

## Table des matières

Résumé.....	3
1 Introduction .....	4
1.1 Biomécanique des sauts .....	4
1.2 Les sauts en sciences du mouvement .....	6
1.3 Capture de mouvement.....	8
1.4 Modélisation et OpenSim.....	9
1.5 Objectifs du travail.....	11
2 Méthode.....	13
2.1 Sujets .....	13
2.2 Matériel et setup .....	13
2.3 Protocole expérimental.....	15
2.4 Analyse.....	18
2.5 Statistiques .....	27
3 Résultats .....	29
4 Discussion .....	38
4.1 Discussion des résultats.....	38
4.2 Limitations .....	43
5 Conclusion.....	44
Bibliographie .....	45
Annexe .....	50
Remerciements .....	51

## Résumé

Les sauts à pieds joints jouent un rôle essentiel dans le domaine du sport et ont été maintes fois étudiés à l'aide de diverses méthodes (plateformes de force, système de capture de mouvement, électromyographie). Cependant, grâce à OpenSim (programme de simulation biomécanique), il est aujourd'hui possible de simuler les mouvements du corps humain et d'en analyser les aspects biomécaniques. Ainsi, nous avons décidé d'utiliser OpenSim pour simuler des Counter-movement Jump (CMJ) et des Drop Jump (DJ) avec (a) et sans l'aide (n) des bras pour déterminer quelles étaient les différences entre ces sauts au niveau biomécanique et au niveau de la performance (hauteur de saut (h)). Au total, 6 sujets masculins étudiants en sport ont participé à cette étude. Chaque sujet devait effectuer un total de 12 sauts, soit 3 sauts de chaque type et des données concernant la cinétique (plateformes de force) et la cinématique (système de capture de mouvement) ont été enregistrées. Ces données ont été traitées puis importées dans OpenSim où diverses variables biomécaniques ont été calculées. Pour évaluer les différences entre les sauts, les paramètres suivants ont été choisis: h, force de réaction au sol maximale lors de la prise d'élan (FRmax), angles articulaires au moment de la force de réaction au sol maximale et la force musculaire maximale lors de la prise d'élan. Ainsi, les CMJa allaient plus haut que les CMJn ( $0.55 \pm 0.04$  m vs.  $0.42 \pm 0.03$  m,  $p < 0.001$ ), idem pour les DJ ( $0.54 \pm 0.08$  m vs.  $0.39 \pm 0.03$  m,  $p < 0.001$ ). La FRmax était plus forte pour les DJ que pour les CMJ ( $25.81 \pm 9.06$  N/kg vs.  $12.24 \pm 1.16$  N/kg,  $p = 0.014$ ), la flexion de la hanche plus grande pour les CMJn par rapport aux DJn ( $70.50 \pm 15.00^\circ$  vs.  $37.18 \pm 11.11^\circ$ ,  $p = 0.001$ ). Concernant le genou, la flexion articulaire était plus grande pour les CMJn que pour les CMJa et les DJn ( $-92.32 \pm 8.34^\circ$  vs.  $-55.47 \pm 10.41^\circ$ ,  $p < 0.001$  et  $-92.32 \pm 8.34^\circ$  vs.  $-58.30 \pm 13.32^\circ$ ,  $p < 0.001$ ). Quant à la cheville, une plus grande flexion a été observée pour les CMJn par rapport aux DJn ( $24.73 \pm 5.56^\circ$  vs.  $6.60 \pm 13.23^\circ$ ,  $p = 0.023$ ). Pour le gluteus maximus, la force maximale était plus importante pour les DJn que pour les CMJn ( $11.40 \pm 1.04$  N/kg vs.  $8.25 \pm 1.36$  N/kg,  $p = 0.013$ ). Les coefficients de corrélation  $r$  ont montré que les meilleurs prédicteurs de h étaient FRmax et le gluteus maximus ( $r = -0.82$  et  $r = 0.72$ ), le premier influençant négativement h du DJa et le second positivement h du CMJa. Ces résultats confirment les différences observées lors de précédentes études et proposent le gluteus maximus comme nouveau prédicteur, venant ainsi s'ajouter au pic de puissance d'ores et déjà reconnu en tant que tel. Des études ultérieures seront nécessaires pour confirmer ou infirmer ces résultats.

# 1 Introduction

Respirer, ramper, marcher, courir, sauter. Ce ne sont que quelques mots mais ils représentent ce que nous faisons de manière innée à partir du moment où nous ouvrons pour la première fois les yeux et explorons notre univers durant notre croissance. Le fait de bondir fait partie intégrante de notre quotidien, mais c'est surtout dans le domaine du sport que les sauts sont beaucoup utilisés. Alors qu'ils sont l'élément principal dans des disciplines comme le saut en hauteur ou le saut en longueur, ils sont également énormément utilisés dans des sports collectifs tels que le football et le basketball pour tenter de récupérer la balle, marquer un but ou un panier par exemple. Ce travail s'intéressant à l'aspect biomécanique des sauts, nous allons débiter ci-dessous par une brève explication du sujet en question.

## 1.1 Biomécanique des sauts

Comme son nom l'indique, la biomécanique met en relation les caractéristiques biologiques du corps et ses composantes mécaniques. Elle étudie les diverses caractéristiques des composantes corporelles comme les muscles ou les articulations et leur influence sur les mouvements que nous faisons. Le saut vertical est une action somme toute simple, mais son étude n'en reste pas moins très intéressante étant donné la complexité de notre corps. En effet, celui-ci est composé de différents tissus ayant des propriétés différentes et pouvant changer de structure avec le temps. Cela implique également que ces caractéristiques inertielles peuvent évoluer avec l'âge et modifier le comportement de notre corps face à la force de gravité par exemple (Chapman, 2008). Ainsi, la composition corporelle de chaque individu influence également sa capacité à faire des sauts.

D'un point de vue physique, la hauteur atteinte lors d'un saut est influencée par deux éléments: le travail musculaire fourni lorsque les pieds sont en contact avec le sol (soit pendant la prise d'élan) et la hauteur du centre de masse du corps (COM) au moment de l'envol. Mathématiquement parlant, cela se traduit par la formule suivante adaptée de Chapman (2008):

$$s = \left( \frac{1}{m \cdot g} \right) \cdot \int F \cdot ds$$

où  $s$  est la distance verticale parcourue par le COM depuis son point le plus bas lors de la prise d'élan jusqu'à son point le plus haut lors de la phase de vol,  $m$  est la masse corporelle et  $g$  l'accélération terrestre. L'intégrale de  $F \cdot ds$  est la quantité de travail musculaire produite durant la phase de contact avec le sol, où  $F$  est la force musculaire et  $ds$  le déplacement du COM durant la phase de contact avec le sol. L'intégrale est utilisée car les valeurs de  $F$  et de  $ds$  évoluent avec

le temps. Pour maximiser la hauteur du saut  $h$  ( $s$  + hauteur la plus basse du COM lors de la prise d'élan), il faut donc maximiser l'intégrale (soit le travail) en augmentant en même temps les forces et le déplacement du COM. Une manière d'augmenter le déplacement du COM est d'accélérer les bras vers le haut pendant la prise d'élan. La force étant le produit de la masse et de l'accélération ( $F = ma$ ), le mouvement des bras augmente la force agissant sur le COM, élève celui-ci et permet d'atteindre une hauteur plus importante lors du saut (Chapman, 2008). Une étude de Vaverka et al. (2016) a ainsi évalué l'impact des bras sur divers paramètres du CMJ chez des joueurs de volleyball élités. Les résultats ont montré que la hauteur moyenne du saut était 38 % plus élevée lorsque les sujets utilisaient leurs bras. Par contre, l'étude n'a montré aucune différence significative pour les angles articulaires (hanche, genou et cheville) selon que les sujets utilisaient ou non leurs bras pour la prise d'élan ( $p > 0.05$ ). Des résultats similaires avaient également été auparavant observés par Feltner, Frascchetti, et Crisp (1999) ou encore Lees, Vanrenterghem, et De Clercq (2004). Ces derniers avaient d'ailleurs montré dans leur étude qu'un saut vertical maximal avec bras allait effectivement plus haut qu'un saut vertical maximal sans bras, mais ils ont surtout confirmé nos dires en lien avec la formule de Chapman (2008). En effet, en demandant à 20 sujets de faire une série de sauts verticaux maximaux, ils ont montré que l'augmentation de la performance de saut était due à l'augmentation de la hauteur et de la vitesse du COM lors de l'envol. Tandis que cette dernière provenait d'une série d'événements permettant aux bras de créer de l'énergie en début de prise d'élan pour la transférer finalement en fin de prise d'élan au reste du corps, l'augmentation de la hauteur du COM lors de l'envol provenait tout simplement du fait que les bras étaient surélevés. Cette étude a ainsi permis de confirmer la "pull" théorie, suggérée par Harman, Rosenstein, Frykman, et Rosenstein (1991) qui stipulait que la grande vitesse verticale des bras en fin de prise d'élan, lorsque ceux-ci commencent à ralentir, avait la capacité de "tirer" sur le tronc, relativement plus lent, transférant ainsi l'énergie des bras au reste du corps.

L'action des bras n'est donc pas à négliger, mais les muscles les plus importants lors des sauts restent ceux des membres inférieurs. Ils agissent chacun à leur manière sur une ou plusieurs des articulations suivantes: articulation de la hanche, du genou et de la cheville. Lorsqu'un muscle agit sur deux articulations, celui-ci est qualifié de muscle bi-articulaire. En font partie, entre autres, le gastrocnemius, le rectus femoris et le biceps femoris (long head). Ceux-ci ont un rôle important dans le transfert d'énergie mécanique lors des sauts (Jacobs, Bobbert, & van Ingen Schenau, 1996; Umberger, 1998). L'activité du rectus femoris durant la phase d'élan d'un saut vertical est caractérisée par une elongation du muscle au niveau de sa partie proximale (au

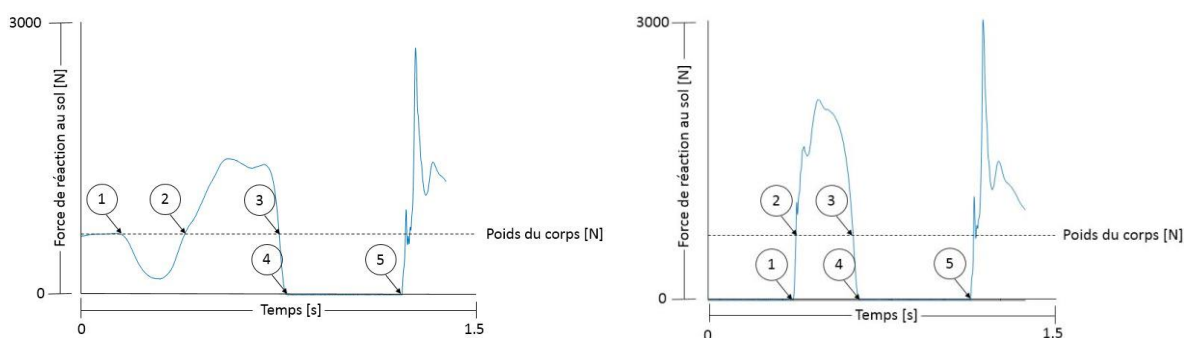
niveau de l'articulation de la hanche) et d'un raccourcissement au niveau de sa partie distale (au niveau de l'articulation du genou). En effet, alors que l'extension de la hanche allonge le muscle du côté proximal, simultanément, l'extension du genou le raccourcit du côté distal, impliquant un effet antagoniste. Autrement dit, la longueur du muscle ne varie que peu pendant la prise d'élan et peut s'apparenter à une contraction isométrique. En se basant sur la courbe de relation force-vitesse musculaire (Lutz & Rome, 1994), un muscle bi-articulaire est donc capable d'exercer une grande force durant sa contraction. Malgré cette force, seule une faible quantité de travail est fournie au niveau des articulations. Par contre, comme mentionné ci-dessus, les muscles bi-articulaires sont capables de transférer l'énergie créée par un muscle proximal mono-articulaire vers une articulation distale. En effet, lorsque les extenseurs de la hanche se contractent, ils tirent la cuisse vers l'arrière, ce qui tire sur le rectus femoris et provoque une extension du genou. Ainsi, une partie de l'énergie mécanique créée au niveau de l'articulation de la hanche est transférée vers celle du genou. Une étude de Jacobs et al. (1996) a montré que plus de 20 % du travail mesuré au niveau du genou provenait, par transfert, des extenseurs de la hanche. Tandis que les muscles mono-articulaires produisent l'énergie nécessaire à la propulsion, les muscles bi-articulaires jouent un rôle plus important dans la coordination du mouvement (Zajac, 1993).

Un autre phénomène biomécanique jouant un rôle majeur dans la performance de saut est celui du "stretch-shortening cycle" (SSC). Grâce à ses propriétés biomécaniques, un muscle est capable d'emmagasiner de l'énergie lorsqu'il est allongé pour la restituer immédiatement après et produire plus de force. Lors de l'étirement, de l'énergie est stockée dans des structures élastiques en série et est ensuite restituée pour augmenter l'énergie cinétique lors de la prise d'élan. De plus, le réflexe myotatique (raccourcissement réflexe d'un muscle suite à son étirement rapide) joue un rôle important dans l'augmentation de la force lors du SSC (Komi & Gollhofer, 1997). Finalement, la pré-activation du muscle (lorsque celui-ci s'allonge) lui permet de débiter sa phase de contraction avec une plus grande force initiale pour développer finalement une force maximale plus élevée (Bobbert, Gerritsen, Litjens, & Van Soest, 1996; Chapman, 2008).

## **1.2 Les sauts en sciences du mouvement**

Les sauts que nous allons étudier dans notre travail font partie d'une famille de sauts standardisés au niveau de l'exécution technique, soit les sauts verticaux. Font partie des sauts verticaux, le Squat Jump (SJ), le Countermovement Jump (CMJ) et le Drop Jump (DJ). En sciences du

sport, ils sont souvent utilisés pour évaluer le niveau de performance de divers sportifs. Effectivement, des sauts comme le CMJ ou le SJ sont régulièrement utilisés, par exemple au centre d'entraînement à Macolin, pour évaluer le niveau de force explosive dans les jambes chez divers athlètes, à une période donnée de la saison. Il en est de même pour la force réactive testée à l'aide du DJ (Meier et al., 2016). Ces sauts verticaux ont déjà été étudiés à de très nombreuses reprises par divers chercheurs (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974; Mackala, Stodolka, Siemienski, & Coh, 2013; Nagano, Komura, Fukashiro, & Himeno, 2005) et les similitudes et les différences entre SJ, CMJ et DJ ont été maintes fois discutées (Król & Mynarski, 2012; Mackala et al., 2013; McBride, McCaulley, & Cormie, 2008). Il a démontré que la performance en CMJ était corrélée avec la performance dans divers sports. En effet, Gabbett et Georgieff (2007) ou encore Torres-Unda et al. (2013) ont montré qu'une bonne performance en CMJ avait une influence positive sur la performance dans divers sports comme le volleyball ou le basketball. Dans ce travail, nous avons décidé de nous intéresser au CMJ et au DJ. Comme la majorité des études portant sur les sauts, nous avons utilisé des plateformes de forces permettant d'enregistrer la force de réaction au sol, soit la partie cinétique d'un saut. Les courbes typiques de cette force par rapport au temps sont représentées ci-dessous (Figure 1) pour un CMJ (à gauche) et un DJ (à droite).



*Figure 1.* Représentation de la force de réaction (en Newton [N]) au sol par rapport au temps (en secondes [s]) lors d'un countermovement jump (à gauche) et d'un drop jump (à droite) pour une personne de 80 kg. (1) Début du mouvement descendant; (2) Moment de la vitesse maximale descendante; (3) Moment de la vitesse maximale montante; (4) Moment de l'envol; (5) Moment de la réception. Adapté de Asmussen et Bonde-Petersen (1974).

En ce qui concerne la hauteur pouvant être atteinte par un sujet lors de ces trois types de sauts mentionnés ci-dessus, elle est évidemment dépendante des capacités physiques de l'individu en question. Néanmoins, les études ont montré qu'un CMJ allait plus haut qu'un SJ (Bobbett et al., 1996; Linthorne, 2001; Mackala et al., 2013). Ceci s'explique par le phénomène de SSC décrit précédemment. En ce qui concerne le DJ, les résultats des études diffèrent quelque peu (Matic et al., 2015), notamment à cause des caractéristiques des sujets testés, des différentes méthodes

de mesure (Baca, 1999; Bobbert, Huijing, & van Ingen Schenau, 1987), des consignes données (exécuter soit un "bounce" (BDJ), soit un "countermovement" Drop Jump (CDJ); la deuxième variante étant moins dynamique (Bobbert, 1990)). De manière générale, il est admis qu'un DJ permet de sauter plus haut qu'un CMJ, mais uniquement jusqu'à une certaine hauteur. Autrement dit, à partir d'une certaine hauteur de départ de DJ, la hauteur du saut commence à diminuer, et cela de plus en plus avec l'augmentation de la hauteur à partir de laquelle les individus s'élancent lors d'un DJ. Ceci s'explique par le fait que lorsque la hauteur de départ devient trop importante, une grande quantité d'énergie est dissipée lors de la réception pour freiner la descente et ne peut plus être restituée lors de la phase concentrique du mouvement (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974). Selon les études, la hauteur optimale de départ d'un DJ varie entre 0.12 m (Lees & Fahmi, 1994) et 0.80 m (Viitasalo, Salo, & Lahtinen, 1998), signe d'une grande disparité des résultats.

### **1.3 Capture de mouvement**

L'étude des sauts à l'aide de plateformes de force est intéressante car la mise en place du matériel est simple et les données obtenues sont facilement exploitables. La valeur du temps de vol qui peut être lue sur la courbe de "force de réaction au sol – temps" peut être utilisée pour calculer facilement la hauteur du saut (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974). Utiliser uniquement des plateformes de force est donc déjà très utile notamment pour comparer les hauteurs de sauts ou dans le cadre de la course à pied, un autre thème fréquemment analysé, pour étudier les forces d'impact au sol lors de diverses techniques de course par exemple (talon – orteils, pied à plat, etc.). Néanmoins, pour étudier plus précisément la cinématique d'un mouvement, il est indispensable d'utiliser en plus un système de mesure optoélectronique. En effet, nombreux sont les chercheurs comme Kadaba, Ramakrishnan, et Wootten (1990) ou Mackala et al. (2013) qui ont utilisé un système de caméras infrarouges et de marqueurs réfléchissant sur le corps. Chaque caméra enregistrent les positions des marqueurs en deux dimensions (2D) et des programmes calculent ensuite le positionnement en trois dimensions (3D) de chaque marqueurs en combinant les images en 2D (Benno & Walter, 2007). Pour notre étude, nous avons fait de même et avons utilisé un système de capture de mouvement (voir section 2 Méthode). Grâce à cette méthode, il est possible, en plus d'étudier la hauteur d'un saut, d'analyser par exemple les angles articulaires dans les jambes lors de cet exercice ou de tout simplement suivre la trajectoire d'un certain point du corps dans l'espace en trois dimensions (par exemple le COM). Cela permet d'effectuer de premières analyses sur les différences cinématiques entre divers sauts et d'en expliquer leur influence sur la hauteur atteinte par exemple. Dans ce contexte, Johnston, Butler,

Sparling, et Queen (2015) ont cherché à déterminer une ou plusieurs variables biomécaniques communes à trois types de saut (soit un saut sur une jambe, un CMJ et un DJ) capables de prédire la hauteur d'un saut. Des chercheurs avaient déjà cherché à prédire la hauteur de saut grâce à une variable biomécanique, mais uniquement pour un type de saut à la fois. Ainsi, pour le CMJ, les études ont montré que le meilleur prédicteur de la hauteur de saut est le pic de puissance dans les articulations en général. Johnston et al. (2015) ont, quant à eux, montré que les meilleurs prédicteurs pour la hauteur d'un saut sur une jambe étaient les moments où avaient lieu le pic de vitesse de flexion du genou, le pic de vitesse d'extension du genou, le pic de puissance du genou et le pic du moment d'extension de la hanche. Pour le CMJ, les prédicteurs étaient l'amplitude du mouvement de la cheville, l'amplitude de mouvement du genou et le pic de puissance de la hanche. Finalement, pour le DJ, les résultats ont montré que les moments où étaient atteints le pic de vitesse dans la hanche et le pic de force de réaction au sol consistaient en les meilleurs prédicteurs.

