

MEMBRE DE U^SPC Université Sorbonne Paris Cité



Université Paris Descartes

Ecole doctorale 566 : Sciences du sport, de la motricité et du mouvement humain Laboratoire Sport, Expertise, Performance - EA 7370

Impact du type de surface sur la réponse à l'exercice : du muscle au mouvement

Par Enzo Hollville

Thèse de doctorat en Sciences du Sport et du Mouvement Humain

Présentée et soutenue publiquement le mardi 28 Mai 2019

Devant un jury composé de :

<u>Rapporteurs :</u>	Stéphane BAUDRY, Associate Professor, Université Libre de Bruxelles
	Olivier SEYNNES, Full Professor, Norwegian School of Sport Sciences
Examinatrices :	Patricia THOREUX, PU-PH, APHP et ENSAM
	Benedicte VANWANSEELE, Associate Professor, KU Leuven
Invité(s) :	Jennyfer LECOMPTE, Chercheur, Société Natural Grass
Directeur de Thèse :	Giuseppe RABITA, Chercheur, HDR, INSEP
Co-directeurs de Thèse :	Antoine NORDEZ, PU, Université de Nantes
	Gael GUILIEM, Unercheur, HDK, INSEP



CC (S C Except where otherwise noted, this work is licensed under http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/

À Marie-Rose Hollville Aurélien Riquier & Hervé Deheinzelin

Avant-propos

L'ensemble de ces travaux ont été réalisés au sein du laboratoire Sport, Expertise et Performance (EA 7370) de l'Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance (INSEP), en collaboration avec l'Université de Nantes et avec le soutien financier de la société Natural Grass (N°2015/1139). Ce manuscrit est l'aboutissement d'un parcours entamé en master à l'INSEP en 2013. Ces trois années de doctorat et plus largement les six années passées à l'INSEP représentent une part importante de ma vie et je souhaite, par ces quelques lignes, remercier les personnes qui ont contribué à ce travail.

En premier lieu, je tenais à remercier les Professeurs Stéphane Baudry et Oliver Seynnes d'avoir accepté d'être membre du jury et rapporteur de ce travail de thèse. Je remercie également les Professeurs Patricia Thoreux et Benedicte Vanwanseele pour votre participation en tant qu'examinatrice à mon jury. C'est un honneur de pouvoir compter sur votre présence et vous présenter mon (notre) travail. Je suis impatient d'échanger avec vous lors de la soutenance.

Je souhaiterais remercier la société Natural Grass pour son soutien matériel et financier sans lequel je n'aurais pas pu réaliser cette thèse. En particulier je souhaite remercier Jérôme Gudin, Paul Ornada et Floryan Carlet qui auront pris un plaisir immense à installer les parcelles d'expérimentations sous la pluie au mois d'Août 2016. Merci pour votre aide précieuse et au plaisir de partager avec vous les résultats de ces travaux auxquels vous êtes pleinement associés.

Je remercie chaleureusement Frédéric Chasles et son équipe pour son aide logistique et sa disponibilité lors de nos expérimentations extérieures.

Dans ces quelques lignes, je souhaiterais remercier ma direction de thèse, un quatuor (absorbeur) de choc qui m'a donné ma chance il y a trois ans (et demi presque).

Giuseppe, résumer cinq années de collaborations en quelques lignes est un exercice particulièrement complexe, surtout quand après nos premières réunions en master, j'avais déjà quelques soirées parisiennes au compteur avec toi. Je ne te remercierai jamais assez pour ta confiance et ta bienveillance envers moi. Je n'oublierai jamais l'équipe de France de hand au Danemark, une expérience qui aura conforté mon envie de faire de la recherche et particulièrement dans le sport de haut niveau. Mais également les collaborations avec Bruno, Guy et tous les autres. J'espère que tu es fier de l'aboutissement de notre travail et de l'étudiant que je suis devenu. C'est la fin d'une belle collaboration que j'espère terminer comme il se doit le 28 mai prochain. Merci infiniment.

