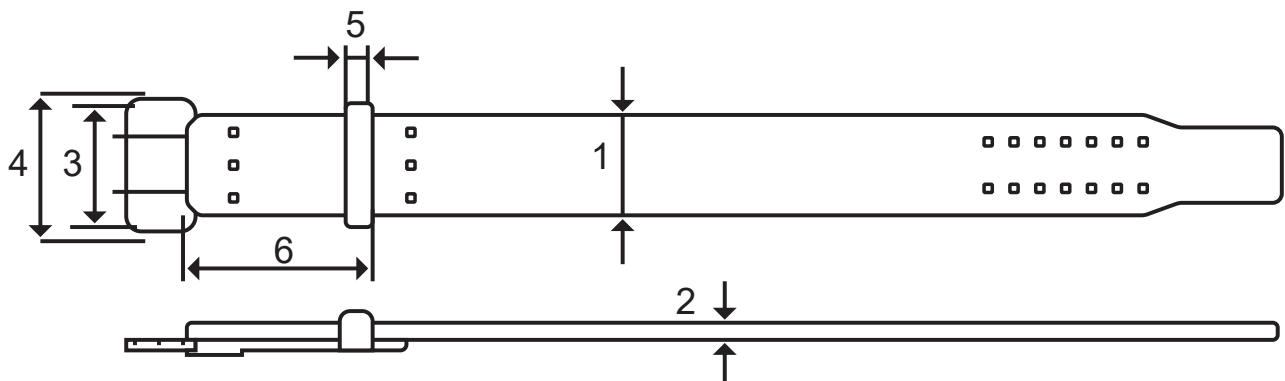
Annexes

Annexe A. Nombre de compétiteurs FFForce en Force Athlétique non-équipé par année



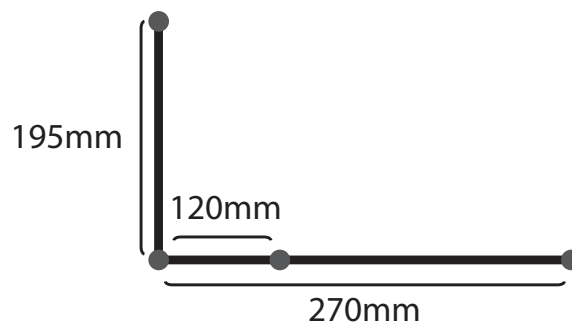
Données issues du projet OpenPowerlifting ([Stangl and Whiteley, 2024](#)) et traitées sur Python (3.11.7 | packaged by Anaconda, Inc. | (main, Dec 15 2023, 18 :05 :47))

Annexe B. Dimensions réglementaires d'une ceinture de force homologuée (IPF, 2024a, p. 17)



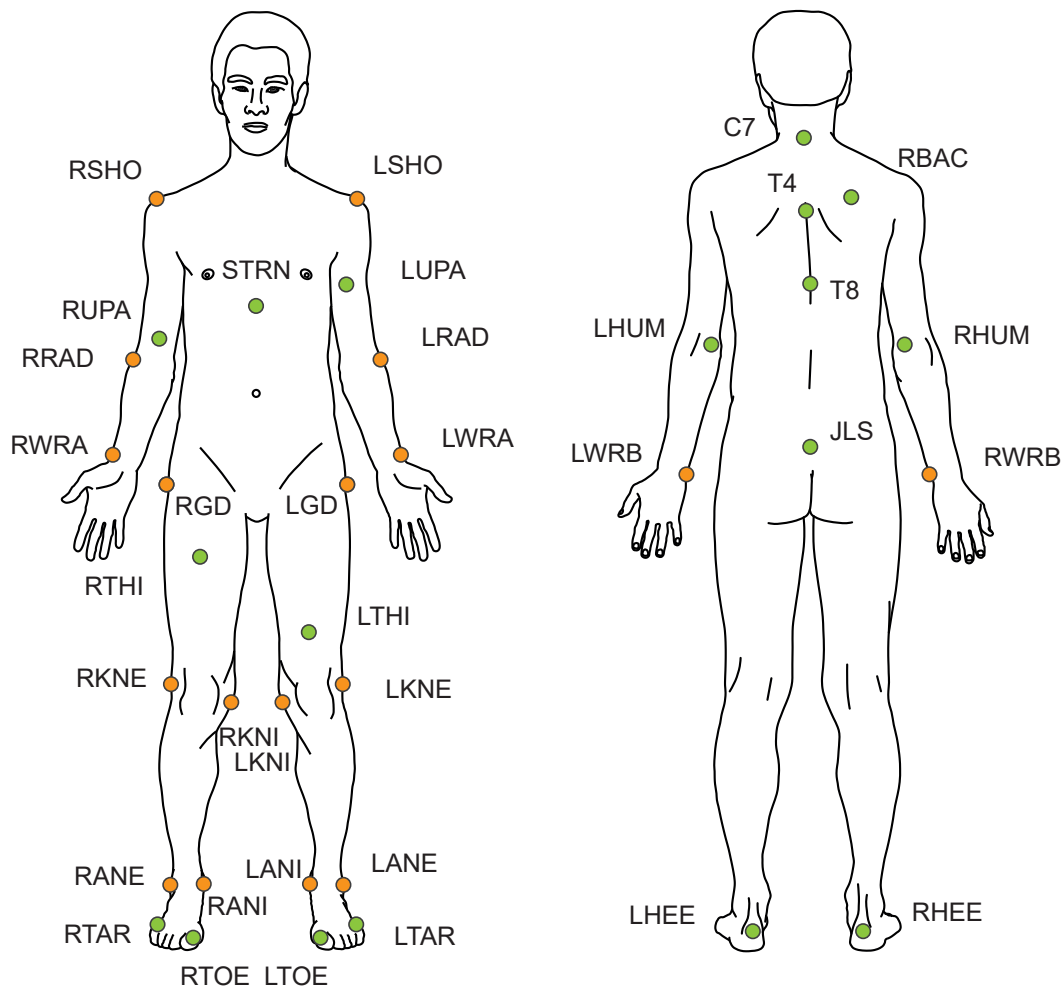
Dimensions : (1) Largeur maximale de la ceinture : 10 cm (2) Épaisseur maximale de la ceinture sur la longueur principale : 13 mm (3) Largeur intérieure maximale de la boucle : 11 cm (4) Largeur extérieure maximale de la boucle : 13 cm (5) Largeur maximale de la boucle de la languette : 5 cm (6) Distance maximale entre l'extrémité de la ceinture et l'extrémité interne de la boucle de la languette : 25 cm