Par contre, si l'on souhaite avoir des informations quant à l'activité musculaire, d'autres moyens sont nécessaires. Il est possible d'utiliser l'électromyographie. C'est le cas, par exemple, de l'étude menée par Malfait et al. (2016) dans laquelle les chercheurs ont étudié la corrélation entre les aspects cinématiques d'une réception de DJ et l'activité neuromusculaire dans le quadriceps et les ischio-jambiers au moment de la réception. Ainsi, ils ont découvert qu'une plus forte activation musculaire du gluteus maximus et du quadriceps, couplée avec une plus faible activation des ischio-jambiers et du gastrocnemius, engendrait une plus faible flexion angulaire au niveau du genou lors de la réception, augmentant ainsi les forces d'impact et le risque de blessure du ligament croisé antérieur. Dans notre étude, nous avons eu recours à un autre moyen pour étudier entre autres l'activité musculaire dans les jambes lors de CMJ et DJ. Nous avons utilisé un programme de simulation biomécanique. Les principes de modélisation, ainsi que ceux du programme en question, sont expliqués ci-dessous.

#### **1.4 Modélisation et OpenSim**

Pour notre étude, nous avons choisi d'utiliser le programme de simulation "open source" OpenSim (Delp et al., 2007) car celui-ci est utilisé par une grande communauté de scientifiques qui partagent leurs informations et leurs résultats, rendant ainsi la mise en place de nouveaux projets et l'évaluation de futurs résultats plus aisées. De plus, il est accessible gratuitement et sans licence. Ce programme permet de créer des modèles musculo-squelettiques du corps humain, de



les modifier et de les animer pour simuler des mouvements. Il est utilisé par un nombre grandissant de chercheurs, notamment dans les domaines de la neuroscience, de la biomécanique ou encore celui des sciences du sport (F. Anderson et al., 2012).

Pour comprendre le fonctionnement du programme, il faut tout d'abord comprendre la notion de modèle biomécanique. De manière générale, un modèle est une tentative de représenter la réalité, utilisé pour faciliter la compréhension de divers mécanismes naturels tels que la marche ou, dans notre cas, les sauts (Benno & Walter, 2007). L'essence même de créer un modèle est de simplifier la réalité. Il faut donc, avant toute chose, se demander quels sont les éléments importants, absolument indispensables et lesquels peuvent être négligés. Communément, les modèles musculo-squelettiques humains sont composés de segments rigides (Benno & Walter, 2007). Cela signifie que les composants de ce modèle n'ont pas la capacité de se déformer ou d'absorber des chocs comme cela est le cas dans la réalité. En effet, même si les os de notre corps semblent rigides par rapport au reste de nos tissus, ils sont en réalité composés d'éléments leur conférant notamment des propriétés élastiques (Chapman, 2008). En règle générale, plus un modèle est simple, meilleur il sera. Le seul risque est qu'il ne représente finalement plus la réalité, auquel cas il sera nécessaire de le compliquer quelque peu. Ainsi, Denoth (1980), pour estimer les moments et les forces dans l'articulation du genou (au moment de l'impact) lors de la course à pied, a créé un modèle composé tout simplement de trois segments (bas de la jambe, cuisse, reste du corps) reliés entre eux par des articulations charnières. Des modèles similaires ont été créés notamment par Bonnet, Mazzà, Fraisse, et Cappozzo (2012) pour estimer la cinématique des membres inférieurs lors de mouvements de squats ou de saut verticaux (Nagano, Ishige, & Fukashiro, 1998; Nagano et al., 2005). Ainsi, Nagano et al. (2005) ont notamment simulé l'activation musculaire dans les jambes lors de CMJ. Leurs résultats ont, entre autres, montré que les muscles mono-articulaires créaient plus de travail et de puissance que les muscles bi-articulaires et que le muscle tibialis anterior était activé au début du mouvement descendant pour le faciliter. Hara, Shibayama, Takeshita, et Fukashiro (2006) ont, quant à eux, montré que l'aide des bras lors d'un SJ améliorait la hauteur de saut et que ce phénomène était principalement lié au fait qu'en utilisant les bras, d'avantage de travail était fourni par les membres inférieurs. Malgré la forte présence de la simulation biomécanique dans l'étude des sauts, il n'existe à ce jour et à notre connaissance qu'une étude utilisant la modélisation biomécanique et le programme OpenSim pour évaluer des sauts. En effet, seuls Palmieri, Callegari, et Fioretti (2015) ont utilisé OpenSim pour déterminer la puissance de saut lors de CMJ et de sauts en longueur pieds joints. Dans leur étude, ils ont demandé à un sujet, expert en saut en

longueur, d'effectuer des CMJ. Il était muni de 17 marqueurs placés sur des points d'intérêt du corps. Un marqueur se trouvait à la hauteur de la 7<sup>ème</sup> cervicale, quatre d'entre eux étaient disposés sur le pelvis et les marqueurs restants, au nombre de douze, étaient placés équitablement sur les deux jambes. Dans cette étude, une seule plateforme de force a été utilisée. Le sujet avait donc les deux pieds sur la même plateforme de force.

En ce qui nous concerne, le modèle que nous avons décidé d'utiliser pour notre étude est le même que celui utilisé par Hamner et Delp (2013) pour leur analyse de course à pieds à l'aide d'OpenSim, soit un modèle musculo-squelettique "Full-Body" à 29 degrés de liberté et composé de 12 segments corporels, soit le torse (et la tête), le haut du bras droite, l'avant-bras droite (et le poignet), le haut du bras gauche, l'avant-bras gauche (et le poignet), le pelvis, la cuisse droite, la cuisse gauche, le bas de la jambe droite, le bas de la jambe gauche, le pied droit et le pied gauche. Les muscles sont modélisés par 92 actuateurs musculaires répartis sur les membres inférieurs et autour des hanches. Compte tenu du rôle central joué par les bras dans notre étude, ce modèle utilisé par Hamner et Delp (2013) a retenu toute notre attention étant donné que les bras y étaient également représentés.

## **1.5 Objectifs du travail**

Dans un premier temps, le but de ce travail de master est de déterminer à l'aide d'une simulation biomécanique dans OpenSim, les angles, les forces et les moments au niveau des trois articulations des jambes (articulations des hanches, des genoux et des chevilles) ainsi que l'activation musculaire dans les membres inférieurs lors de CMJ et lors de DJ. Ainsi, nous aimerions découvrir si la différence de technique évidente entre les deux types de saut se traduit également par une différence dans les paramètres susmentionnés, soit les angles, les forces et les moments angulaires ainsi que l'activité musculaire. Dans un deuxième temps, l'objectif de ce travail est de quantifier l'influence des bras (mains sur les hanches lors des sauts vs. utilisation des bras lors des sauts) sur les divers paramètres que nous venons d'évoquer. Finalement, le but de ce travail est également de définir les potentiels paramètres ayant une influence sur la hauteur de saut afin de pouvoir, par exemple, adapter spécifiquement un entraînement de saut. A cet effet, nous nous sommes posé les questions suivantes:

- a) Quelle est la différence entre un CMJ et un DJ au niveau des angles, des moments et des forces angulaires ainsi qu'au niveau de l'activation musculaire dans les jambes ?
- b) L'influence des bras est-elle la même lors des CMJ que lors des DJ ?

- c) La hauteur de saut est-elle influencée par un ou plusieurs paramètres en particulier et, si oui, par lesquels ?

Nous posons les hypothèses que les divers paramètres varient selon le type de saut et que certains paramètres influencent d'avantage la hauteur de saut que d'autres, mais que l'influence des bras est identique pour les deux sauts.

## 2 Méthode

Lors de ce travail de master, les trajectoires de divers marqueurs dans l'espace (cinématique) et les forces de réaction au sol (cinétique) lors de CMJ et de DJ ont été enregistrées. Chaque sujet ne s'est présenté qu'une seule fois, pour une durée totale d'environ 90 minutes. Tous ont effectué, après avoir suivi un échauffement standardisé (voir section 2.3 Protocole expérimental), un total de 12 sauts, soit 3 CMJ sans les bras (CMJn), 3 CMJ avec les bras (CMJa), 3 DJ sans les bras (DJn) et 3 DJ avec les bras (DJa). L'ordre des sauts effectués par chaque participant a été défini aléatoirement pour minimiser le biais de mesure lié à la fatigue.

### 2.1 Sujets

Six sujets volontaires de sexe masculin ont participé à l'étude. Ils étaient tous étudiants en sport à l'Université de Fribourg et n'avaient pas de problèmes orthopédiques ou neurologiques. Ils étaient volontaires et ont signé l'approbation de participation.

Tableau 1

<i>Caractéristiques des sujets</i>		
Valeurs sous la forme: moyenne $\pm$ écart-type		
Age	Masse corporelle	Taille
[ans]	[kg]	[cm]
25.4 $\pm$ 2.3	77.6 $\pm$ 2.8	182.6 $\pm$ 3.3
<i>Note.</i> Valeurs calculées à partir de données mesurées alors que les sujets portaient des chaussures de sport et une combinaison noire munie de marqueurs (voir Figure 3).		

### 2.2 Matériel et setup

Pour répondre à la question de recherche, il a été décidé de procéder à des mesures cinétiques de deux sauts, soit le CMJ et le DJ. Pour ce faire, dix caméras OptiTrack (Prime 17W; NaturalPoint, Inc., Corvallis OR, Etats-Unis) et deux plateformes de force (AMTI OR6-7-2000; ADVANCED MECHANICAL TECHNOLOGY, INC., Watertown MA, Etats-Unis) ont été installées dans le laboratoire. Ces dernières ont été disposées côte à côte sur le sol au milieu de la pièce pour permettre une mesure indépendante des deux membres inférieurs lors des sauts. En ce qui concerne les caméras OptiTrack, elles ont été installées tout autour de la zone de saut de façon à couvrir de manière optimale tout l'espace nécessaire aux mesures. Un caisson en bois

d'une hauteur de 30 cm servant comme plateforme de départ pour les DJ a été placé derrière les plateformes de force (Figure 2).

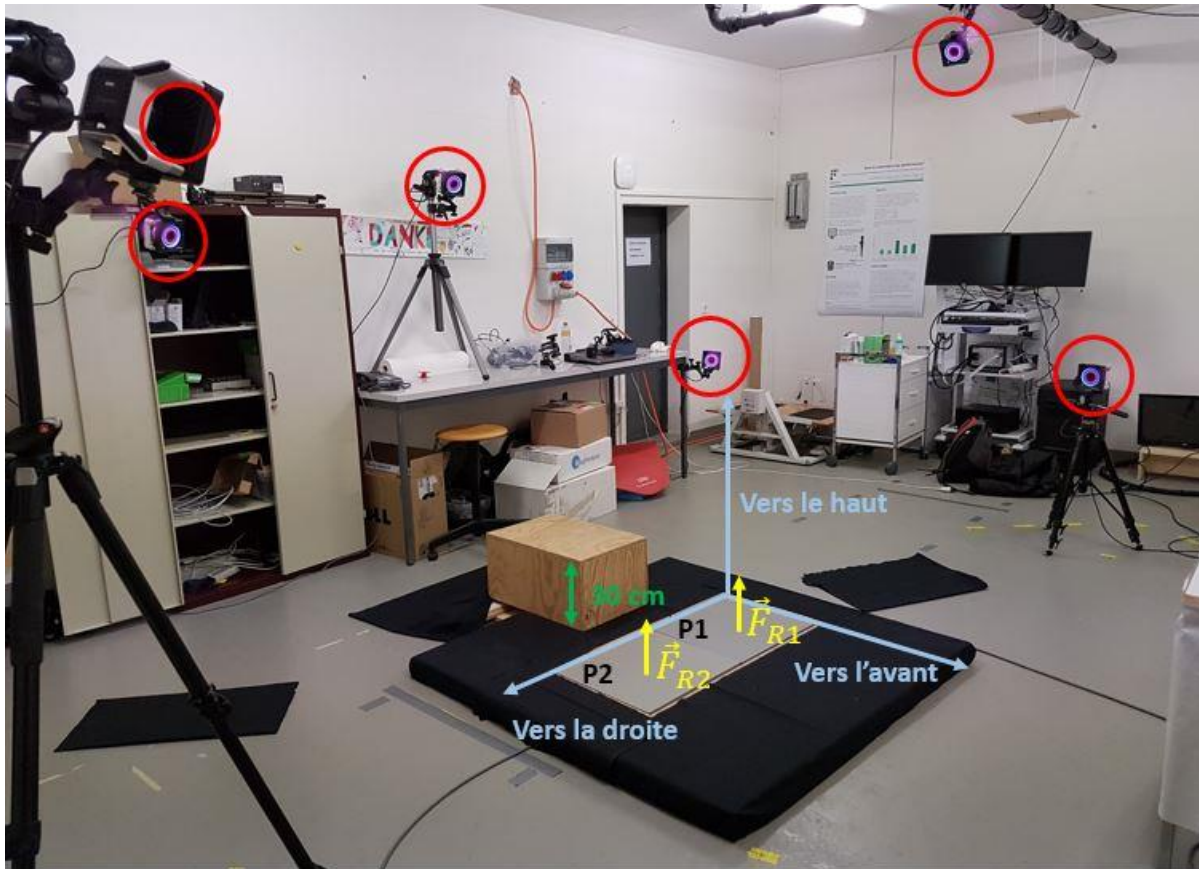
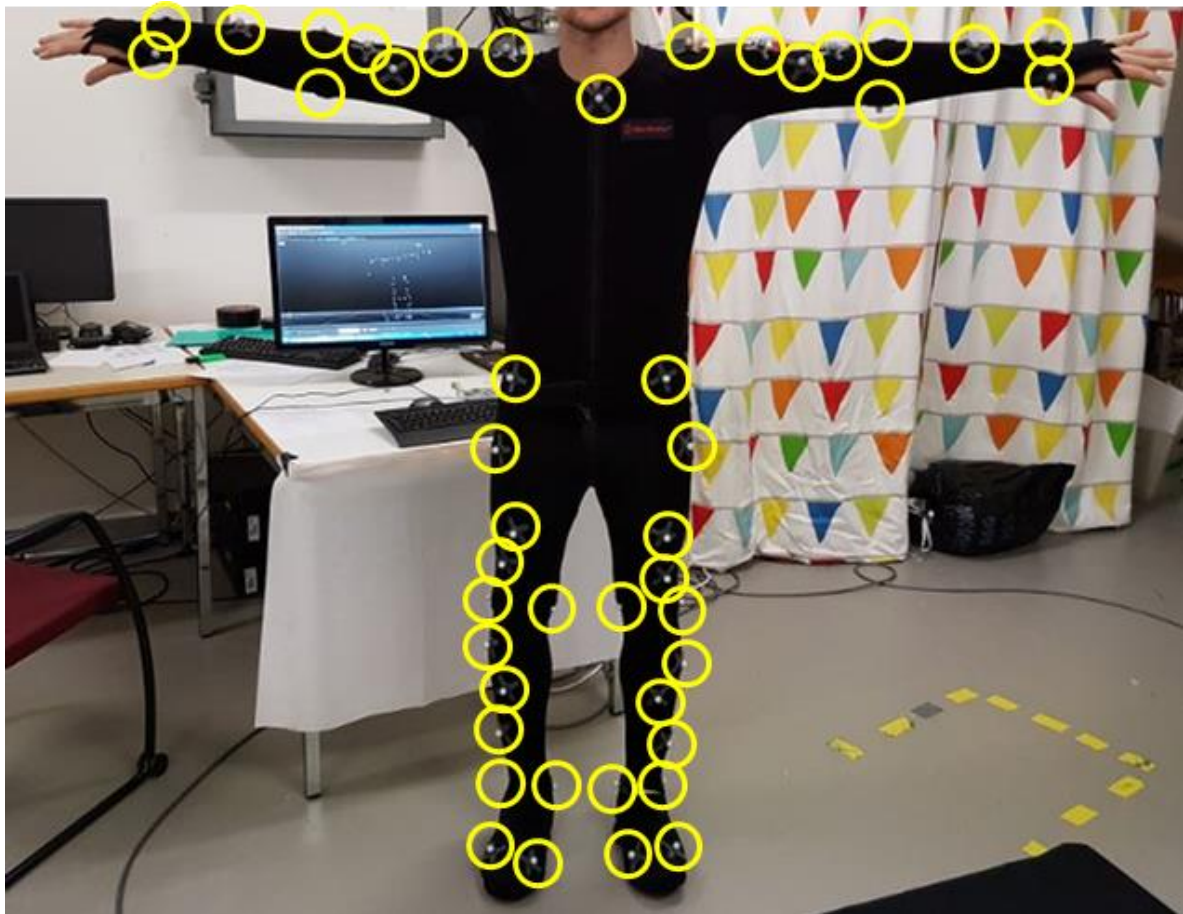


Figure 2. Espace de mesure avec 6 caméras sur 10 encerclées en rouge. Caisson de 30 cm servant de point de départ pour les DJ. Plateformes de force P1 pour le pied gauche et P2 pour le pied droit. Origine et sens des axes du système de coordonnées en bleu. Vecteurs tridimensionnels de la force de réaction au sol  $\vec{F}_{R1}$  et  $\vec{F}_{R2}$  respectivement pour le pied gauche et le pied droit.

L'utilisation d'une combinaison adhésive noire (Motion Capture Suit) (Figure 3) et de marqueurs munis de velcros était également indispensable à la capture de mouvement avec le système OptiTrack. Ces derniers consistaient en de petites sphères reflétant la lumière des caméras, permettant ainsi un suivi en trois dimensions du mouvement et du corps sur lequel ils ont été préalablement placés.



*Figure 3.* Sujet en T-pose portant un Motion Capture Suit muni des 51 marqueurs nécessaires à la capture de mouvement (voir section 2.4 Analyse). Les 45 marqueurs visibles sur cette image sont encerclés en jaune.