Gaël, merci pour ta confiance qui remonte à janvier 2013 où je t'avais sollicité pour intégrer le labo en tant que stagiaire. Cette première expérience est véritablement le point de départ de ma passion pour l'accompagnement scientifique et la recherche. Un grand merci pour ta rigueur, tes remarques et commentaires toujours accompagnés de références filmographiques dont toi seul as le secret. Je suis très heureux d'avoir pu partager cette thèse avec toi.

Antoine, je te remercie d'avoir accepté de co-encadrer ce travail sans que l'on ne se soit rencontré auparavant. J'ai énormément appris à tes côtés. Merci pour ta disponibilité à chaque fois que je suis venu te voir à Nantes ou que tu es venu à l'INSEP ou pendant l'ISB à Brisbane et même par Skype avec le décalage horaire en NZ. Tu as été, au-delà de tes qualités humaines, une source d'inspiration dans mon quotidien de doctorant. Un immense merci.

Jennyfer, je ne te remercierai jamais assez pour ton soutien ces trois dernières années. Je t'associe bien évidemment à cet encadrement. Je mesure pleinement la chance que j'ai eu de t'avoir à mes côtés pendant cette thèse. A la fois du côté de Natural Grass mais également pendant les nombreuses heures d'expérimentations à déplacer des tentes, tondre la pelouse, raser des sujets, me former à l'EMG, etc... et aujourd'hui en tant qu'amie. Merci infiniment pour ta disponibilité et ta passion qui font de toi une personne exceptionnelle. Je te souhaite le meilleur pour la suite et je sais que nous resterons en contact.

J'associe les membres du laboratoire SEP à ces remerciements. Plus particulièrement Hélène, Daniel et Antoine, mais également Isabelle et Catherine.

Il m'est impossible de ne pas citer mes collègues doctorants dans ces remerciements. Ces collègues qui partagent chaque jour les mêmes angoisses et doutes qui nous rapprochent. Merci à Simon, Robin et Antonio pour notre passion commune pour la biomécanique. Nos discussions interminables et passionnées au labo ou à la TAL. Vous faites partie de ces belles rencontres que nous offrent une thèse. Je suis impatient de recroiser vos chemins en France ou à l'étranger. Bien évidemment merci aux autres doctorants pour tous ces bons moments, particulièrement Anis et Mathilde mais également Allison, Mildred, Jérôme, Marie, Mathilde, Antoine et Joffrey. Enfin merci à Maël, Bastien, Laura et Camille ainsi qu'à Julie pour son aide précieuse.

Je dédie évidemment quelques lignes à la meilleure collègue de bureau du monde pour son soutien inestimable durant ces trois années et demie. Chloé, merci pour ta gentillesse, ta confiance et ton amitié. J'ai une profonde admiration pour ton travail et la personne que tu es. Je te souhaite le meilleur pour cette fin de thèse qui sera sans aucun doute brillante, mais surtout le meilleur avec les tiens. Ces quelques années à l'INSEP m'ont donné l'occasion de rencontrer un certain nombre de personnes qui m'ont accompagné. Je souhaite remercier sincèrement Jean-François Robin, Norbert Krantz et Jean-Michel Reymond pour leur disponibilité, leurs conseils et bienveillance à mon égard. Je vous en suis extrêmement reconnaissant.

Un immense merci à mon ami Venceslas. Tout a commencé en 2013 grâce à toi et ton culot légendaire. Je ne te remercierai jamais assez pour ton aide et tous ces bons moments passés ensemble. Je remercie également Vincent Le Croller pour ton soutien, ta gentillesse et ton amitié. J'ai découvert le hockey sur gazon avec toi et j'ai vécu un des plus beaux moments professionnels et sportifs de ma vie.

Ces remerciements ne seraient pas complets sans avoir évoqué Sinisa. Veliki brate, da, koristio sam google translation da bih preveo ovih nekoliko redaka na srpski, ali važna stvar je drugde. Nemam prostora da izrazim svu zahvalnost i duboko prijateljstvo koje imam prema vama. Život se sastoji od ovih dragocenih i briljantnih susreta i ti si jedan od njih. Veliko vam hvala za vaše prisustvo, vaš savet i sve ostalo ...