Annexe C. Mire utilisée



Description des mesures de la mire utilisée pour définir les axes du repère lors de la calibration.

Annexe D. Markerset



RSHO : Acromion droit

LSHO : Acromion gauche

RBAC : Marqueur dissymétrique sur la scapula droite

STRN : Marqueur situé en dessous du processus xyphoïde

C7 : Septième vertèbre cervicale

T4 : Quatrième vertèbre thoracique

T8 : Huitième vertèbre thoracique

JLS : Jonction lombo-sacrée

RUPA : Marqueur dissymétrique sur le bras droit

LUPA : Marqueur dissymétrique sur le bras gauche

RRAD : Tête du radius droit

LRAD : Tête du radius gauche

RWRA : Processus styloïde du radius droit (côté pouce)

LWRA : Processus styloïde du radius gauche (côté pouce)

RWRB : Processus styloïde de l'ulna droit (côté auriculaire)

LRWB : Processus styloïde de l'ulna gauche (côté auriculaire)

RGD : Creux de la hanche droite

LGD : Creux de la hanche gauche

RTHI : Marqueur dissymétrique sur la cuisse droite

LTHI : Marqueur dissymétrique sur la cuisse gauche

RKNE : Condyle latéral du fémur droit

LKNE : Condyle latéral du fémur gauche

RKNI : Condyle médial du tibia droit

LKNI : Condyle médial du tibia gauche

RANE : Malléole externe droite

LANE : Malléole externe gauche

RANI : Malléole interne droite

LANI : Malléole interne gauche

RHEE : Tubérosité postérieure du calcaneus droit

LHEE : Tubérosité postérieure du calcaneus gauche

RTAR : Pliure du pied droit

LTAR : Pliure du pied gauche

Annexe E. Définition des centres articulaires et marqueurs associés

Les marqueurs ont été regroupés selon leur position anatomique pour définir les centres articulaires comme suit :

Hanche gauche (hip_l) : Position du marqueur LGD (marqueur situé sur le creux de la hanche gauche).

Hanche droite (hip_r) : Position du marqueur RGD (marqueur situé sur le creux de la hanche droite).

Partie inférieure du tronc (trunkBase) : Moyenne entre LGD (marqueur situé sur le creux de la hanche gauche) et RGD (marqueur situé sur le creux de la hanche droite).

Vertèbre T4 (T4) : Position du marqueur T4 (marqueur situé sur la quatrième vertèbre thoracique).

Vertèbre T8 (T8) : Position du marqueur T8 (marqueur situé sur la huitième vertèbre thoracique).

Vertèbre C7 (C7) : Position du marqueur C7 (marqueur situé sur la septième vertèbre cervicale).

Jonction thoraco-lombaire (JLS) : Position du marqueur JLS (marqueur situé sur la jonction lombo-sacrée).

Sternum (trunkMid) : Moyenne entre STRN (marqueur situé en dessous du processus xyphoïde) et T8 (marqueur situé au niveau de la vertèbre T8).

Genou droit (knee_r) : Moyenne entre RKNE (marqueur situé sur le condyle latéral du fémur droit) et RKNL (marqueur situé sur le condyle médial du tibia droit).

Genou gauche (knee_l) : Moyenne entre LKNE (marqueur situé sur le condyle latéral du fémur gauche) et LKNL (marqueur situé sur le condyle médial du tibia gauche).