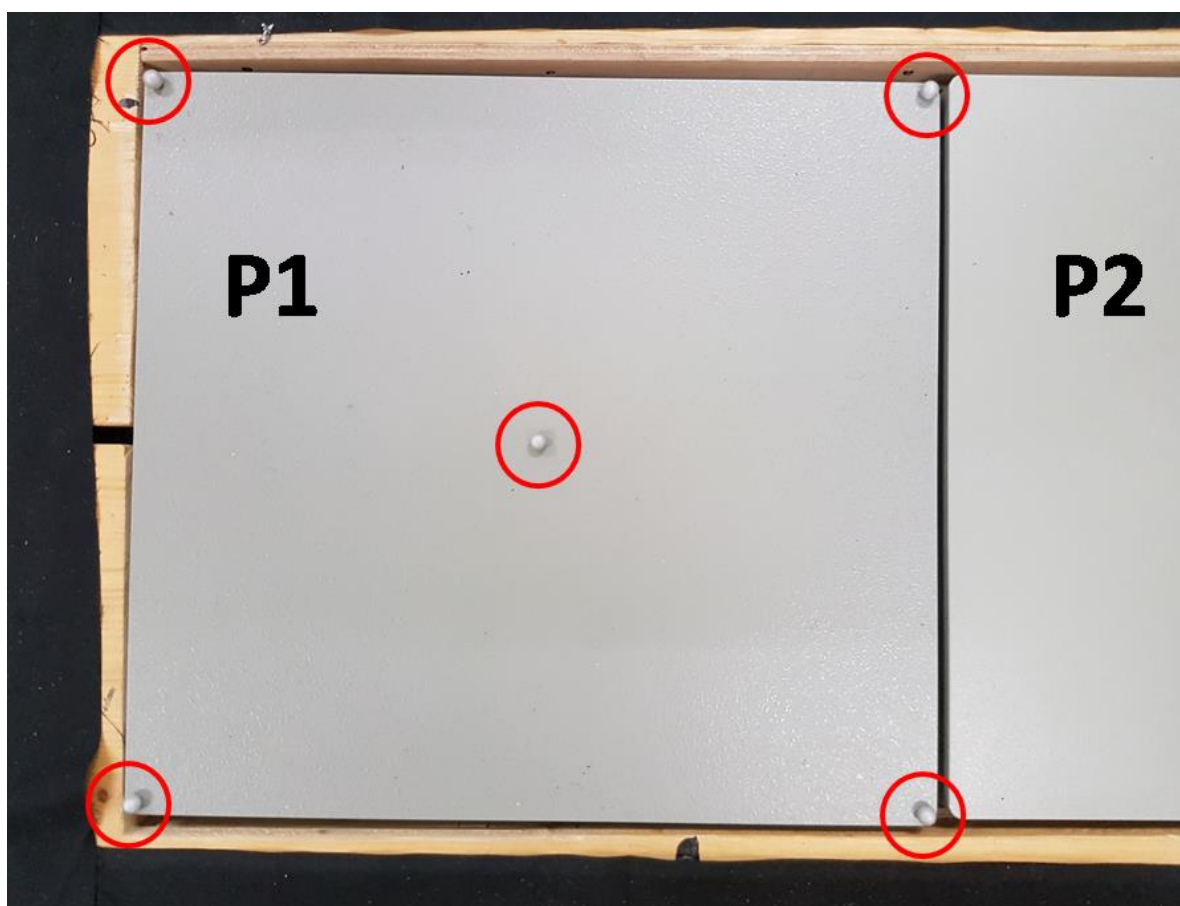
La visualisation et le premier traitement des données obtenues ont été faits à l'aide de deux programmes installés sur deux ordinateurs différents. Le premier, Motive (Version 1.7.2; NaturalPoint, Inc., Corvallis OR, Etats-Unis), permettait d'ajuster les réglages techniques des caméras, de procéder à la calibration (voir 2.3 Protocole expérimental) de ces dernières et de visualiser et de traiter les données cinématiques. Le second, IMAGO Record (Pfitec Biomedical Systems, Endingen, Allemagne), permettait, dans le cadre de cette recherche, d'enregistrer et de visualiser les données des plateformes de force. L'utilisation de ces dernières nécessitait également deux amplificateurs (AMTI MSA-6 et AMTI Gen-5; ADVANCED MECHANICAL TECHNOLOGY, INC., Watertown MA, Etats-Unis) ayant comme but d'amplifier les signaux émis par les plateformes de force avant leur arrivée dans le PC.

## **2.3 Protocole expérimental**

Pour commencer, les deux programmes (Motive et IMAGO Record) ont été mis en marche sur les PC, la mise en place et les réglages des caméras (champs de vision, intensités lumineuses,



filtres, masques, niveaux de bruit) ont été vérifiés et ces dernières ont été calibrées à l'aide d'une baguette de calibration agitée dans l'espace de mesure jusqu'à ce que les caméras aient repéré suffisamment de fois les marqueurs. Ensuite, les amplificateurs ont été enclenchés et les plateformes de force mises à zéro (bouton "ZERO" sur les amplificateurs) et synchronisées avec Motive (vérification du fonctionnement du "trigger"). Ensuite, il a été nécessaire de calibrer le sol à l'aide d'une équerre de calibration et de mesurer la position des plateformes de force en faisant une capture (à l'aide de Motive) avec des marqueurs placés sur celles-ci (Figure 4). Ces deux manipulations ont permis de définir l'origine du système de coordonnées (Figure 2) et l'emplacement des plateformes de force dans celui-ci.



*Figure 4.* Marqueurs placés sur les quatre coins de la plateforme de force P1 ainsi qu'au centre de celle-ci (encerclés en rouge).

Le sujet devait alors s'équiper de la combinaison sur laquelle étaient ensuite fixés 50 marqueurs (plus un sur la tête) (Figure 3). Le poids (balance SOEHNLE; type Gala; Leifheit AG, Nassau an der Lahn, Allemagne) de celui-ci, sa taille, ainsi que certains segments de son corps ont été mesurés. Plus précisément, la longueur du haut du bras (Acromion - Epicondyle latéral du

coude), la longueur de l'avant-bras (Epicondyle latéral du coude - Processus styloïde), la distance séparant l'Anterior superior iliac spine du Grand trochanter, la longueur du haut de la jambe (Grand trochanter - Epicondyle latéral du genou), la longueur du bas de la jambe (Epicondyle latéral du genou – Malléole externe), la distance séparant la septième vertèbre cervicale de la cinquième vertèbre lombaire et la distance séparant le marqueur du talon (Heel) du marqueur placé sur la première articulation métatarso-phalangienne (MTP1) ont été mesurées. Ces valeurs nous ont par la suite uniquement servi de références lors de la modélisation dans OpenSim. Ces dernières, ainsi que l'âge et l'activité sportive principale pratiquée par le sujet ont été reportés dans un tableau Excel (Microsoft, Redmond WA, Etats-Unis). Afin qu'ils soient capables de faire des sauts à intensité maximale tout en minimisant les risques de blessures, les sujets ont procédé à un échauffement standardisé de 7 minutes comportant les exercices suivants: 1 minute de corde à sauter pieds joints, 30 secondes de pause, 1 minute de corde à sauter pieds alternés, 30 secondes de pause, 1 minute de montée de caisson avec genoux alternés, 30 secondes de pause, 1 minute de fentes, 30 secondes de pause et finalement 5 sauts genoux-poitrine. Suivait alors une phase de quelques minutes durant laquelle le sujet a pu se familiariser avec les divers types de sauts en faisant quelques essais depuis les plateformes de force (CMJ) et depuis le caisson en bois (DJ). A ce stade, la capture des données pouvait commencer. Les plateformes de force mesuraient des valeurs avec une fréquence de 1000 Hz tandis que les caméras enregistraient 120 images par seconde. Comme mentionné précédemment, le sujet a effectué un total de 12 sauts, soit 3 CMJ sans les bras (mains sur les hanches), 3 CMJ avec les bras (où les bras devaient être utilisés pour l'élan et le saut), 3 DJ sans les bras et 3 DJ avec les bras. Les sujets avaient préalablement reçu l'instruction de sauter le plus haut possible en étant le plus dynamique possible (réduire le temps entre la réception et l'envol). Tous les sauts ont été enregistrés indépendamment les uns des autres et se sont déroulés de la manière suivante: l'expérimentateur démarrait l'enregistrement dans IMAGO Record et Motive et le sujet, se trouvant déjà sur les plateformes de force (lors des CMJ) ou sur le caisson (lors des DJ), se mettait en T-pose (Figure 3), puis effectuait le saut demandé, se stabilisait et se remettait en T-pose. L'enregistrement était alors stoppé sur les deux programmes. Pour chaque sujet, la première mesure était statique en T-pose sur les plateformes de force et nous a servi plus tard pour l'étape du *scaling* dans OpenSim (voir section 2.4.2 OpenSim). Une fois toutes les données enregistrées, le sujet était libéré, les marqueurs enlevés de la combinaison et préparés à être disposés sur l'individu suivant.



## 2.4 Analyse

Afin de pouvoir répondre à notre problématique de recherche et confirmer ou infirmer nos hypothèses, les données ont été traitées et analysées de la façon suivante: une phase de traitement des données brutes obtenues en laboratoire afin que celles-ci puissent être correctement lues et interprétées par OpenSim, une phase de simulation biomécanique dans OpenSim, une phase de traitement et d'analyse des "outputs" d'OpenSim et, finalement, une phase d'analyses statistiques.

**2.4.1 Préparation pour OpenSim.** Afin de garantir que les données puissent être lues et interprétées correctement par OpenSim, diverses étapes ont dû être respectées. Pour commencer, nous avons exporté les trajectoires des marqueurs (après traitement de celles-ci, c'est-à-dire après avoir nommé tous les marqueurs selon le "marker set" et après avoir complété les trajectoires de tous les marqueurs) en format .c3d avec les bons réglages quant à l'orientation des axes du système de coordonnées. Dans MATLAB (R2015a; MathWorks, Natick, MA, USA), nous avons par la suite utilisé un script (c3d2OS.m créé par Felipe Costa Alvim (novembre 2014) nécessitant les scripts lerc3d.m (Gustavo Leporace) et loadc3d.m (Japser Menger)) permettant de choisir le système d'axes des données à traiter. Les choix proposés par le script étant soit VICON, soit BTS, soit OTHERS, nous avons décidé d'exporter les trajectoires depuis motive (programme ayant le système d'axes suivant: X positif vers la gauche, Y positif vers le haut et Z positif vers l'avant) sous forme VICON (X positif vers la droite, Y positif vers l'avant et Z positif vers le haut) en procédant aux réglages suivants lors de l'exportation du .c3d: Units → Millimeters, X Axis → Negative X, Y Axis → Positive Z, Z Axis → Positive Y. A l'aide de MATLAB, nous avons ainsi pu transformer les fichiers .c3d en .trc lisibles par OpenSim. Le système d'axes utilisé par OpenSim (X positif vers l'avant, Y positif vers le haut et Z positif vers la droite) étant encore une fois différent, nous avons modifié le fichier .trc dans Excel à l'aide d'une "macro" créée à cet effet et rendant le processus beaucoup plus rapide.

S'agissant des fichiers .bin (fichiers contenant les enregistrements des forces par les plateformes de force) exportés d'IMAGO Record, ceux-ci ont été traités de la manière suivante. Pour commencer, nous avons créé un script MATLAB permettant d'ouvrir les fichiers .bin, sélectionnant uniquement la plage de données souhaitées, transformant les Volts en Newton selon les paramètres des amplificateurs, calculant le centre de pression (COP) (Copyright © 2012-2014 Alice Mantoan, Monica Reggiani) et exportant toutes ces données sous forme d'un fichier .csv pouvant être transformé en .mot par c3d2OS.m pour pouvoir ensuite être utilisé dans OpenSim. Or,

avant de pouvoir être correctement utilisé dans OpenSim, le fichier .mot créé par MATLAB devait encore être modifié quelque peu. Pour ce faire, nous avons créé une seconde macro déplaçant le point d'application de la force selon le placement des plateformes de force dans le laboratoire et inversant le sens des forces de réaction au sol ( $\vec{F}_{R1}$  et  $\vec{F}_{R2}$ ) pour qu'elles soient bien dirigées vers le haut lorsque le sujet entre en contact avec le sol.

**2.4.2 OpenSim.** Le programme OpenSim est un programme open source permettant la simulation biomécanique de divers corps et mouvements. Il utilise différents algorithmes cachés dans plusieurs outils et permet, lorsqu'on lui fournit des données empiriques (trajectoires de marqueurs dans l'espace (données cinématiques), forces de réaction au sol (données cinétiques)), de calculer notamment des angles, des forces et des moments articulaires ou encore des forces musculaires. De plus, il permet la construction numérique de modèles du corps humain ou de tout autre objet comme des prothèses dont l'impact sur la démarche peut, par exemple, être directement testé et calculé. Dans notre cas, il s'agissait d'utiliser notamment les outils de *Scaling*, de cinématique inverse (*Inverse Kinematics*) et de *Computed Muscle Control* pour obtenir des informations quant à l'activation musculaire dans les jambes lors des divers sauts (Delp et al., 2007). Nous avons utilisé OpenSim pour analyser les différences cinétiques et musculaires (bas du corps) entre les CMJ et les DJ. Le schéma ci-dessous (Figure 5) illustre la manière dont nos mesures de laboratoire ont été utilisées dans OpenSim.

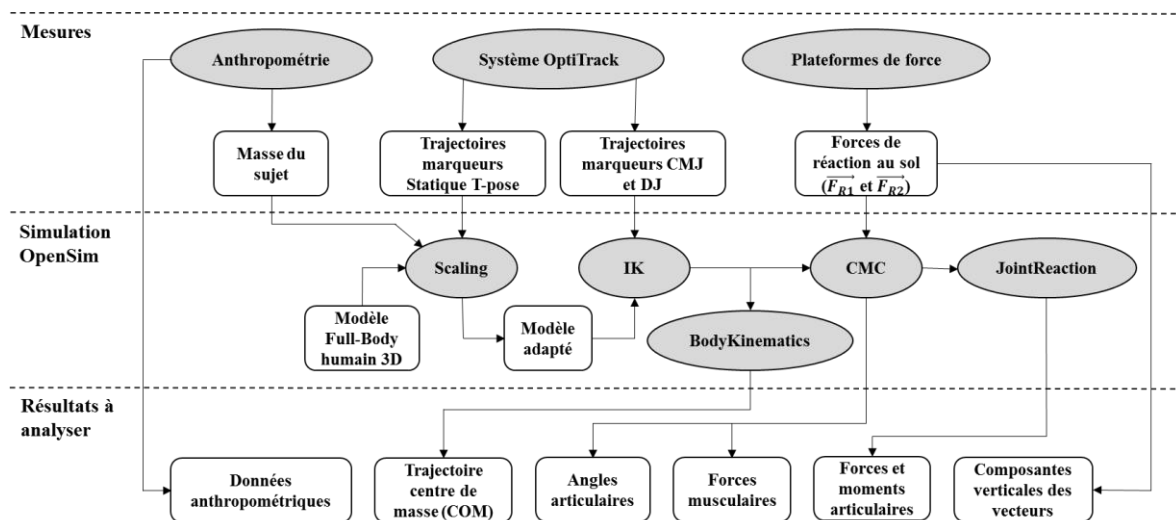


Figure 5. Schéma illustrant l'utilisation des données obtenues en laboratoire dans OpenSim. CMJ = counter-movement jump; DJ = drop jump; IK = Inverse Kinematics; CMC = Computed Muscle Control. Le modèle Full-Body humain 3D utilisé dans notre étude est décrit ci-après. Schéma adapté de Palmieri et al. (2015).

Comme modèle Full-Body humain 3D, nous avons choisi le même qu'utilisé récemment par Hamner et Delp (2013). Il est composé de 12 segments corporels, soit, comme évoqué précédemment, le torse (et la tête), le haut du bras droite, l'avant-bras droite (et le poignet), le haut du bras gauche, l'avant-bras gauche (et le poignet), le pelvis, la cuisse droite, la cuisse gauche, le bas de la jambe droite, le bas de la jambe gauche, le pied droit et le pied gauche.

Le choix du marker set a été une étape cruciale du processus étant donné qu'une fois les captures de mouvement faites, les données devaient pouvoir être exploitées dans OpenSim pour pouvoir répondre à la problématique de ce présent travail. La littérature mentionnait plusieurs possibilités. Par exemple, Hamner, Seth, et Delp (2010) ont utilisé 41 marqueurs placés selon Kadaba et al. (1990) pour déterminer la contribution musculaire au déplacement du centre de masse du corps lors de la course à pied. Il est souvent question des marker set Helen Hayes et Plug-in-Gait (Davis, Ounpuu, Tyburski, & Gage, 1991; Kadaba et al., 1990; Tabakin, 2000) mais Leardini et al. (2007) ont montré que le marker set de Rizzoli était plus pertinent pour l'analyse biomécanique. En ce qui nous concerne, le choix du marker set a finalement été simple étant donné que le site internet dédié au programme OpenSim en propose un. Celui-ci comprend 50 marqueurs disposés sur les 12 segments corporels pertinents pour notre étude (Figure 6), c'est-à-dire le torse (et la tête), le haut du bras droite, l'avant-bras droite (et le poignet), le haut du bras gauche, l'avant-bras gauche (et le poignet), le pelvis, la cuisse droite, la cuisse gauche, le bas de la jambe droite, le bas de la jambe gauche, le pied droit et le pied gauche. Il s'agit d'un Cleveland Clinic marker set modifié permettant, grâce au placement d'au minimum trois marqueurs par segment, de connaître à tout moment l'orientation et l'emplacement de celui-ci. Le choix de ce marker set garantissait qu'il soit utilisable dans OpenSim.