Je remercie mes amis de toujours Tom, Victor, Antoine, Florian, Andréa auxquels j'associe mon petit frère Lucas. Merci pour tout. Vous êtes les meilleurs, et pas seulement depuis trois ans. Je garde un peu de pudeur pour vous exprimer toute l'amitié et l'amour que j'ai pour vous.

Enfin, ces dernières lignes s'adressent à ma famille, mes grands-parents, mon parrain, Marine, mon frère et mes parents. Vous avez été mes premiers supporters, ceux avec qui j'ai partagé mes nombreux doutes, souvent à distance. Vous avez été d'un soutien inestimable de chaque instant. Je suis tellement fier de partager ce travail avec vous. Ces quelques lignes ne suffiront pas à exprimer mes sentiments les plus forts envers vous. Merci pour tout et plus encore.

Ce travail a fait l'objet des publications et communications suivantes

Publications dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture

Hollville, E., Nordez, A., Guilhem, G., Lecompte, J., & Rabita, G. How surface properties affect fascicle-tendon interactions during drop landing?. *Scand J Med Sci Sports* (submitted)

Hollville, E., Nordez, A., Guilhem, G., Lecompte, J., & Rabita, G. (2019). Interactions between fascicles and tendinous tissues in gastrocnemius medialis and vastus lateralis during drop landing. *Scand J Med Sci Sports*, 29(1), 55-70.

Communications dans des congrès internationaux avec actes

Hollville, E., Nordez, A., Guilhem, G., Lecompte, J., & Rabita, G. (2018). Influence of surface properties on fascicle-tendon interactions during drop landing. 23rd congress of the European college of sport science. Dublin, Irlande

Hollville, E., Nordez, A., Guilhem, G., Lecompte, J., & Rabita, G. (2017). Fascicle-tendon interaction during drop-landing. *XXVI Congress of the International Society of Biomechanics*. Brisbane, Australie

Autres travaux

Publications dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture

Hollville, E., Couturier A., Guilhem G., & Rabita, G. Player Load[™] vs Accel'Rate[™]: a validation study based on in-series force platforms *Physiological Measurement* (submitted)

Hollville, E., Le Croller, V., Hirasawa, Y., Husson, R., Rabita, G., & Brocherie, F. (2018). Effect of Prior Fatiguing Sport-Specific Exercise on Field Hockey Passing Ability. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(10), 1324-1330.

Communications dans des congrès internationaux avec actes

Brocherie F, Hollville E, Le Croller V, Hirasawa Y, Husson R, Rabita G. (2017) Effects of prior sport-specific fatiguing exercise on field hockey technical skill performance. 17th international congress of the ACAPS. Dijon, France.

Hollville E, Couturier A, Guilhem G, Rabita G. MinimaxX (2015) Player Load[™] as an index of the center of mass displacement? A validation study. *33rd International Conference on Biomechanics in Sports*. Poitiers, France

Liste des principales abréviations

ANOVA	Analyse de variance
СМ	Centre de masse
GM	Gastrocnemius medialis
GL	Gastrocnemius lateralis
EMG	Électromyographie
Lrest	Longueur de faisceau au repos
R ²	Coefficient de détermination
RMS	Root Mean Square
SMT	Système muscle-tendon
SOL	Soleus
vGRF	Force de réaction verticale
VL	Vastus Lateralis