Cheville droite (ankle_r) : Moyenne entre RANE (marqueur situé sur la malléole externe droite) et RANI (marqueur situé sur la malléole interne droite).

Cheville gauche (ankle_l) : Moyenne entre LANE (marqueur situé sur la malléole externe gauche) et LANI (marqueur situé sur la malléole interne gauche).

Épaule gauche (shoulder_l) : Position du marqueur LSHO (marqueur situé sur l'acromion gauche).

Épaule droite (shoulder_r) : Position du marqueur RSHO (marqueur situé sur l'acromion droit).

Coude droit (elbow_r) : Moyenne entre RRAD (marqueur situé sur la tête du radius droit) et RHUM (marqueur situé sur l'humérus droit).

Coude gauche (elbow_l) : Moyenne entre LRAD (marqueur situé sur la tête du radius gauche) et LHUM (marqueur situé sur l'humérus gauche).

Poignet droit (wrist_r) : Moyenne entre RWRB (marqueur situé sur le processus styloïde de l'ulna droit) et RWRA (marqueur situé sur le processus styloïde du radius droit, côté pouce).

Poignet gauche (wrist_l) : Moyenne entre LWRB (marqueur situé sur le processus styloïde de l'ulna gauche) et LWRA (marqueur situé sur le processus styloïde du radius gauche, côté pouce).

Pour chaque centre articulaire, les coordonnées $\vec{s}(x, y, z)$ ont été moyennées selon la formule suivante :

$$\vec{s}_{\text{centre articulaire}} = \frac{\sum_{i=1}^n \vec{s}_{\text{marqueur},i}}{n}$$

Avec n le nombre de marqueurs dans le groupe, \vec{s} le vecteur position

Effet du port de la Ceinture de Force sur la Performance au soulevé de terre chez des sujets entraînés en Force Athlétique

Présenté par : Romain MARTINIE, Léonine ROUANET

Sous la direction de : Germain FAITY (ENS, département 2SEP)

RÉSUMÉ

Objectif : Évaluer l'effet du port d'une ceinture de force homologuée IPF sur la production de force maximale et la cinématique articulaire du tronc lors d'une tâche isométrique en position de départ au soulevé de terre chez des athlètes entraînés en force athlétique.

Méthode : Cinq pratiquants masculins (26.8 ± 5.0 ans, $1RM = 231.0 \pm 35.0$ kg) ont réalisé des tirages maximaux isométriques en position initiale du soulevé de terre dans trois conditions randomisées : sans ceinture (NB), ceinture desserrée (LB) et ceinture serrée (WB). La force maximale produite (F_{max}) et la variation de l'angle de la colonne ($\Delta Flex$) ont été analysés via ANOVA à mesures répétées.

Résultats : Aucune différence significative n'a été observée ni pour F_{max} ($p = .145$), ni pour $\Delta Flex$ ($p = .206$). Une tendance non significative suggère un gain moyen de 4.23% (LB vs NB) et 2.23% (WB vs LB) pour F_{max} , et une réduction moyenne de 7.33° de la flexion du tronc (WB vs NB).

Discussion : Bien que non significatifs, ces résultats vont dans le sens d'une littérature controversée et soulèvent des questions sur les mécanismes d'action potentiels de la ceinture de force. Ces tendances justifient des recherches futures avec des échantillons plus larges.

Conclusion : L'absence d'effet significatif, possiblement liée à la taille réduite de l'échantillon, ne permet pas de conclure quant à un effet de la ceinture pour la performance et invite donc à individualiser son usage en pratique.

Mots-clefs : Ceinture de force ; Force maximale ; Cinématique du tronc ; Soulevé de terre ; Force athlétique

ABSTRACT

Objective : To evaluate the effect of wearing an IPF-approved lifting belt on maximal force production and trunk joint kinematics during an isometric task in the starting position of the deadlift in trained powerlifters.

Methods : Five male athletes (26.8 ± 5.0 years, $1RM = 231.0 \pm 35.0$ kg) performed maximal isometric pulls in the initial deadlift position under three randomized conditions : without belt (NB), with a loosened belt (LB), and with a normal tight belt (WB). Maximal force produced (F_{max}) and change in spinal angle ($\Delta Flex$) were analyzed using repeated measures ANOVA.

Results : No significant differences were found for either F_{max} ($p = .145$) or $\Delta Flex$ ($p = .206$). A non-significant trend suggested an average increase of 4.23% in F_{max} (LB vs. NB) and 2.23% (WB vs. LB), accompanied by an average reduction of 7.33° in trunk flexion (WB vs. NB).

Discussion : Although not statistically significant, these findings align with a controversial body of literature and raise questions about the potential mechanisms of action of lifting belts. The observed trends warrant further investigation with larger sample sizes.

Conclusion : The lack of significant effects, possibly due to the small sample size, does not support any effect of belt use on performance, suggesting instead that its application should be individualized in practice.

Keywords : Lifting belt ; Maximal force ; Trunk kinematics ; Deadlift ; Powerlifting