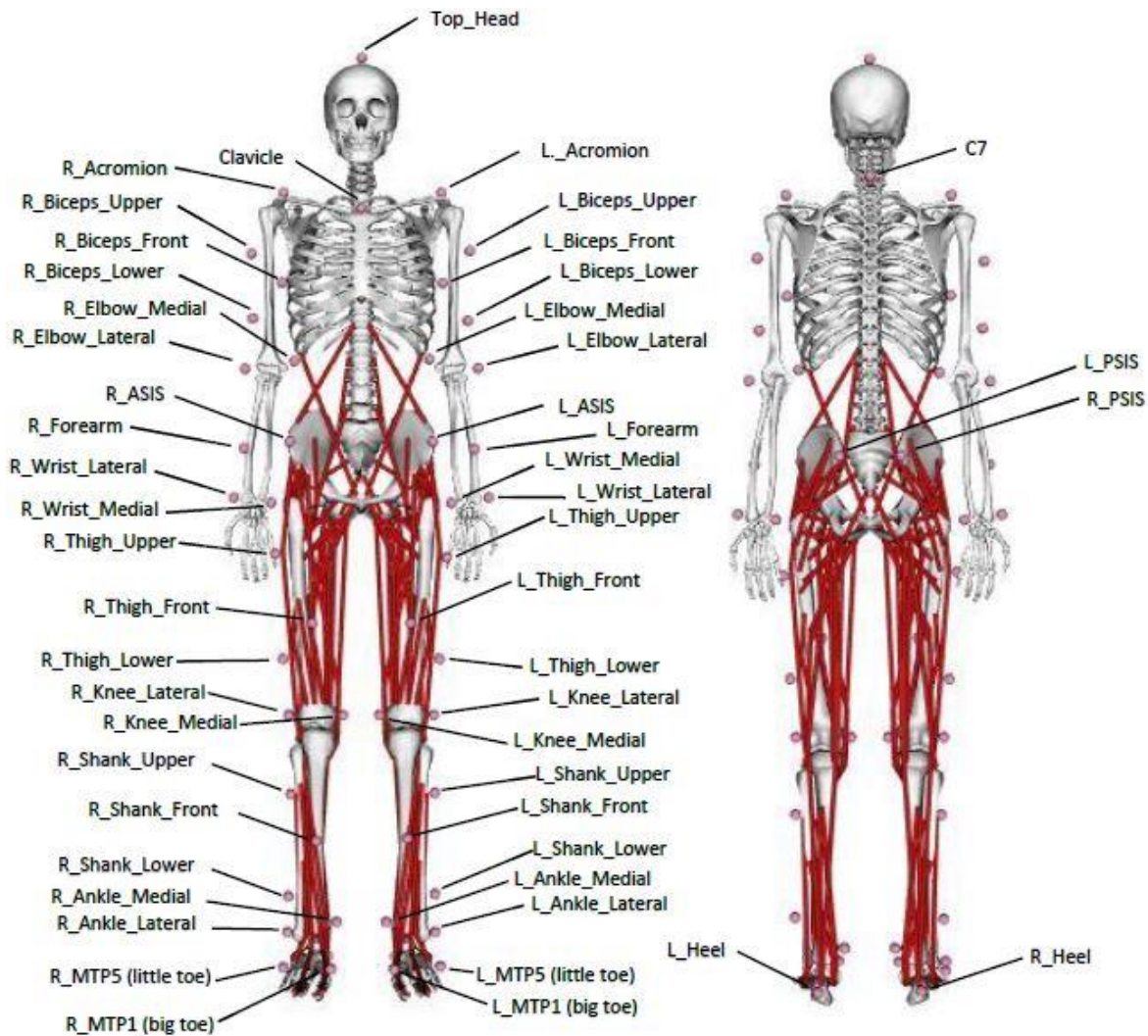


Figure 6. Modèle "Full-Body" muni des marqueurs virtuels selon le marker set composé de 50 marqueurs et proposé par le site internet dédié à OpenSim. Nous avons ajouté un marqueur sur la tête (Top\_Head) pour avoir une référence concernant la taille du sujet. Les noms des marqueurs sont repris tels qu'ils sont nommés sur la page internet. (John, C. (s.d.). Marker Set for Collection of Full-Body Motion Capture Data. Accès à l'adresse <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Collecting+Experimental+Data>.

Une fois toutes les données enregistrées et traitées en vue de leur utilisation dans OpenSim, elles y ont été importées. Pour chaque sujet, un total de quatre sauts a été simulé (le meilleur de chaque catégorie, soit le meilleur CMJn, le meilleur CMJa, le meilleur DJn et le meilleur DJa). Le choix des meilleurs sauts s'est fait d'après leur propreté d'exécution, c'est-à-dire ceux présentant des prises d'élan dynamiques et des réceptions stables. De plus, l'impulsion devait être symétrique et la phase de vol équilibrée. Dans OpenSim, nous avons eu, dans l'ordre, recours aux outils suivants: celui de *Scaling*, celui d'*Inverse Kinematics (IK)*, un premier outil d'analyse (*BodyKinematics*), celui de *Computed Muscles Control (CMC)* et finalement un deuxième outil d'analyse (*JointReaction*) (Figure 5). Pour la première étape, l'enregistrement de la cinématique statique a été utilisé, c'est-à-dire celui de la première mesure (cours enregistrement cinématique

du sujet en T-pose). L'outil adaptait alors notre modèle aux caractéristiques anthropométriques du sujet. La seconde étape consistait à lancer la cinématique inverse. Pour ce faire, nous avons importé l'enregistrement cinématique du saut pour que l'outil puisse animer le modèle de manière à ce qu'il suive le mieux possible les angles articulaires et la cinématique de la mesure en laboratoire. Ensuite, l'outil d'analyse *BodyKinematics* a été utilisé afin de calculer la position du COM dans le temps. Normalement (Delp et al., 2007), la prochaine étape aurait dû être celle du *Residual Reduction Algorithm (RRA)*. En effet, cet outil permet d'ajuster la cinématique du modèle pour qu'elle soit plus consistante avec les forces de réaction au sol. Nous avons tenté d'utiliser le *RRA* mais, après observation du rendu, nous avons décidé de ne pas l'utiliser car nous constatons une modification de la cinématique du modèle non conforme à la mesure cinématique de laboratoire. A la place, nous sommes passés directement à l'étape du *CMC*. Cet outil utilise des algorithmes pour calculer les activations musculaires nécessaires à reproduire la cinématique du modèle. Pour que cet outil fonctionne correctement, il a été nécessaire d'importer les forces de réaction au sol. Une capture d'écran montrant le modèle et ses forces de réaction au sol est présentée dans la Figure 7 ci-dessous. Finalement, dans une dernière étape, nous avons utilisé l'outil d'analyse *JointReaction* afin qu'OpenSim calcule les moments et les forces au niveau des articulations de la hanche, du genou et de la cheville. Malheureusement, à cause d'un problème rencontré lors de cette ultime étape, les valeurs obtenues ne correspondaient pas à ce qui était attendu (voir Annexe). Ainsi, ces valeurs n'ont pas été plus amplement analysées et n'ont pas été intégrées dans les calculs statistiques. Un aperçu global des variables calculées par OpenSim est affiché dans le schéma illustrant l'utilisation des données empiriques dans OpenSim (Figure 5).

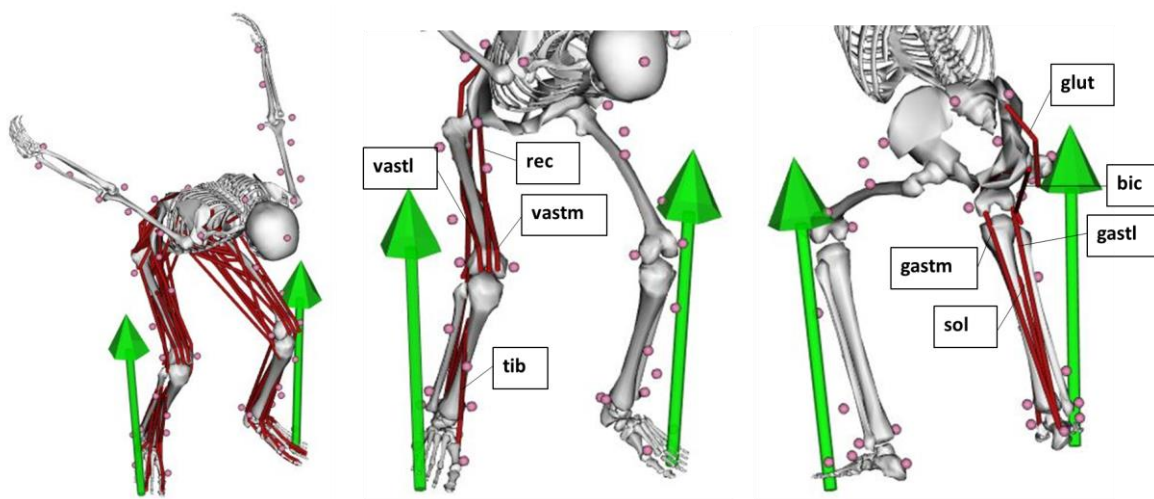


Figure 7. Capture d'écran du Full-Body modèle lors d'un countermovement jump avec bras et ses forces de réaction au sol représentées par les flèches vertes. L'image du milieu et celle de droite montrent les muscles choisis pour répondre à la problématique du présent travail (voir section 2.4.3 Analyse numérique). Rec = rectus femoris, vastl = vastus lateralis, vastm = vastus medialis, tib = tibialis anterior, glut = gluteus maximus, bic = biceps femoris (long head), gastm = gastrocnemius medialis, gastl = gastrocnemius lateralis, sol = soleus.

**2.4.3 Analyse numérique.** Afin de répondre à notre problématique, nous avons décidé de sélectionner uniquement un certain nombre de variables fournies par les divers outils OpenSim mentionnés précédemment, soit la trajectoire du COM, la composante verticale des forces de réaction enregistrées par les plateformes de force, les angles articulaires au niveau de la hanche, des genoux et des chevilles ainsi que les forces musculaires dans les jambes. Etant donné l'aspect symétrique des sauts qui ont été exécutés dans l'étude (réception simultanée des deux jambes, variation identique des angles articulaires dans le temps), nous avons décidé d'analyser uniquement les variables de la jambe droite des sujets. Chacune d'entre elles comportait une série de valeurs variant dans le temps. Celles-ci ont été regroupées dans des fichiers Excel. Pour chaque sujet, nous avons créé un fichier Excel avec quatre feuilles, une pour chaque type de saut (CMJn, CMJa, DJn, DJa). Ainsi, chaque feuille comportait toutes les variables mentionnées ci-dessus. Celles-ci ont été sélectionnées parmi d'autres car elles étaient indispensables à l'analyse des hauteurs de sauts et correspondaient aux articulations et aux muscles particulièrement importants lors d'activités dynamiques comme la course à pied ou les sauts (Hamner & Delp, 2013; Hamner et al., 2010; Nagano et al., 2005; Thelen & Anderson, 2006; Walsh, Boling, McGrath, Blackburn, & Padua, 2012).

Par la suite, nous avons importé les valeurs de ces variables dans MATLAB, les avons représentées graphiquement (Figure 8) par rapport au temps et avons choisi les paramètres pertinents et permettant de répondre à la problématique de ce travail.



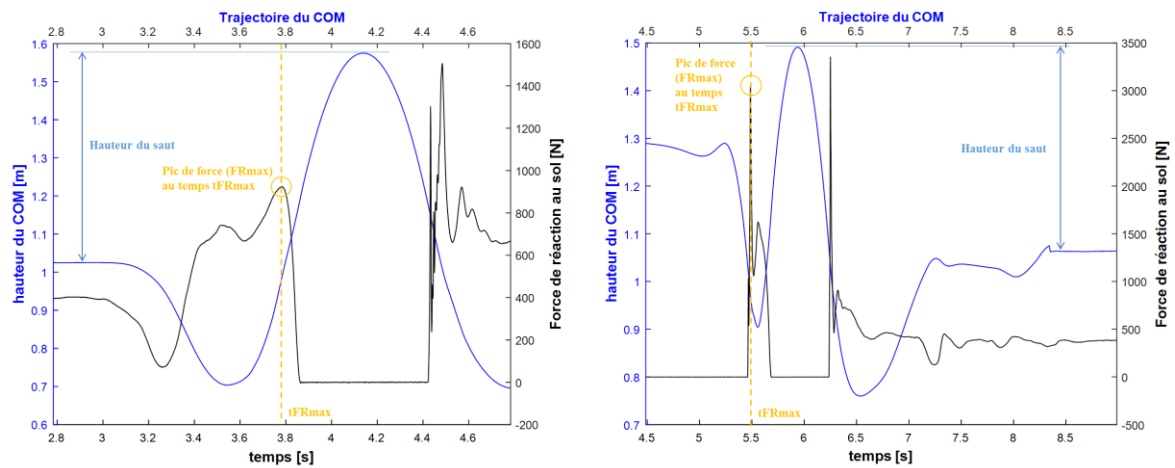


Figure 8. Représentation graphique du centre de masse (COM) (à gauche pour une countermovement jump avec bras et à droite pour un drop jump avec bras, courbe bleue) avec annotation concernant la hauteur du saut et le moment auquel a lieu le pic de force de réaction au sol pendant la phase de prise d'élan. En noir: courbe de la force de réaction au sol.

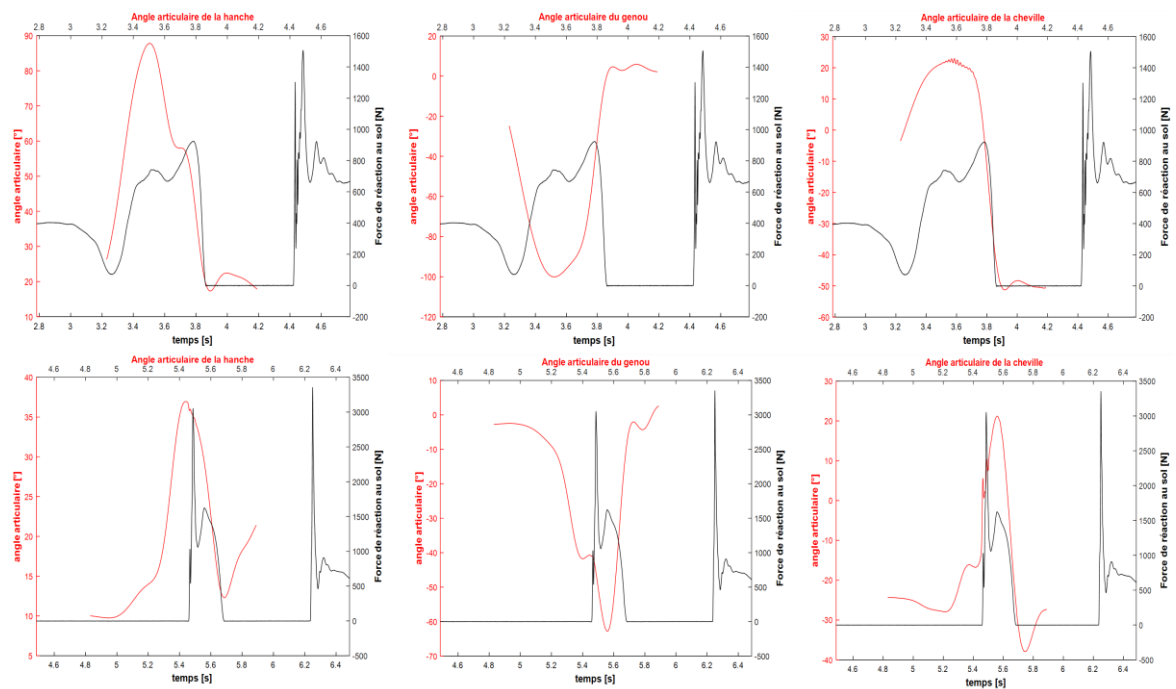


Figure 9. Représentation graphique des angles articulaires (voir Figure 12 pour la définition des mesures d'angles) pour un countermovement jump avec bras sur la première ligne et pour un drop jump avec bras sur la deuxième.

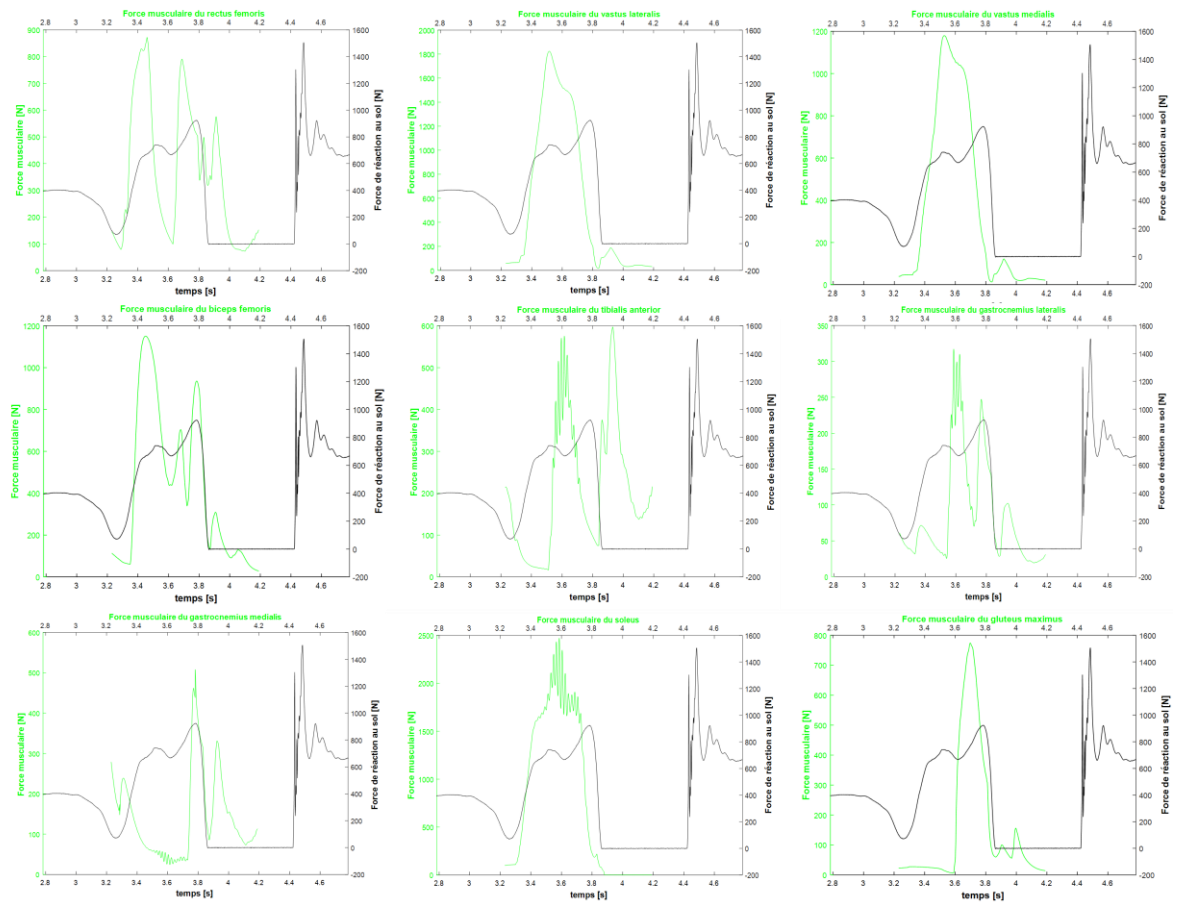


Figure 10. Représentation graphique des forces musculaires (en vert) lors d'un countermovement jump avec bras. En noir: force de réaction au sol.