Table des matières

Introduction générale				
Interaction Homme-surface lors de la locomotion : applications aux surfaces sportives engazonnées	14			
1. Surfaces sportives et propriétés mécaniques optimales				
2. Influence du type de mouvement				
3. Caractérisation mécanique et comportement des surfaces sportives				
4. Surfaces engazonnées				
4.1. Surface engazonnée et risque de blessure				
4.2. Surface engazonnée et performance	26			
Mouvement de réception : description de la tâche motrice et influence de la surface	_ 29			
1. Contraction excentrique et risque lésionnel	_ 30			
2. Déterminants neuromusculaires et biomécaniques d'une réception	_ 30			
2.1. Réponses cinématiques et cinétiques	31			
2.2. Contributions articulaires au travail mécanique : le rôle majeur du genou	33			
2.3. Réception bilatérale vs unilatérale	34			
2.4. Role du controle moteur lors d'une chute-reception	35			
2.5. Interactions entre les muscles et les tissues tendineux	38			
3. Influence du type de surface lors d'une tâche de réception	_ 43			
Saut vertical avec contre-mouvement : description biomécanique et influence des surfa	ces _ 48			
1. Caractéristiques biomécaniques et neuromusculaires du CMJ	_ 50			
1.1. Séquence proximo-distale et contributions articulaires lors du CMJ	50			
1.2. Activite musculaire electrique des extenseurs de la jambe	53 53			
2. Effet de la surface sur la performance en saut avec contre-mouvement	_ 61			
Objectifs experimentaux	_ 64			
Méthodologie générale	_ 66			
1. Analyse du mouvement	_ 67			
2. Plateforme de force	_ 67			
3. Capteurs de pression	_ 68			
4. Electromyographie de surface	_ 69			
5. Échographie ultrarapide	_ 69			
6. Synchronisation des signaux	_ 74			
7. Parcelles expérimentales	_ 75			
7.1. Tests mécaniques des surfaces	77			
8. Analyses statistiques	_ 79			
9. Analyse pilote : une sonde versus deux sondes	_ 79			

Etude n°1: Interactions between fascicles and tendinous tissues in gastrocnemius medialisand vastus lateralis during drop landing______83