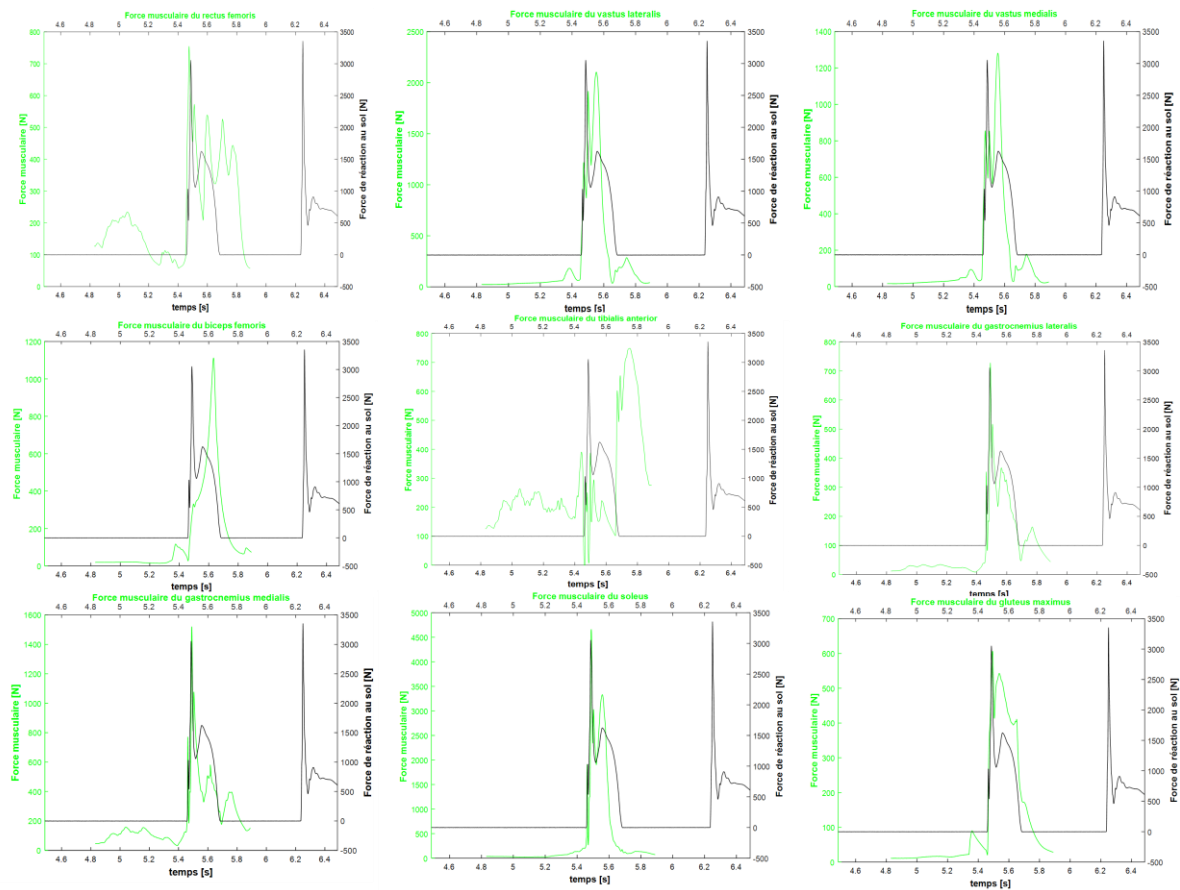


Figure 11. Représentation graphique des forces musculaires (en vert) lors d'un drop jump avec bras. En noir: force de réaction au sol.

Grâce à la trajectoire du COM, un des paramètres servant par la suite à l'analyse des différents sauts, soit la hauteur du saut, a pu être déterminé. Ensuite, nous avons déterminé le moment auquel la force de réaction au sol était maximale (tFRmax) pendant la prise d'élan et avons reporté la valeur de force correspondante (soit FRmax, le pic de force de réaction au sol mesuré au niveau du pied droit). Ensuite, nous avons reporté les valeurs d'angles articulaires au niveau de la hanche, du genou et de la cheville au moment correspondant (soit au temps tFRmax). Finalement, en ce qui concerne les variables musculaires, nous avons, pour chaque muscle, reporté la valeur de force maximale. Les paramètres choisis sont représentés dans le Tableau 2 ci-dessous.

Tableau 2

<i>Paramètres</i>	
<b>Hauteur de saut [m]</b>	<b>Forces musculaires maximales [N/kg]</b>
hauteur	Force rectus femoris (rec)
	Force vastus lateralis (vastl)
<b>Force maximale de réaction au sol [N/kg]</b>	Force vastus medialis (vastm)
FRmax	Force biceps femoris (bic)
	Force tibialis anterior (tib)
<b>Angles articulaires au temps tFRmax [°]</b>	Force gastrocnemius lateralis (gasl)
angle articulaire de la hanche	Force gastrocnemius medialis (gasm)
angle articulaire du genou	Force soleus (sol)
angle articulaire de la cheville	Force gluteus maximus (glutmax)

*Note.* Paramètres choisis pour répondre à la problématique de notre travail. tFRmax = temps correspondant au moment où le pic de force de réaction au sol est atteint lors de la prise d'élan du saut.

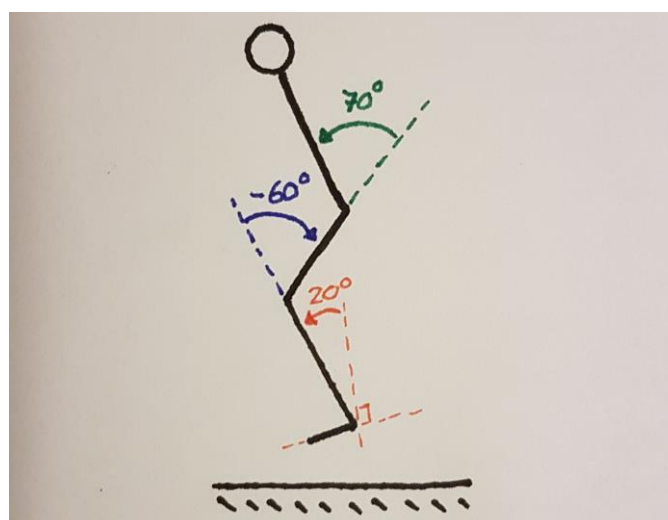


Figure 12. Méthode de définition d'angles. En vert, pour l'articulation de la hanche, en bleu pour celle du genou et en rouge pour celle de la cheville.

## 2.5 Statistiques

Pour l'analyse des résultats, nous avons regroupé les paramètres de chaque sujet et avons calculé leur moyenne (moy) ainsi que l'écart-type (é-t). Des tests de normalité et d'homogénéité ont été faits avec R version 3.2.5 (R Foundation for Statistical Computing, Vienne, Autriche). Les tests "stat.desc" et "LeveneTest" ont été utilisés pour vérifier que les distributions étaient respectivement normales et homogènes. Lorsque cela était le cas, les données ont été considérées comme paramétriques. Etant donné que nous sommes en possession de données avec deux critères de classification, soit le type de saut (CMJ vs DJ) et l'utilisation ou non des bras (a vs n), des Two-way ANOVA avec interaction ont été effectuées pour chaque variable afin de déterminer s'il y

avait des différences significatives entre les types de sauts. Les tests "aov" et "t2way" ont été utilisés respectivement pour les données paramétriques et pour les données non paramétriques. Lorsque l'ANOVA montrait une ou plusieurs différences significatives, nous procédions à une analyse post hoc à l'aide du test "TukeyHSD" pour les données paramétriques et du test "mcp2atm" pour les données non paramétriques. Pour tous les tests, le seuil de significativité a été fixé à 0.05. Dans un deuxième temps, nous avons cherché à découvrir si un ou plusieurs paramètres permettaient de prédire la performance de saut. Pour cela, nous avons fait des "scatter plots" et calculé les coefficients de corrélation  $r$  indépendamment pour chacun des paramètres. Finalement, en représentant graphiquement l'activation musculaire de chaque muscle, nous avons tenté de découvrir si les différents sauts avaient un "pattern" d'activation musculaire différent. Autrement dit, il s'agissait d'analyser si les courbes de ce graphique (avec sur l'axe des abscisses la liste des neuf muscles étudiés et sur l'axe des ordonnées la force musculaire maximale exprimée en pourcentage de la force maximale totale) présentaient une forme typique et différente selon les sauts. Les différences ont été évaluées à l'aide de t-test après vérification de la normalité avec stat.desc dans R.

### 3 Résultats

La moyenne des groupes, l'écart-type ainsi que les résultats pour chaque ANOVA sont présentés dans le Tableau 3.

Tableau 3

*Table récapitulative des résultats*

	CMJn	CMJa	DJn	DJa	ANOVA - valeurs-p			
	moy ± é-t	moy ± é-t	moy ± é-t	moy ± é-t	sauts	bras	sauts:bras	
Hauteur de saut [m]	0.42 ± 0.03	0.55 ± 0.04	0.39 ± 0.03	0.54 ± 0.08	p	0.307	< 0.001 ***	0.692
FRmax [N/kg]	11.93 ± 1.28	12.55 ± 1.05	26.91 ± 8.45	24.72 ± 10.31	np	0.009 **	0.778	0.682
Angle art. hanche [°]	70.50 ± 15.00	51.18 ± 11.43	37.18 ± 11.11	37.21 ± 12.72	p	< 0.001 ***	0.077	0.076
Angle art. genou [°]	-92.32 ± 8.34	-55.47 ± 10.41	-58.30 ± 13.32	-59.58 ± 15.31	p	0.007 **	0.002 **	0.001 *
Angle art. cheville [°]	24.73 ± 5.56	13.50 ± 9.69	6.60 ± 13.23	9.01 ± 9.52	p	0.011 *	0.287	0.107
Force rec. [N/kg]	11.83 ± 1.27	12.79 ± 1.07	11.47 ± 5.12	12.07 ± 4.38	p	0.708	0.588	0.898
Force vastl. [N/kg]	27.64 ± 2.43	26.43 ± 3.55	29.58 ± 4.83	29.86 ± 3.95	p	0.098	0.765	0.634
Force vastm [N/kg]	17.93 ± 1.42	17.27 ± 2.40	18.49 ± 4.45	19.25 ± 3.74	p	0.345	0.966	0.596
Force bic. [N/kg]	13.75 ± 1.07	14.32 ± 1.31	10.99 ± 1.22	12.41 ± 3.61	np	0.065	0.420	0.971
Force tib. [N/kg]	6.94 ± 0.77	6.66 ± 1.29	6.24 ± 1.70	8.00 ± 1.64	np	0.474	0.245	0.197
Force gasl. [N/kg]	2.61 ± 0.85	2.88 ± 0.60	5.77 ± 4.28	6.34 ± 3.06	np	0.043 *	0.718	0.841
Force gasm. [N/kg]	5.44 ± 1.29	6.29 ± 1.06	11.97 ± 8.36	12.87 ± 6.02	np	0.070	0.733	0.976
Force sol. [N/kg]	32.63 ± 1.66	29.54 ± 3.19	41.78 ± 21.62	43.14 ± 15.09	np	0.130	0.883	0.841
Force glutmax. [N/kg]	8.25 ± 1.36	10.70 ± 1.87	11.40 ± 1.04	10.49 ± 1.90	p	0.034 *	0.249	0.017

*Note.* CMJn = countermovement jump sans bras; CMJa = countermovement jump avec bras; DJn = drop jump sans bras; DJa = drop jump avec bras; moy = moyenne; é-t = écart-type; p = paramétrique; np = non paramétrique; rec = rectus femoris, vastl = vastus lateralis, vastm = vastus medialis, tib = tibialis anterior, glut = gluteus maximus, bic = biceps femoris (long head), gasm = gastrocnemius medialis, gasl = gastrocnemius lateralis, sol = soleus.. \*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ .

Lorsque l'ANOVA montrait des différences significatives entre les facteurs, des analyses post hoc ont été menées. Les résultats de ces dernières sont illustrés dans les "boxplots" par le biais d'astérisques indiquant une différence significative (\*  $p < 0.05$ ) entre deux sauts. Les analyses post hoc ont montré qu'il y avait des différences significatives entre les types de sauts pour le paramètre cinématique, soit la hauteur de saut (Figure 10 a)) ainsi que pour le paramètre cinétique, soit la force de réaction au sol (Figure 10 b)). Les sujets sautaient plus haut lorsqu'ils faisaient des CMJa que lorsqu'ils faisaient des CMJn ( $0.55 \pm 0.04$  m vs.  $0.42 \pm 0.03$  m,  $p < 0.001$ ). Il en est de même pour les DJ. La hauteur atteinte lors des DJa était significativement plus élevée que celle atteinte lors des DJn ( $0.54 \pm 0.08$  m vs.  $0.39 \pm 0.03$  m,  $p < 0.001$ ). Pour le paramètre de force de réaction au sol maximale (b)), nos analyses ont montré qu'il y avait une différence significative entre les CMJ et les DJ. En effet, ces derniers avaient une FRmax significativement plus élevée que les CMJ ( $25.81 \pm 9.06$  N/kg vs.  $12.24 \pm 1.16$  N/kg,  $p = 0.014$ ).

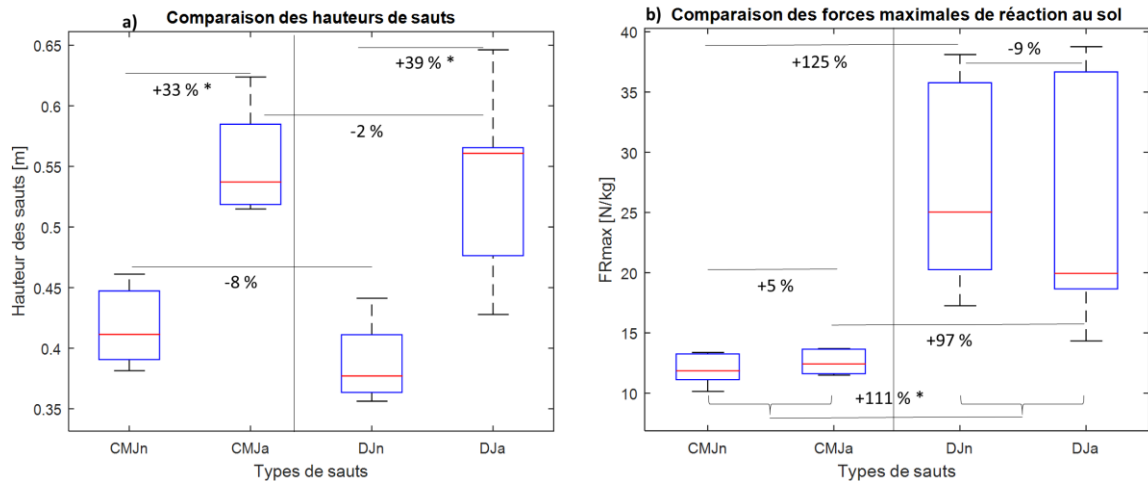


Figure 10. Boxplots des deux paramètres provenant directement des mesures en laboratoire. A gauche le paramètre cinématique, à droite le paramètre cinétique. Les valeurs en pourcentage quantifient les différences entre les valeurs moyennes des divers sauts. Les différences significatives ( $p < 0.05$ ) sont représentées par une étoile (\*). CMJn = countermovement jump sans bras; CMJa = countermovement jump avec bras; DJn = drop jump sans bras; DJa = drop jump avec les bras.

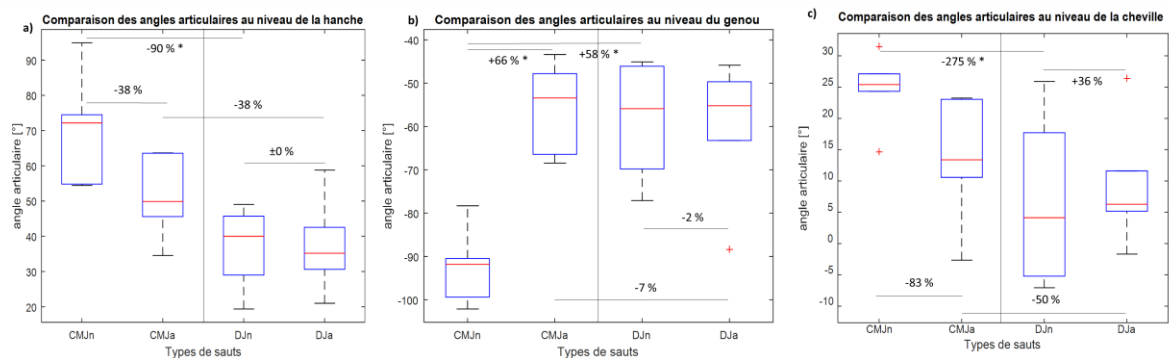


Figure 11. Boxplots des paramètres d'angles articulaires. Les valeurs en pourcentage quantifient les différences entre les valeurs moyennes des divers sauts. Les différences significatives ( $p < 0.05$ ) sont représentées par une étoile (\*). CMJn = countermovement jump sans bras; CMJa = countermovement jump avec bras; DJn = drop jump sans bras; DJa = drop jump avec les bras.

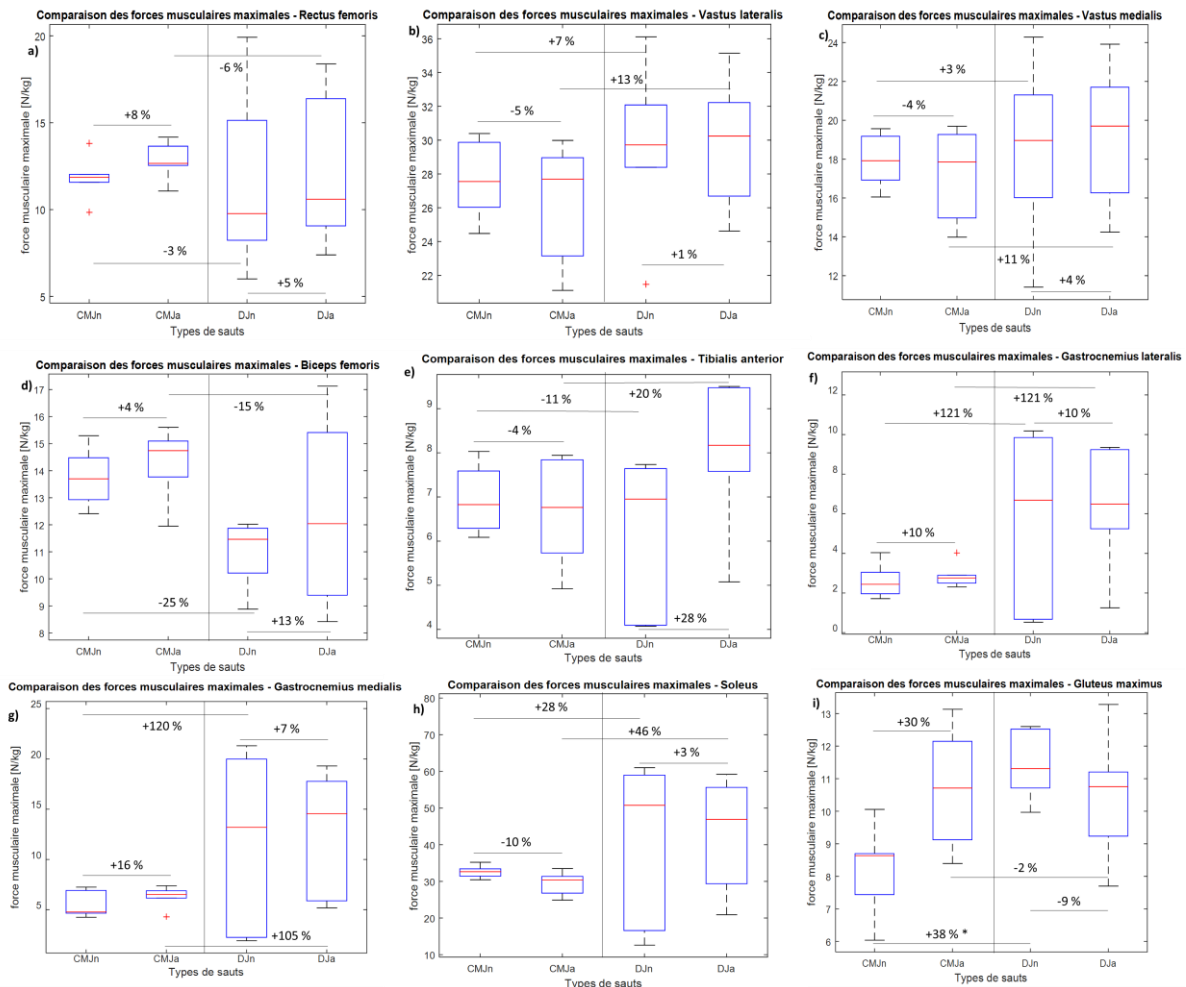
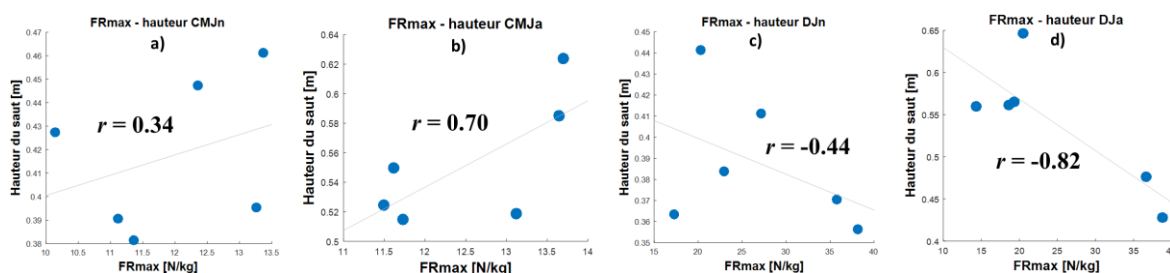


Figure 12. Boxplots des paramètres musculaires. Les valeurs en pourcentage quantifient les différences entre les valeurs moyennes des divers sauts. Les différences significatives ( $p < 0.05$ ) sont représentées par une étoile (\*). CMJn = countermovement jump sans bras; CMJa = countermovement jump avec bras; DJn = drop jump sans bras; DJa = drop jump avec les bras.

En ce qui concerne l'angle articulaire au niveau de la hanche (Figure 11 (a)) lors des sauts, nos analyses ont montré que les sujets fléchissaient significativement plus leur hanche lors des CMJn que lors des DJn ( $70.50 \pm 15.00^\circ$  vs.  $37.18 \pm 11.11^\circ$ ,  $p = 0.001$ ). Pour l'articulation du genou (d)), les analyses ont montré que l'angle articulaire lors du CMJn était significativement différent de celui mesuré lors du CMJa ( $-92.32 \pm 8.34^\circ$  vs.  $-55.47 \pm 10.41^\circ$ ,  $p < 0.001$ ) et également significativement différent de celui du DJn ( $-92.32 \pm 8.34^\circ$  vs.  $-58.30 \pm 13.32^\circ$ ,  $p < 0.001$ ), soit une flexion du genou plus importante pour le CMJn par rapport aux deux autres sauts. Concernant l'articulation de la cheville (c)), seuls les angles articulaires du CMJn différaient significativement de ceux du DJn ( $24.73 \pm 5.56^\circ$  vs.  $6.60 \pm 13.23^\circ$ ,  $p = 0.023$ ). Le CMJn montrait une flexion de la cheville plus importante que le reste des sauts. Finalement, pour la force maximale du gluteus maximus (Figure 12 i)), les analyses ont montré que seule la force maximale développée lors du DJn était significativement différente de celle développée lors du

CMJn ( $11.40 \pm 1.04$  N/kg vs.  $8.25 \pm 1.36$  N/kg,  $p = 0.013$ ). Aucune différence significative n'a été trouvée dans le restant des paramètres musculaires. Ceux-ci sont tout de même entièrement représentés dans la Figure 12 et illustrent le fait que la variabilité au sein des DJ est plus grande que celle au sein des CMJ. De plus, les boxplots montrent graphiquement ce qui est décrit numériquement dans le Tableau 3, soit que la moyenne des forces musculaires était plus élevée pour les DJ que pour les CMJ et ce pour sept des neuf muscles. En effet, seuls le rectus femoris et le biceps femoris ont montré une baisse de la force musculaire moyenne pour les DJ en comparaison aux CMJ.

Intéressons-nous maintenant aux coefficients de corrélation (calculés dans MATLAB à l'aide de la fonction "corrcoef"). Les figures suivantes (Figures 13 à 16) montrent les scatter plots (avec droite de régression) et les valeurs des coefficients de corrélation. Lorsque la valeur absolue de ces derniers, soit la valeur absolue de  $r$ , est comprise entre 0.0 et 0.3, la liaison entre les deux variables est considérée comme négligeable. Lorsque celle-ci est comprise entre 0.3 et 0.5, il est admis que la liaison est faible. Entre 0.5 et 0.7, la liaison entre les deux variables est considérée comme modérée et, à partir d'une valeur supérieure à 0.7, la relation est considérée comme forte ou très forte lorsqu'elle dépasse 0.9 (Mukaka, 2012). Ci-dessous ne seront présentés sous forme écrite uniquement les paramètres ayant montré une relation avec la hauteur de saut considérée comme modérée à forte. Les paramètres pour lesquels  $r$  n'atteint pas la valeur de 0.5 sont présentés uniquement dans les figures.



**Figure 13.** Scatter plots, droites de régression linéaire et coefficients de corrélation  $r$  entre les pics de force de réaction au sol (FRmax) lors de la prise d'élan et les hauteurs de sauts.  $0.0 < r < 0.3$  = relation négligeable,  $0.3 < r < 0.5$  = relation faible,  $0.5 < r < 0.7$  = relation modérée,  $0.7 < r < 0.9$  = relation forte,  $r > 0.9$  = relation très forte. CMJn = countermovement jump sans bras; CMJa = countermovement jump avec bras; DJn = drop jump sans bras; DJa = drop jump avec les bras.

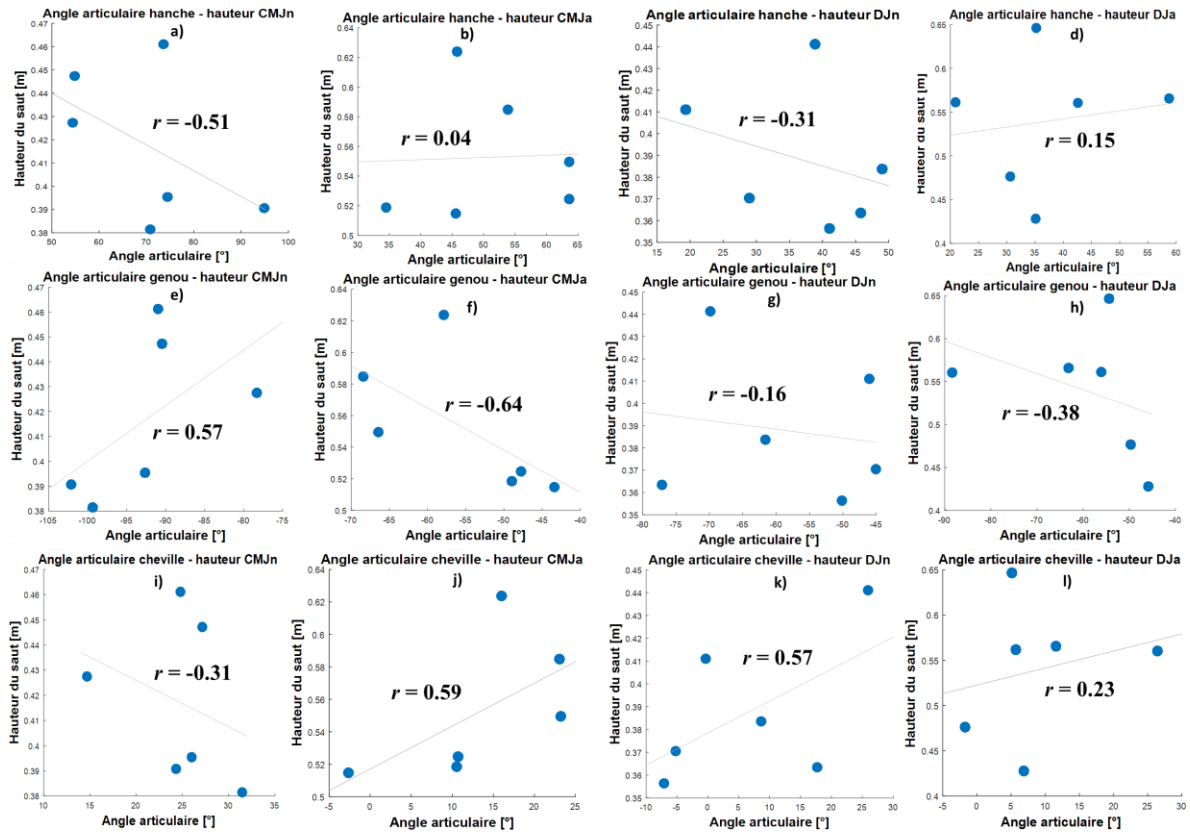


Figure 14. Scatter plots, droites de régression linéaire et coefficients de corrélation  $r$  entre les angles articulaires et les hauteurs de sauts.  $0.0 < r < 0.3$  = relation négligeable,  $0.3 < r < 0.5$  = relation faible,  $0.5 < r < 0.7$  = relation modérée,  $0.7 < r < 0.9$  = relation forte,  $r > 0.9$  = relation très forte. CMJn = countermovement jump sans bras; CMJa = countermovement jump avec bras; DJn = drop jump sans bras; DJa = drop jump avec les bras.



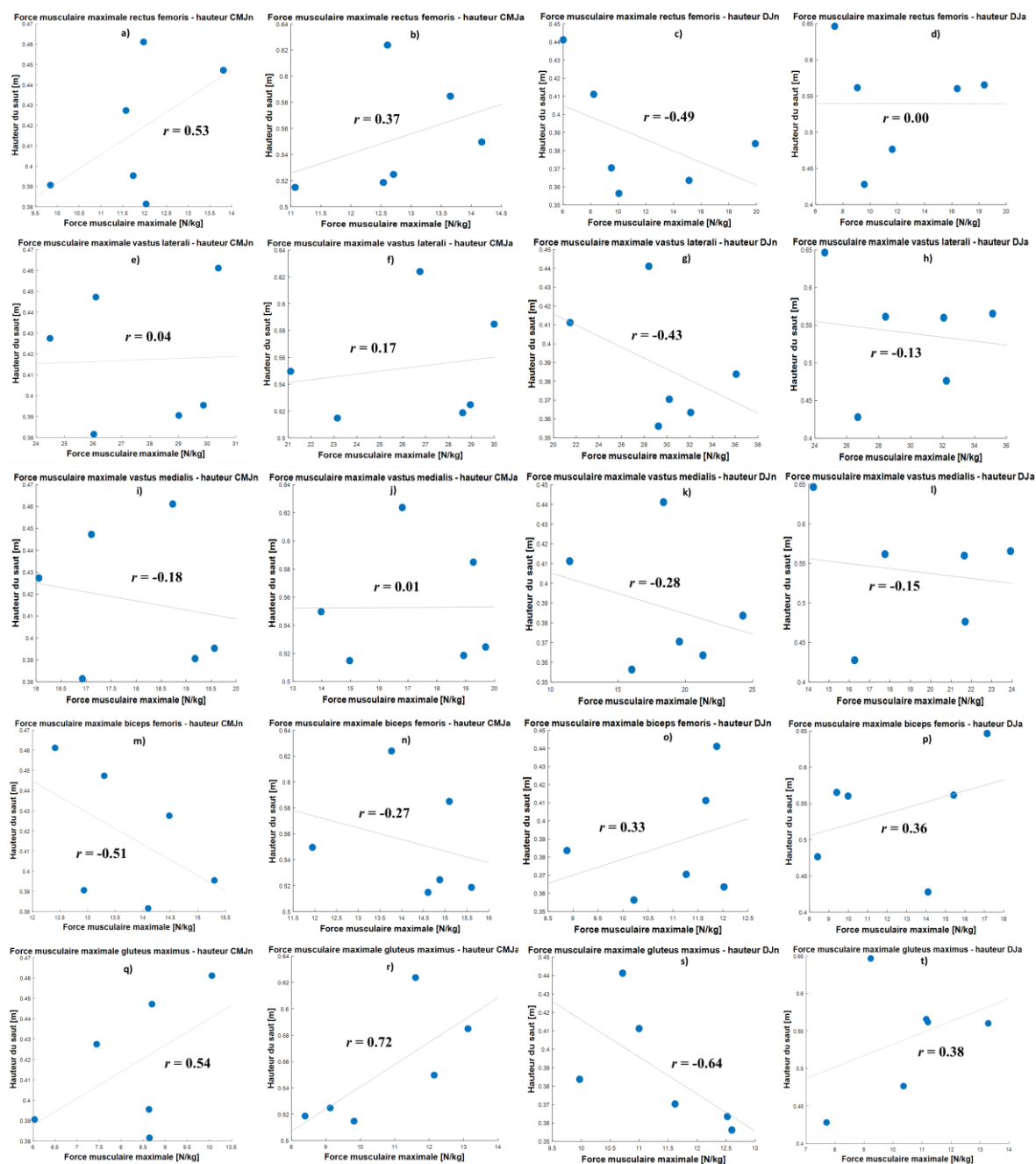
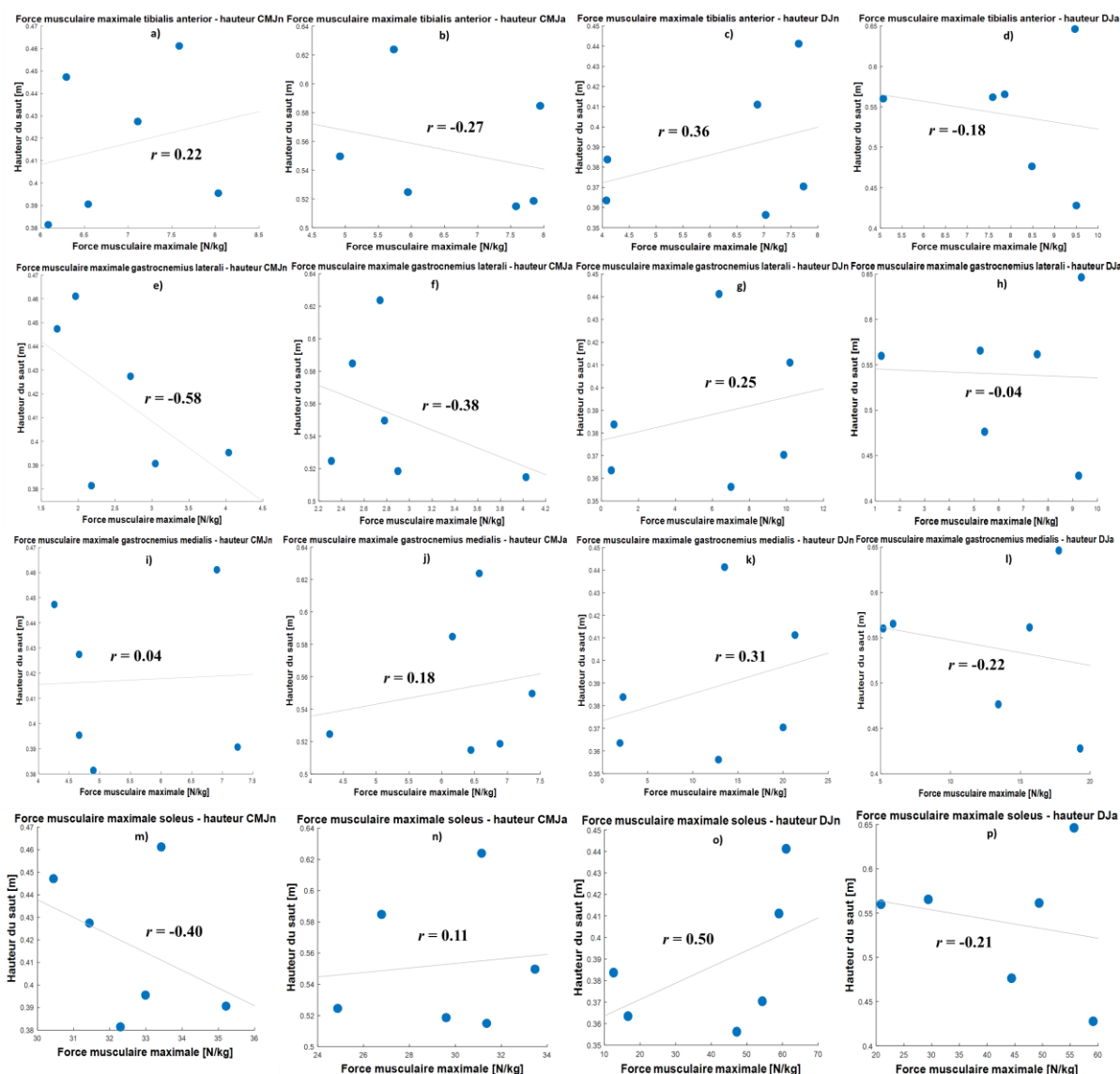


Figure 15. Scatter plots, droites de régression linéaire et coefficients de corrélation  $r$  entre les forces musculaires des muscles du haut de la jambe et les hauteurs de sauts.  $0.0 < r < 0.3$  = relation négligeable,  $0.3 < r < 0.5$  = relation faible,  $0.5 < r < 0.7$  = relation modérée,  $0.7 < r < 0.9$  = relation forte,  $r > 0.9$  = relation très forte. CMJn = countermovement jump sans bras; CMJa = countermovement jump avec bras; DJn = drop jump sans bras; DJa = drop jump avec les bras.



**Figure 16.** Scatter plots, droites de régression linéaire et coefficients de corrélation  $r$  entre les forces musculaires des muscles du bas de la jambe et les hauteurs de sauts.  $0.0 < r < 0.3$  = relation négligeable,  $0.3 < r < 0.5$  = relation faible,  $0.5 < r < 0.7$  = relation modérée,  $0.7 < r < 0.9$  = relation forte,  $r > 0.9$  = relation très forte. CMJn = countermovement jump sans bras; CMJa = countermovement jump avec bras; DJn = drop jump sans bras; DJa = drop jump avec les bras.