4 161	
1. IN	
2. M	ATERIALS AND METHODS
2.1.	Participants
2.2.	Experimental protocol
2.3.	Surface configurations
2.4.	Data processing
2.5.	
3. RE	SULTS
3.1.	Mechanical testing of surfaces
3.2.	Single-leg drop landing
3.3.	Double-leg drop landing
4. DI	SCUSSION
4.1.	Influence of surface on joint kinematics is trivial
4.2.	Landing surface: differential effects in muscle-tendon interactions between GM and VL $_{\rm L}$
4.3.	Neuromuscular changes for landing on different surfaces
4.4.	Surface effect on muscle-tendon interactions: practical implications for sport activity
4.5.	Limitations and methodological considerations
6. RE	FERENCES
6.RE uden°	FERENCES
6. RE <i>ude n°</i> . 1. IN	FERENCES 3: Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties TRODUCTION
6. RE <i>ude n</i> °. 1. IN 2. M	FERENCES 3: Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties TRODUCTION ATERIALS AND METHODS
6. RE <i>ude n°</i> . 1. IN 2. M ^{2.1.}	FERENCES
 6. RE ude n^o. 1. IN 2. M 2.1. 2.2. 	FERENCES
 6. RE ude n^o. 1. IN 2. M 2.1. 2.2. 2.3. 	FERENCES
 RE ude n°. IN IN 2.1. 2.2. 2.3. 2.4. 	FERENCES
 RE ude n°. IN IN 2.1. 2.1. 2.2. 2.3. 2.4. 2.5. 	FERENCES B: Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties
 RE ude n^o. IN IN 2.1. 2.2. 2.3. 2.4. 2.5. RE 	FERENCES B: Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties_ TRODUCTION ATERIALS AND METHODS Experimental protocol Kinematics Muscle-tendon unit mechanics Surface electromyography Data reduction and statistical analysis
 6. RE <i>ude n</i>⁶. 1. IN 2. M 2.1. 2.2. 2.3. 2.4. 2.5. 3. RE 4. DI 	FERENCES B: Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties TRODUCTION ATERIALS AND METHODS Experimental protocol Kinematics Muscle-tendon unit mechanics Surface electromyography Data reduction and statistical analysis SULTS
 6. RE ude n°. 1. IN 2. M 2.1. 2.2. 2.3. 2.4. 2.5. 3. RE 4. DI 4.1. 	FERENCES 3: Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties
 6. RE ude n°. 1. IN 2. M 2.1. 2.2. 2.3. 2.4. 2.5. 3. RE 4. DI 4.1. 4.2. 	FERENCES B: Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties
 RE ude n^o. IN IN 2.1. 2.2. 2.3. 2.4. 2.5. RE 4.1. 4.2. 4.3. 	FERENCES B: Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties_ TRODUCTION ATERIALS AND METHODS Experimental protocol Kinematics Muscle-tendon unit mechanics Surface electromyography Data reduction and statistical analysis SULTS SULTS SULTS Surface effect on jumping performance and kinematics Surface effect on muscle activity Surface effect on muscle-tendon mechanics
 Reference Reference IN IN IN IN 2.1. 2.2. 2.3. 2.4. 2.5. Reference A.1. 4.2. 4.3. 4.4. 	FERENCES B: Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties_ TRODUCTION ATERIALS AND METHODS Experimental protocol Kinematics Muscle-tendon unit mechanics Surface electromyography Data reduction and statistical analysis SULTS SULTS No or trivial surface effect on jumping performance and kinematics Surface effect on muscle activity Surface effect on muscle activity Surface effect on muscle-tendon mechanics Limitations
 6. RE <i>ude n</i>⁶. 1. IN 2. M 2.1. 2.2. 2.3. 2.4. 2.5. 3. RE 4. DI 4.1. 4.2. 4.3. 4.4. 5. CC 	FERENCES B: Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties_ TRODUCTION ATERIALS AND METHODS Experimental protocol Kinematics Muscle-tendon unit mechanics Surface electromyography Data reduction and statistical analysis SULTS SULTS Surface effect on jumping performance and kinematics Surface effect on muscle activity Surface effect on muscle-tendon mechanics Limitations
 6. RE <i>ude n</i>⁶. 1. IN 2. M 2.1. 2.2. 2.3. 2.4. 2.5. 3. RE 4. DI 4.1. 4.2. 4.3. 4.4. 5. CC 6. RE 	FERENCES B: Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties
 6. RE <i>ude n</i>⁶. 1. IN 2. M 2.1. 2.2. 2.3. 2.4. 2.5. 3. RE 4. DI 4.1. 4.2. 4.3. 4.4. 5. CC 6. RE 5. Scussice 	FERENCES B: Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties_ TRODUCTION TRODUCTION ATERIALS AND METHODS Experimental protocol Kinematics Muscle-tendon unit mechanics Surface electromyography Data reduction and statistical analysis SULTS SULTS SULTS Surface effect on jumping performance and kinematics Surface effect on muscle activity Surface effect on muscle-tendon mechanics Limitations
 6. RE <i>cude n</i>⁶. 1. IN 2. M 2.1. 2.2. 2.3. 2.4. 2.5. 3. RE 4.1. 4.2. 4.3. 4.4. 5. CC 6. RE <i>iscussic</i> 1. Ar 	FERENCES B: Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties_ TRODUCTION ATERIALS AND METHODS Experimental protocol Kinematics Muscle-tendon unit mechanics Surface electromyography Data reduction and statistical analysis SULTS SCUSSION No or trivial surface effect on jumping performance and kinematics Surface effect on muscle-tendon mechanics Limitations PNCLUSION AND PERSPECTIVES FERENCES n générale
 Reference Inden en e	FERENCES B: Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties_ TRODUCTION TRODUCTION ATERIALS AND METHODS Experimental protocol Kinematics Muscle-tendon unit mechanics Surface electromyography Data reduction and statistical analysis SULTS SCUSSION No or trivial surface effect on jumping performance and kinematics Surface effect on muscle activity Surface effect on muscle-tendon mechanics Limitations PNCLUSION AND PERSPECTIVES FERENCES n générale Interactions muscle-tendon lors d'une tâche de réception intense

2. Apport de l'échographie ultrarapide et intérêts de l'analyse des interactions muscle-tendon 154

2	2.1.	Imagerie échographique ultrarapide	154
2	2.2.	Analyse des interactions muscle-tendon	155
2	2.3.	Cas de figure n°1 : réponses cinématiques et interactions muscle-tendon similaires	156
2	2.4.	Cas de figure n°2 : différences de cinématique mais pas de différences d'interactions muscle-	
t	endon	157	
2	2.5.	Cas de figure n°3 : pas de différences de cinématique mais différences d'interactions muscle-	
t	endon	157	
3.	Limi	tes et considérations méthodologiques	157
4.	4. Perspectives de recherche		160
Conc			163
Biblic	Bibliographie		164

Introduction générale

L'étude de la locomotion humaine et animale est un moyen d'apprécier les remarquables et fascinantes capacités de déplacement des différentes espèces qui peuplent (Marey & Demeny, 1885 ; Muybridge, 1957, Cavagna et al., 2017 ; Biewener & Patek, 2018) et ont peuplé notre planète (Alexander, 1989 ; 2006 ; Bramble & Lierberman, 2004).

De nombreuses études se sont intéressées aux aspects mécaniques et énergétiques de la locomotion via l'étude du comportement du muscle et des systèmes muscle-tendon (SMT) qui génèrent la force et produisent le mouvement (Biewener & Roberts, 2000 ; Kawakami & Fukunaga, 2006). La façon dont les muscles développent de la force tout en changeant de longueur affecte le travail mécanique et la puissance musculaire (Alexander & Bennet-Clark, 1977 ; Biewener & Roberts, 2000 ; Kawakami & Fukunaga, 2006). L'avènement de l'échographie il y a une vingtaine d'années a permis d'accéder in vivo, chez l'homme, à la longueur instantanée des faisceaux musculaires en deux dimensions et d'estimer la longueur instantanée des tissus tendineux (Fukunaga et al., 2001 ; Fukunaga et al., 2002 ; Kawakami & Fukunaga, 2006). Dès lors, de nombreuses études ont décrit les interactions muscle-tendon au niveau du membre inférieur lors de différents mouvements tels que la marche (Fukunaga et al., 2001 ; Lichtwark & Wilson, 2006), la course (Lichtwark & Wilson, 2006 ; Lai et al., 2018 ; Swinnen et al., 2019), le saut (Kurokawa et al., 2003 ; Farris et al., 2016) et les rebonds (Lichtwark & Wilson, 2005). Il a ainsi été montré que les variations de longueur du muscle pouvaient être découplées de celles du SMT lorsqu'il produisait activement de la force (Roberts et al., 1997 ; Fukunaga et al., 2001). Par conséquent, il apparaît que le comportement de du SMT ou plus globalement de l'articulation ne permet pas d'inférer sur le comportement des faisceaux musculaires (Kawakami & Fukunaga, 2006). Ce découplage entre les faisceaux et les SMT est associé à la coordination de l'action des muscles par le système nerveux central, l'architecture des fibres musculaires, ainsi que la compliance des tissus tendineux (aponévroses, tendon) (Lichtwark & Wilson, 2006; Azizi & Abbott, 2012; Azizi et al., 2014). Les tendons et les aponévroses interagissent donc mécaniquement avec les faisceaux musculaires lors de contractions dynamiques et peuvent moduler les échanges d'énergie entre le muscle et le corps, ce qui in fine affecte le travail mécanique négatif et positif (pour revue, Roberts & Azizi, 2011).

Lorsqu'il se déplace dans son environnement, l'homme interagit avec un nombre illimité de surfaces. Il est capable de modifier les propriétés mécaniques de sa locomotion pour s'adapter à celles de la surface (Ferris et al., 1998, Kerdok et al., 2002), y compris sur des surfaces

irrégulières (Grimmer, 2008 ; Voloshina & Ferris, 2015). Cette faculté d'adaptation est d'autant plus remarquable que les ajustements ont lieu dès le premier pas sur la surface, sans modification majeure du niveau de force de réaction verticale (Ferris et al., 1998). Toutefois les mécanismes de régulation interne (e.g. coordinations neuromusculaires, interactions muscle-tendon) qui sous-tendent ces adaptations aux propriétés mécaniques des surfaces restent encore méconnus.