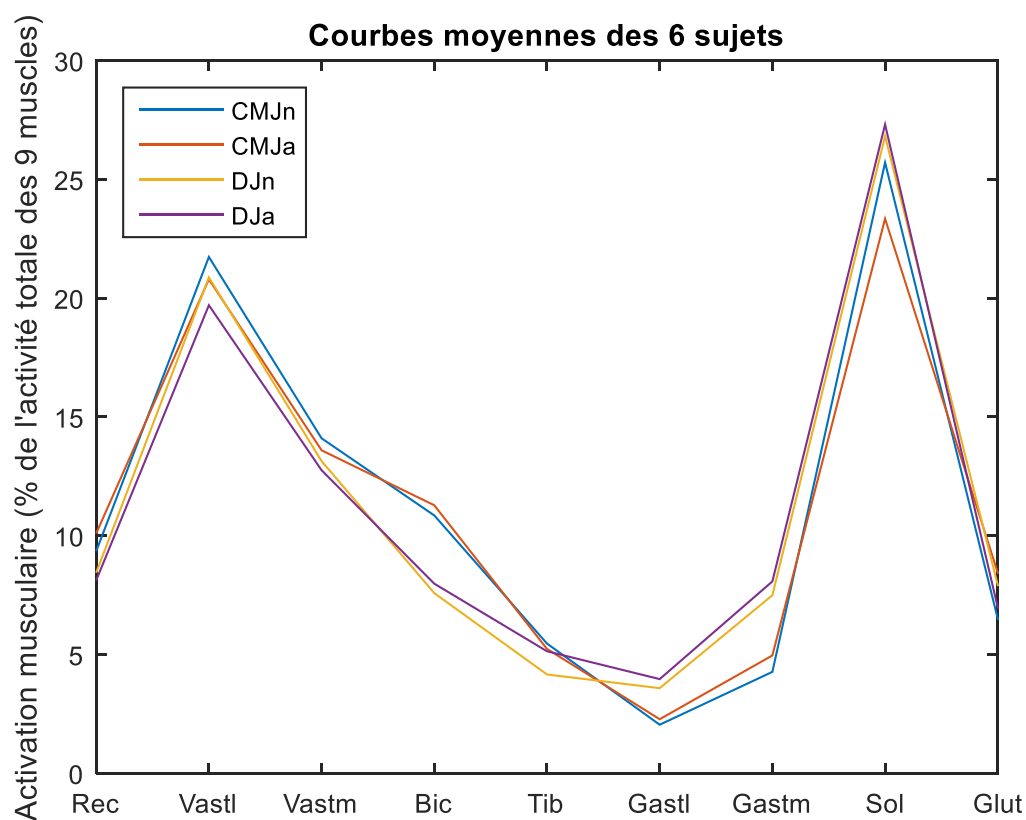
Les régressions linéaires et le calcul des coefficients de corrélation ont montré qu'il existait des paramètres ayant tendance à influencer positivement ou négativement la hauteur de saut. Les Figures 13 et 14 montrent les relations modérées à fortes pour les paramètres suivants: FRmax et angles articulaires. Ainsi, nos analyses ont montré que pour le CMJa, la hauteur de saut avait une liaison forte avec la force maximale de réaction au sol lors de la prise d'élan (Figure 13 b)). Plus la force en question était forte, plus les sujets semblaient sauter haut ( $r = 0.70$ ). Pour le DJa (d)), la relation était exactement opposée. En effet, plus cette force de réaction au sol était grande, plus la hauteur de saut diminuait ( $r = -0.82$ ). Au niveau des articulations, nos calculs

ont montré que plus la flexion de la hanche était grande lors du CMJn (Figure 14 a)), moins le saut n'allait haut ( $r = - 0.51$ ). Au niveau du genou (e)), les analyses ont montré le même principe (même si la pente de la droite est ici positive étant donné les valeurs d'angles négatives). Plus la flexion au niveau du genou était grande, moins le CMJn n'allait haut ( $r = 0.57$ ). Pour la même articulation, le phénomène était contraire pour le CMJa (f)). En effet, la droite de régression a montré que plus la flexion du genou était importante, plus le saut allait haut ( $r = - 0.64$ ). Au niveau de l'articulation de la cheville, plus la flexion était importante, plus les CMJa (j)) ( $r = 0.59$ ) et le DJn (k)) ( $r = 0.57$ ) allaient haut.

Quant aux régressions linéaires comportant les paramètres de force musculaire (Figures 15 et 16), les représentations graphiques ont montré que, pour la CMJn, l'influence des forces musculaires maximales sur la performance de saut était différente selon les muscles. Ainsi, pour le rectus femoris (Figure 15 a)) et le gluteus maximus (Figure 15 q)), plus la force musculaire maximale était grande, plus les CMJn allaient haut ( $r = 0.53$  pour le rectus femoris et  $r = 0.54$  pour le gluteus maximus). Au contraire, pour le biceps femoris (Figure 15 m)) et le gastrocnemius lateralis (Figure 16 e)), plus la force musculaire maximale était grande, plus la performance de saut diminuait ( $r = - 0.51$  pour le biceps femoris et  $r = - 0.58$  pour la gastrocnemius lateralis). Pour le CMJa, la force musculaire maximale du gluteus maximus (Figure 15 r)) influençait de la même manière la performance de saut que pour le CMJn. Ainsi, plus la force musculaire était élevée, plus le sujet sautait haut ( $r = 0.72$ ). Concernant les DJn, deux muscles ont montré des relations dépassant le seuil de 0.5. En effet, le soleus (Figure 16 o)) et le gluteus maximus (Figure 15 s)) ont tous deux montré une relation modérée avec la hauteur de saut. Tandis que le soleus présentait une corrélation positive entre la force musculaire maximale et la hauteur de saut ( $r = 0.50$ ), le gluteus maximus en présentait une négative ( $r = - 0.64$ ).

Finalement, afin d'observer une éventuelle différence de pattern d'activation musculaire, nous avons représenté graphiquement (Figure 17) l'activité musculaire en pourcentage de l'activité totale des neuf muscles analysés. Le graphique montre que deux muscles se distinguent en ce qui concerne le pourcentage de participation à la force totale des neuf muscles. Ces deux muscles sont le vastus lateralis et le soleus avec tous deux respectivement plus de 20 et 25 % de la force totale.

En ce qui concerne le pattern d'activation, comme nous pouvons le voir sur le graphique, il est quasiment identique pour les quatre sauts. Seul au niveau du biceps femoris et des deux gastrocnemius une légère différence peut être observée. En effet, les deux courbes de DJ empruntent à ces endroits-là des trajectoires différentes de celles empruntées par les deux CMJ. Après vérification de la normalité (stat.desc dans R), des t-tests ont été réalisés et ont montré que la différence entre les DJ (DJn + DJa) et les CMJ (CMJn + CMJa) était significative ( $p < 0.001$ ) pour le biceps femoris. Il en va de même pour le gastrocnemius lateralis ( $p = 0.021$ ) et le gastrocnemius medialis ( $p = 0.025$ ).



*Figure 17.* Pattern d'activation musculaire des 9 muscles de la jambe étudiés dans ce travail. Rec = rectus femoris, vastl = vastus lateralis, vastm = vastus medialis, bic = biceps femoris, tib = tibialis anterior, gastl = gastrocnemius lateralis, gastm = gastrocnemius medialis, sol = soleus, glut = gluteus maximus. CMJn = countermovement jump sans bras; CMJa = countermovement jump avec bras; DJn = drop jump sans bras; DJa = drop jump avec les bras.

## 4 Discussion

### 4.1 Discussion des résultats

Les sauts pieds joints jouent un rôle central dans le sport. D'un côté, ils sont souvent utilisés pour évaluer les capacités physiques, plus précisément la force explosive (Meier et al., 2016) d'un sportif. D'un autre côté, ce type de sauts est largement utilisé dans diverses disciplines sportives telles que le volleyball, le basketball ou encore le parkour. En sciences du sport, les sauts pieds joints sont régulièrement exécutés sous trois formes standardisées, soit sous la forme d'un SJ, d'un CMJ ou d'un DJ. Ces derniers ont été le sujet de très nombreuses études (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974; Mackala et al., 2013; Nagano et al., 2005; Vaverka et al., 2016) s'intéressant notamment à la différence entre les divers sauts, que ce soit au niveau biomécanique ou au niveau de la hauteur de saut. Malgré cela, d'après nos connaissances, ces sauts n'ont encore jamais été comparés à l'aide d'une simulation biomécanique dans OpenSim avec des "inputs" provenant de mesures expérimentales en laboratoire. Ainsi, en comparant les CMJn, CMJa, DJn et DJa à l'aide d'OpenSim, nous avons exploré une nouvelle approche du sujet. Notre but était d'observer les différences biomécaniques entre ces quatre sauts, d'analyser l'influence des bras sur ces différences et de déterminer quelles étaient les répercussions de ces différences sur la performance de saut.

Nos analyses ont relevé d'importantes différences entre les divers sauts étudiés pour les divers paramètres (Tableau 2) choisis. Ainsi, la performance de saut, c'est-à-dire la hauteur atteinte, était plus élevée pour les sauts avec les bras que pour les sauts sans bras (Figure 10 a)). Ces résultats sont en accord avec les études sur la hauteur de saut (Feltner et al., 1999; Harman et al., 1991; Lees et al., 2004) et peut s'expliquer par la "pull" théorie développée par Harman et al. (1991) (voir section 1.1 Biomécanique des sauts) et également par le fait que les bras positionnent le COM plus haut lors de l'envol qu'il ne le serait sans les bras, améliorant ainsi la hauteur de saut (voir section 1.1 Biomécanique des sauts, formule adaptée de Chapman (2008)). En ce qui concerne le type de saut, avec une hauteur de DJ de 30 cm, nos analyses n'ont montré aucune différence de hauteur de saut entre les CMJ et les DJ, alors que dans l'étude de Asmussen et Bonde-Petersen (1974), une hauteur de départ de DJ comprise entre 23.3 et 40.4 cm permettait un DJ plus élevé qu'un CMJ. Cette différence peut être le résultat de consignes différentes. En effet, pour l'étude menée en 1974, la seule consigne était d'effectuer le saut directement, sans interruption après la première phase de décélération. Dans le cadre de notre étude, les

consignes communiquées aux sujets étaient de tenter de sauter le plus haut possible mais également avec le plus dynamisme possible (minimiser le temps entre la réception et l'envol). Ainsi, nous pouvons supposer que nos sauts étaient potentiellement plus dynamiques et allaient moins haut que les leurs, comme le suggèrent également les différences observées entre un countermovement Drop Jump et un bounce Drop Jump (le second étant par définition plus dynamique) dans l'étude de Bobbert et al. (1987). En ce qui concerne les forces de réaction au sol (Figure 10 b)), nos analyses ont montré une différence des valeurs, celles-ci étant plus de deux fois plus importantes lors des DJ que lors des CMJ. Ces résultats sont similaires à ceux observés par Bobbert et al. (1987) pour lesquels les résultats avaient montré une valeur maximale de force de réaction au sol avant l'envol plus importante lors du DJ que lors du CMJ (environ + 100 % pour Bobbert et al. (1987) vs. + 110 % dans notre étude). Dans notre étude, cette force de réaction était également corrélée avec la performance de saut (Figure 13). En effet, pour les CMJ, plus cette force était grande, plus le saut allait haut, mais le contraire a été observé pour les DJ avec une liaison négative forte (en valeur absolue, la plus importante du travail) pour les DJa ( $r = -0.82$ ). Pour les CMJ, ces résultats peuvent être expliqués par la loi de l'action-réaction (troisième loi de Newton, (Benno & Walter, 2007)) qui explique que, dans notre cas, plus la force de réaction au sol est grande et plus, forcément, la force de poussée vers le bas doit être grande. Hors, c'est elle qui permet au sujet de sauter. Le phénomène observé pour les DJ peut s'expliquer par le fait que lors de l'impact, si celui-ci est trop fort et donc mal emmagasiné, de l'énergie est dissipée. Celle-ci manquera alors pour la phase concentrique et le saut ira moins haut.

Concernant les angles articulaires au moment du pic de force de réaction au sol lors de la prise d'élan (Figure 11), nos analyses ont montré que pour chacune des trois articulations de la jambe, les valeurs d'angles articulaires mesurées au temps  $t_{FRmax}$  pour les CMJn étaient significativement différentes d'une ou plusieurs valeurs provenant des trois autres sauts. En effet, les valeurs d'angles articulaires traduisant la plus importante flexion, que ce soit de la hanche, du genou ou de la cheville, appartenaient toujours au CMJn. Ces résultats sont en accord avec ceux observés par Bobbert et al. (1987) qui montraient que, pour les trois articulations, celles-ci étaient plus fléchies lors du CMJ que lors du DJ. Dans notre cas, cette flexion moins importante lors du DJ s'explique tout simplement par le fait que la consigne ait été de sauter de manière dynamique, impliquant une réduction du temps de prise d'élan, une réduction de l'amplitude angulaire et donc une réduction de la valeur d'angle au moment  $t_{FRmax}$ . Il est également intéressant d'observer que, dans notre étude, la différence entre les angles articulaires au sein du DJ

(donc la différence entre DJn et DJa) semble plus faible que celle observée au sein du CMJ (donc entre CMJn et CMJa), et ce, au sein de chaque articulation. Cela veut donc dire que les bras ont un effet plus important sur la technique de saut dans le cadre d'un CMJ que dans le cadre d'un DJ. Malgré cela, l'effet des bras sur la hauteur de saut était la même pour un CMJ que pour un DJ (Figure 10 a)).

Concernant l'activité musculaire, l'analyse graphique (boxplots) et numérique (Tableau 3) montre que la force musculaire moyenne est plus élevée pour les DJ que les CMJ, et ce, pour la plupart des muscles. Seuls le rectus femoris et le biceps femoris font exception à la règle. En effet, leur moyenne de force musculaire est plus faible pour le DJ que pour le CMJ. Les mêmes résultats ont été observés par Bobbert et al. (1987), du moins en partie vu qu'ils n'ont traité que cinq des neuf muscles que nous avons analysés. Ils ont mesuré les pics de niveaux d'EMG lors de CMJ et lors de DJ (CDJ et BDJ) et leurs résultats ont montré que pour le vastus medialis, les gastrocnemius et le soleus, les valeurs étaient plus élevées lors des DJ que lors des CMJ. Dans leur étude, seul un muscle ne montrait pas une activité plus forte lors du DJ. Le muscle en question était le rectus femoris, soit un des deux muscles dont l'activité musculaire était également moins forte dans notre étude. Dans nos résultats, le seul muscle ayant montré une activation (une force maximale) significativement différente entre les sauts était le gluteus maximus (Figure 12 i)). En effet, nos calculs ont montré que la force développée par celui-ci lors du DJn était significativement plus importante que lors du CMJn. Pour le gluteus maximus, les résultats de régressions linéaires ont montré qu'il était le muscle prédicteur de la hauteur de saut le plus important dans notre étude (Figure 15). Sa relation avec la hauteur de saut était au minimum modérée pour trois des quatre sauts étudiés. Alors que sa force maximale influençait négativement la hauteur des DJn, elle influençait positivement la hauteur atteinte lorsque les sujets effectuent soit un CMJn, soit un CMJa. La relation était néanmoins plus forte pour le CMJn ( $r = 0.72$ ). Ces résultats vont dans le sens de l'étude menée par Nagano et al. (2005). En simulant un CMJ à effort maximal avec un modèle humain 3D, ils ont observé que le gluteus maximus, mais également le soleus et les vasti jouaient un rôle majeur dans la performance de saut en fournissant une grande quantité de travail pendant la phase d'élan. Néanmoins, le gluteus maximus n'était pas le seul prédicteur de la hauteur de saut comme le montrent les droites de régression. Effectivement, certains angles ainsi que la force de réaction au sol étaient également de bons prédicteurs. Ainsi, des flexions plus importantes dans la hanche et le genou semblent avoir une influence négative sur les CMJn. Par contre, lorsque les bras entraînent en jeu (CMJa), l'effet

était inversé et une plus forte flexion, cette fois-ci dans le genou et la cheville, avait tendance à améliorer la hauteur de saut.

De plus, hormis le *gluteus maximus* évoqué précédemment, d'autres muscles semblent également être de relativement bons prédicteurs de la hauteur de saut d'après nos résultats. C'est le cas du *soleus*, mais aussi du *rectus femoris*, du *biceps femoris* et du *gastrocnemius lateralis*. Tandis que la force du *rectus femoris* influençait positivement la hauteur du CMJn comme le faisait le *gluteus maximus*, les forces du *biceps femoris* et du *gastrocnemius lateralis* avaient tendance à influencer négativement la hauteur du CMJn. Quant au *soleus*, plus sa force était grande, plus la performance du DJn semblait être bonne. L'influence négative du *soleus* et du *gluteus maximus* sur le DJn est difficilement explicable étant donné qu'ils sont tous deux considérés comme importants pour la performance de saut (Nagano et al., 2005). De plus, il semble qu'aucune étude ne se soit jusqu'à présent intéressée aux liens entre les forces musculaires et les performances des divers types de sauts dont il est question dans ce travail, rendant la comparaison avec d'autres recherches difficile, et l'évaluation de nos résultats délicate.

Nagano et al. (2005), lors de leur simulation d'un CMJ, ont étudié le pattern d'excitation musculaire et ont observé qu'il était en accord avec ceux observés dans de précédentes études (F. C. Anderson & Pandy, 1993; Bobbert et al., 1996). En effet, ils ont également observé que les muscles mono-articulaires, soit le *gluteus maximus*, les *vasti* et le *soleus*, étaient fortement activés dans la dernière phase d'élan avant l'envol. Quant à notre étude, un pattern d'activation similaire (Figure 17) a pu être observé lors de l'analyse des forces musculaires. En représentant graphiquement l'activation musculaire (en pourcentage de l'activité totale des neuf muscles) de chaque muscle, nous avons observé une forte participation de trois muscles, soit le *vastus medialis*, le *vastus lateralis* (extenseur de la jambe) et le *soleus* (fléchisseur plantaire) avec une différence significative pour ces trois muscles entre les CMJ et les DJ.

Même si de nombreuses études ont déterminé comme facteurs de prédiction l'amplitude du mouvement ou encore les forces de réaction au sol, elles ont très souvent évoqué le pic de puissance pendant la prise d'élan comme étant un très bon prédicteur de la performance de saut (Dowling & Vamos, 1993; González-Badillo & Marques, 2010; Johnston et al., 2015). Notre travail a montré que même si les études faites jusqu'à présent montraient souvent les mêmes prédicteurs, la force musculaire maximale du *gluteus maximus* pouvait également être un prédicteur important, surtout pour le CMJa. Alors que les études précédentes conseillaient, en vue



d'améliorer la performance de saut, d'entraîner spécifiquement le développement de puissance dans les muscles (Dowling & Vamos, 1993), notre travail permet de stipuler qu'il serait également conseillé d'entraîner la force musculaire maximale du gluteus maximus.

Finalement, cette analyse de saut nous permet de répondre aux questions que nous nous étions posées (voir section 1.5 Objectifs du travail). Ainsi, ce travail a montré que les différences entre un CMJ et un DJ au niveau des angles articulaires se traduisaient principalement par une flexion plus importante dans la hanche, le genou et la cheville au moment tFRmax lors d'un CMJn par rapport aux autres sauts. Au niveau des forces musculaires, nos analyses ont montré que la force musculaire était plus importante pour les DJ que pour les CMJ, et ce, pour sept des neuf muscles étudiés (les exceptions étant le rectus femoris et le biceps femoris). Comme mentionné précédemment, les valeurs pour les angles et les forces angulaires n'ont pas pu être exploitées, nous empêchant ainsi de répondre à la totalité de la première question.

Pour répondre à la seconde question, il a été observé une influence différente des bras sur les CMJ que sur les DJ. En effet, même si l'aide des bras influence de manière égale la hauteur du saut du CMJ et celle du DJ, elle influence différemment les angles articulaires et donc la technique de saut d'un CMJ par rapport à un DJ. En effet, les angles articulaires semblent varier plus fortement au sein des CMJ.

Pour répondre à la troisième question, il faut observer les coefficients de corrélation. Ceux-ci nous permettent de dire que la hauteur de saut semble être effectivement influencée par plusieurs paramètres que nous avons préalablement choisis d'étudier. Les paramètres ayant la plus importante corrélation avec la hauteur de saut sont, dans notre étude, la force musculaire du gluteus maximus (montrant une corrélation modérée à forte pour trois des quatre types de sauts, mais influençant surtout positivement la hauteur du CMJa) et surtout le pic de force de réaction au sol pendant la prise d'élan. Ce dernier montre une corrélation fortement positive pour le CMJa et une corrélation fortement négative pour le DJa.