L'intérêt d'étudier les "interactions homme-surface" est double. D'un point de vue fondamental, il s'agit d'améliorer les connaissances sur les mécanismes de régulation de la locomotion. D'un point de vue pratique, cela permet d'optimiser les propriétés mécaniques des surfaces selon les objectifs visés. Certaines études ont suggéré par exemple qu'il existait des raideurs de surface optimales qui permettent d'améliorer la performance et l'efficience motrice, tout en diminuant le risque de blessure lors de tâches de sprint (McMahon & Greene, 1979), de rebonds (Bosco et al., 1997) ou de course à pied à vitesse sous-maximale (Kerdok et al., 2002). Toutefois, aucune des surfaces testées dans ces études n'étaient représentatives des surfaces sportives classiques. Dans le cadre de ce mémoire, nous nous intéressons aux surfaces sportives engazonnées. Particulièrement, un type de pelouse dite naturelle renforcée a fait son apparition dans les clubs professionnels de football et de rugby il y a quelques années. Cependant, l'influence de ce type de surface sur la locomotion en comparaison aux surfaces plus classiques, comme les pelouses naturelles ou synthétiques, reste encore méconnue (Thomson & Rennie, 2016. Dixon et al., 2015).

Ce mémoire a pour objectif de décrire les interactions entre l'homme et la surface au cours de tâches dynamiques. Notre approche est basée sur l'étude des coordinations neuromusculaires et de l'interaction entre les muscles et les tissus tendineux en situation écologique. Plus spécifiquement, nous nous intéresserons au comportement des muscles des membres inférieurs gastrocnemius medialis et vastus lateralis lors de tâches de sauts et de réceptions sur plusieurs types de surfaces sportives en ciblant spécifiquement les surfaces engazonnées. Ces travaux visent à comprendre comment les propriétés mécaniques des surfaces modifient les comportements musculo-tendineux en réponse à des tâches intenses de production et de dissipation d'énergie. Ce manuscrit est composé de quatre chapitres principaux. Le premier est consacré à une revue de littérature relative aux interactions "homme-surface" ainsi qu'à la description des déterminants biomécaniques et neuromusculaires de tâches de réception (dissipation d'énergie) et de saut (production d'énergie). Dans le deuxième chapitre, nous présenterons la méthodologie générale associée à nos travaux. Le troisième chapitre concerne

les contributions expérimentales et la présentation des trois études réalisées dans le cadre de ce travail de thèse. Enfin, dans un dernier chapitre, nous discuterons de manière globale des apports scientifiques de nos investigations.

Interaction Homme-surface lors de la locomotion : applications aux surfaces sportives engazonnées

Les mouvements sportifs sont généralement associés à d'importantes forces verticales comme lors d'une réception de saut en gymnastique (e.g. 11 × le poids de corps ; McNitt-Gray, 1993) ou d'un appui en sprint (e.g. $3-4 \times le$ poids de corps à des vitesses supérieures à 10 m.s⁻¹; Rabita et al., 2015). Lors de chaque appui au sol, la surface se déforme dans les trois plans de l'espace, en particulier verticalement. L'amplitude de cette déformation dépend des forces appliquées et de leur direction, de leur fréquence, de leur durée, de leur vitesse d'application, ainsi que des propriétés de la surface (Stefanyshyn et Nigg, 2003 ; Stafilidis & Arampatzis, 2007). Ces forces sont nécessaires à la réalisation d'un travail mécanique sur la surface, l'énergie de déformation ainsi stockée pourra être ensuite restituée au moment de la propulsion. Ce processus de stockage-restitution est dépendant des propriétés mécaniques intrinsèques de la surface (Stefanyshyn & Nigg, 2003). Par exemple, lors de rebonds, de courses et de sauts, il a été montré que la surface agissait comme un ressort en série (Fig. 1A) absorbant et restituant l'énergie mécanique via l'interface entre le pied et la chaussure, et entre la chaussure et la surface, ce qui in fine améliorait la performance et l'efficience motrice du sujet (McMahon & Greene, 1978, 1979 ; Bosco et al., 1997 ; Kerdok et al., 2002, Arampatzis et al., 2004). Lors de réception au sol, la surface peut inversement agir comme un absorbeur de choc en réduisant le travail mécanique négatif du sujet (Skinner et al., 2015). La quantité d'énergie absorbée (et restituée) par la surface au cours de l'appui peut donc avoir une influence considérable sur l'efficacité de restitution de l'énergie et donc sur la performance, mais aussi sur les contraintes supportées par les systèmes musculo-squelettiques et donc sur le risque de blessure (McMahon et al., 1979).