Nos hypothèses ont donc été confirmées, si ce n'est que nous pensions initialement que les bras allaient avoir une influence identique sur les CMJ et les DJ, ce qui n'est, d'après nos résultats, pas le cas

## 4.2 Limitations

Dans ce travail de master, certaines difficultés ont été rencontrées, principalement dans l'utilisation d'OpenSim qui est certes un programme très utile et de plus en plus utilisé, mais qui n'est pas évident à manipuler. Ainsi, les données concernant les moments et les forces articulaires n'ont pas pu être exploitées (elles étaient physiologiquement incorrectes) car une mauvaise manipulation a été faite lors de l'utilisation de l'outil *JointReaction*. Par contre, le restant des résultats obtenus grâce à OpenSim semble en accord avec la réalité. Néanmoins, d'autres études des sauts à l'aide d'OpenSim sont nécessaires pour confirmer ou infirmer nos résultats. Ces derniers, n'ayant été obtenus qu'à partir d'un faible nombre de sujets, peuvent varier considérablement notamment lorsqu'il est question de corrélation. En effet, comme cela est visible dans les scatter plots, il peut y avoir des "outlier", soit des valeurs qui semblent différentes par rapport à l'ensemble des autres valeurs. Or, ces outlier influencent le coefficient de corrélation, et ce, d'autant plus lorsque le nombre de valeurs est faible, comme c'est le cas dans ce travail.

Hormis ces quelques limitations, le travail a été un plein succès en montrant qu'un modèle musculo-squelettique, utilisé jusqu'à présent principalement pour évaluer différents aspects de la course à pied, pouvait également être utilisé pour l'analyse de sauts. Cela est de bonne augure pour les recherches à venir dans le domaine de la simulation biomécanique, d'autant plus que l'avancée dans la technologie informatique rend la simulation et le traitement des données de plus en plus rapides (Pandy, 2001).

## 5 Conclusion

Les résultats observés dans ce travail de master montrent qu'il est possible, à l'aide de la simulation biomécanique, d'analyser les différents aspects techniques et biomécaniques des sauts verticaux, notamment au niveau des paramètres musculaires, sans avoir recours à des méthodes de mesure nécessitant de l'électromyographie. Ainsi, à l'aide d'OpenSim, nous avons pu démontrer que certains paramètres biomécaniques variaient entre les types de sauts et qu'ils avaient une influence sur la hauteur de ces derniers.

Les analyses ont montré qu'au niveau des angles articulaires, la flexion de la hanche, du genou et de la cheville au temps tFRmax était plus importante lors du CMJn par rapport aux autres sauts. Quant aux forces musculaires, les résultats ont montré qu'elles étaient en principe plus importantes lors des DJ que lors des CMJ, exception faite pour le rectus femoris et le biceps femoris. Nos résultats quant à l'utilisation des bras lors de la prise d'élan ont confirmé que les sauts allaient plus haut grâce à l'aide des bras. Néanmoins, même si les bras ont un effet identique sur la hauteur des sauts, que ce soit pour le CMJ ou DJ, ils semblent influencer différemment la technique de saut d'un DJ par rapport à celle d'un CMJ. En effet, nos résultats ont montré une plus forte variation des angles articulaires au sein des CMJ. En ce qui concerne la relation des paramètres choisis avec la hauteur de saut, nos analyses confirment que la force de réaction au sol est un bon prédicteur de la hauteur d'un saut et montrent que le gluteus maximus semble également être un bon prédicteur de la performance, principalement en influençant positivement la hauteur des CMJ. Mais d'autres études sont nécessaires pour confirmer ou infirmer l'efficacité de la force musculaire maximale du gluteus maximus dans la prédiction de la hauteur de saut.

## Bibliographie

### Référence électronique

John, C. (s.d.). Marker Set for Collection of Full-Body Motion Capture Data. Accès à l'adresse <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Collecting+Experimental+Data>

### Livres et manuels

Anderson, F., Delp, S., DeMers, M., Guendelman, E., Habib, A., Hamner, S., . . . Sherman, M. (2012). *SimTK OpenSim User's Guide* (2.4 ed.): Stanford University.

Benno, M. N., & Walter, H. (2007). *Biomechanics of the Musculo-skeletal System* (Wiley Ed. 3 ed.).

Chapman, A. E. (2008). *Biomechanical Analysis of Fundamental Human Movements* (H. Kinetics Ed.).

Meier, T., Gross, M., Trösch, S., Steiner, T., Müller, B., Bourban, P., . . . Seidel, R. (2016). *Manuel de diagnostic de performance*. Ittigen: Swiss Olympique.

### Articles

Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (1993). Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of Biomechanics*, 26(12), 1413-1427.

Asmussen, E., & Bonde-Petersen, F. (1974). Storage of Elastic Energy in Skeletal Muscles in Man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 91(3), 385-392. doi:10.1111/j.1748-1716.1974.tb05693.x

Baca, A. (1999). A comparison of methods for analyzing drop jump performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 31(3), 437-442.

Bobbert, M. F. (1990). Drop jumping as a training method for jumping ability. *Sports Medicine*, 9(1), 7-22.

Bobbert, M. F., Gerritsen, K. G., Litjens, M. C., & Van Soest, A. J. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine and science in sports and exercise*, 28(11), 1402-1412. doi:10.1097/00005768-199611000-00009

Bobbert, M. F., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1987). Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Medicine and science in sports and exercise*, 19(4), 332-338.

- Bonnet, V., Mazzà, C., Fraisse, P., & Cappozzo, A. (2012). A least-squares identification algorithm for estimating squat exercise mechanics using a single inertial measurement unit. *Journal of Biomechanics*, 45(8), 1472-1477.
- Davis, R. B., Ounpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575-587.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., . . . Thelen, D. G. (2007). OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940-1950. doi:10.1109/TBME.2007.901024
- Denoth, J. (1980). Ein mechanisches Modell zur Beschreibung von passiven Belastungen (A mechanical model for the description of impact loading). *Nigg BM, Denoth J. Sportplatzbeläge (playing surfaces). Zurich: Juris Verlag*, 45-53.
- Dowling, J. J., & Vamos, L. (1993). Identification of kinetic and temporal factors related to vertical jump performance. *Journal of applied biomechanics*, 9(2), 95-110.
- Feltner, M. E., Frascchetti, D. J., & Crisp, R. J. (1999). Upper extremity augmentation of lower extremity kinetics during countermovement vertical jumps. *Journal of Sports Sciences*, 17(6), 449-466.
- Gabbett, T., & Georgieff, B. (2007). Physiological and anthropometric characteristics of Australian junior national, state, and novice volleyball players. *Journal of strength and conditioning research*, 21(3), 902.
- González-Badillo, J. J., & Marques, M. C. (2010). Relationship between kinematic factors and countermovement jump height in trained track and field athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(12), 3443-3447.
- Hamner, S. R., & Delp, S. L. (2013). Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *Journal of Biomechanics*, 46(1873-2380 (Electronic)), 780-787. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.11.024
- Hamner, S. R., Seth, A., & Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*, 43(14), 2709-2716. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.06.025
- Hara, M., Shibayama, A., Takeshita, D., & Fukashiro, S. (2006). The effect of arm swing on lower extremities in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 39(13), 2503-2511. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.07.030

- Harman, E. A., Rosenstein, M. T., Frykman, P. N., & Rosenstein, R. M. (1991). The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Strength & Conditioning Journal*, 13(3), 38-39.
- Jacobs, R., Bobbert, M. F., & van Ingen Schenau, G. J. (1996). Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: The role of biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 29(4), 513-523.
- Johnston, L. A., Butler, R. J., Sparling, T. L., & Queen, R. M. (2015). A Single Set of Biomechanical Variables Cannot Predict Jump Performance Across Various Jumping Tasks. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(2), 396-407. doi:10.1519/jsc.0000000000000779
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(3), 383-392. doi:10.1002/jor.1100080310
- Komi, P. V., & Gollhofer, A. (1997). Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. *Journal of applied biomechanics*, 13(4), 451-460.
- Król, H., & Mynarski, W. (2012). A Comparison of Mechanical Parameters Between the Counter Movement Jump and Drop Jump in Biathletes. *Journal of Human Kinetics*, 34, 59-68. doi:10.2478/v10078-012-0064-y
- Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Nativio, R., & Benedetti, M. G. (2007). A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait & Posture*, 26(4), 560-571. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.12.018
- Lees, A., & Fahmi, E. (1994). Optimal drop heights for plyometric training. *Ergonomics*, 37(1), 141-148.
- Lees, A., Vanrenterghem, J., & De Clercq, D. (2004). Understanding how an arm swing enhances performance in the vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 37(12), 1929-1940.
- Linthorne, N. P. (2001). Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*, 69(11), 1198-1204. doi:10.1119/1.1397460
- Lutz, G. J., & Rome, L. C. (1994). Built for jumping: the design of the frog muscular system. *Science*, 263(5145), 370-372.
- Mackala, K., Stodolka, J., Sieminski, A., & Coh, M. (2013). Biomechanical analysis of squat jump and countermovement jump from varying starting positions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(10), 2650-2661. doi:10.1519/JSC.0b013e31828909ec

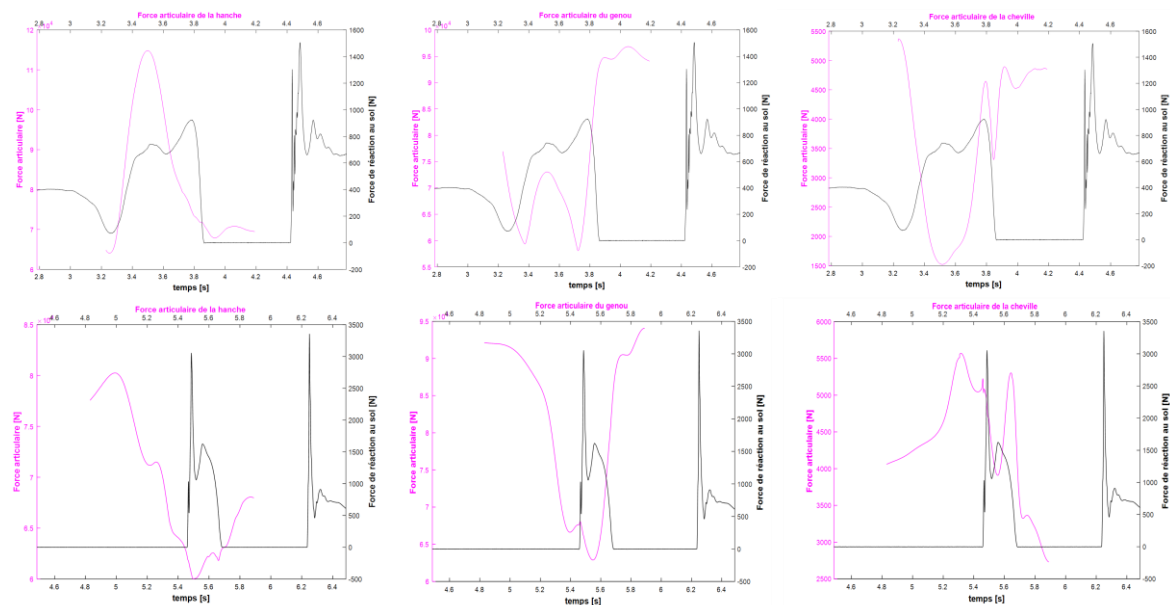
- Malfait, B., Dingenen, B., Smeets, A., Staes, F., Pataky, T., Robinson, M. A., . . . Verschueren, S. (2016). Knee and Hip Joint Kinematics Predict Quadriceps and Hamstrings Neuromuscular Activation Patterns in Drop Jump Landings. *PLoS One*, 11(4), e0153737. doi:10.1371/journal.pone.0153737
- Matic, M. S., Pazin, N. R., Mrdakovic, V. D., Jankovic, N. N., Ilic, D. B., & Stefanovic, D. L. (2015). Optimum Drop Height for Maximizing Power Output in Drop Jump: The Effect of Maximal Muscle Strength. *Journal of strength and conditioning research*, 29(12), 3300-3310. doi:10.1519/jsc.0000000000001018
- McBride, J. M., McCaulley, G. O., & Cormie, P. (2008). Influence of preactivity and eccentric muscle activity on concentric performance during vertical jumping. *Journal of strength and conditioning research*, 22(3), 750-757. doi:10.1519/JSC.0b013e31816a83ef
- Mukaka, M. M. (2012). A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi Medical Journal*, 24(3), 69-71.
- Nagano, A., Ishige, Y., & Fukashiro, S. (1998). Comparison of new approaches to estimate mechanical output of individual joints in vertical jumps. *Journal of Biomechanics*, 31(10), 951-955.
- Nagano, A., Komura, T., Fukashiro, S., & Himeno, R. (2005). Force, work and power output of lower limb muscles during human maximal-effort countermovement jumping. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(4), 367-376. doi:10.1016/j.jelekin.2004.12.006
- Palmieri, G., Callegari, M., & Fioretti, S. (2015). Analytical and multibody modeling for the power analysis of standing jumps. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(14), 1564-1573. doi:10.1080/10255842.2014.930135
- Pandy, M. G. (2001). Computer modeling and simulation of human movement. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 3(1), 245-273.
- Tabakin, D. (2000). *A comparison of 3D gait models based on the Helen Hayes Hospital marker set*. University of Cape Town.
- Thelen, D. G., & Anderson, F. C. (2006). Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of Biomechanics*, 39(6), 1107-1115.
- Torres-Unda, J., Zarrazquin, I., Gil, J., Ruiz, F., Irazusta, A., Kortajarena, M., . . . Irazusta, J. (2013). Anthropometric, physiological and maturational characteristics in selected elite and non-elite male adolescent basketball players. *Journal of Sports Sciences*, 31(2), 196-203.

- Umberger, B. R. (1998). Mechanics of the Vertical Jump and Two-Joint Muscles: Implications for Training. *Strength & Conditioning Journal*, 20(5), 70-74.
- Vaverka, F., Jandačka, D., Zahradník, D., Uchýtil, J., Farana, R., Supej, M., & Vodičar, J. (2016). Effect of an Arm Swing on Countermovement Vertical Jump Performance in Elite Volleyball Players: FINAL. *Journal of Human Kinetics*, 53, 41-50. doi:10.1515/hukin-2016-0009
- Viitasalo, J. T., Salo, A., & Lahtinen, J. (1998). Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 78(5), 432-440. doi:10.1007/s004210050442
- Walsh, M., Boling, M., McGrath, M., Blackburn, J. T., & Padua, D. A. (2012). Lower Extremity Muscle Activation and Knee Flexion During a Jump-Landing Task. *Journal of Athletic Training*, 47(4), 406-413. doi:10.4085/1062-6050-47.4.17
- Zajac, F. E. (1993). Muscle coordination of movement: A perspective. *Journal of Biomechanics*, 26, 109-124.



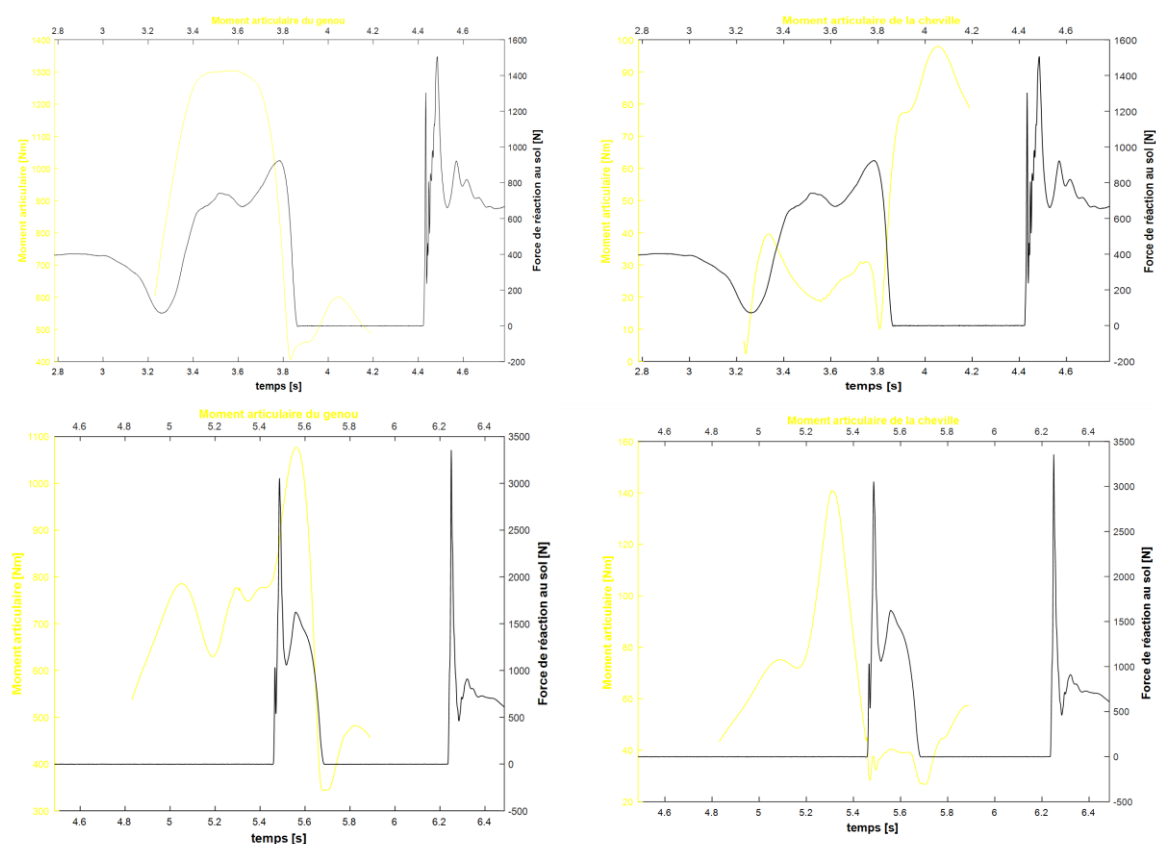
## Annexe

### Valeurs des forces angulaires non exploitées car physiologiquement incorrectes



Ligne du haut: un countermovement jump avec bras; ligne du bas: un drop jump avec bras

### Valeurs des moments angulaires non exploités car physiologiquement incorrects



Ligne du haut: un countermovement jump avec bras; ligne du bas: un drop jump avec bras

## **Remerciements**

J'adresse mes remerciements à toutes les personnes m'ayant aidé à réaliser ce travail de master.

En premier lieu, je souhaite remercier le Dr. Didier Staudenmann, mon référent pour ce travail de master, qui a démontré son investissement, sa motivation et sa disponibilité tout au long du processus.

Ensuite, je tiens à remercier M. Ranjith Steve Sivagnanaselvam, conseiller lors de ce travail de master, qui m'a beaucoup soutenu et guidé dans les premières phases du travail et sans qui la réalisation optimale de ce travail n'aurait pas été possible.

Je remercie également les six étudiants ayant pris le temps de participer à cette étude en tant que sujets.

Finalement, je remercie tous mes proches qui m'ont soutenu tout au long de ce travail et particulièrement ma copine pour son aide à la relecture et surtout pour son soutien quotidien.