En principe, la quantité d'énergie stockée passivement par la surface augmente avec le niveau de compliance de la surface via l'augmentation de sa déformation. En effet, l'augmentation de la compliance (i.e. diminution de la raideur), pour une surface donnée, induit une diminution de la résistance à la déformation élastique et se traduit, pour un même niveau de contrainte (force × unité de surface), par une augmentation de la déformation, et donc d'énergie stockée, lors du contact du pied avec le sol (Stefanyshyn et Nigg, 2003). De même, la quantité d'énergie stockée est également dépendante de la viscosité de la surface et des matériaux qui la compose. La viscosité d'un matériau représente sa capacité à résister à un écoulement en cisaillement et implique une déformation qui augmente linéairement avec le temps lorsqu'une contrainte est appliquée. Le comportement visqueux d'un sol va donc définir sa capacité à dissiper l'énergie. Sa capacité à se déformer, et donc à amortir, va alors être fonction non seulement de la force

appliquée mais également du temps d'application de cette force (Dixon et al., 2015). Ainsi, lors du contact du pied avec le sol, l'amplitude de la déformation est influencée par le niveau de viscosité de la surface et donc de la vitesse et du temps de chargement du pied. Dès lors, une partie de l'énergie stockée par une surface est perdue, dissipée sous forme de chaleur, sons et vibrations, et ne peut être restituée lors de la propulsion (Fig. 1B) (Stefanyshyn & Nigg, 2003 ; Dixon et al., 2015).



Fig. 1 : A : Représentation schématique du modèle masse-ressort en course à pied sur une surface compliante élastique en série. Le ressort du coureur représente la jambe et le point représente le centre de masse dont ∆ytot est le déplacement vertical. Figure issue de Gaudino et al., 2012 ; B : Exemple d'une relation force-déformation d'une surface viscoélastique non-linéaire lors d'un chargement-déchargement. L'énergie est d'abord absorbée par la surface (« energy input ») puis restituée (« energy returned »). Toutefois, en raison du caractère visqueux de la surface, une certaine quantité d'énergie a été dissipée (« energy lost », i.e. hystérésis élastique). Figure issue de Stefanyshyn & Nigg, 2003.

1. Surfaces sportives et propriétés mécaniques optimales

La plupart des études qui se sont intéressées à l'influence des surfaces sur la locomotion ont été réalisées en laboratoire, sur des surfaces naturelles compliantes inélastiques (e.g. sable [Lejeune et al., 1998]; neige [Heinonex et al., 1959]) ou des surfaces artificielles élastiques ou viscoélastiques pour lesquelles le niveau de raideur (Bosco et al., 1997; Ferris et al., 1998; Kerdok et al., 2002) et/ou d'amortissement (Moritz & Farley, 2003, 2005) était contrôlé. L'objectif de ces études était de décrire fondamentalement l'effet des propriétés mécaniques intrinsèques d'un sol sur les aspects mécaniques et énergétiques de la locomotion humaine. Cependant, les niveaux de déformation rapportés dans ces études sont peu représentatifs des déformations habituellement rencontrées pour des surfaces de terrain de sports extérieures et/ou de sports collectifs et s'apparentent plutôt à des pistes élastiques de gymnastique (~150-250 J d'énergie de stockage, 5-10 cm de déformation verticale ; Stefanyshyn & Nigg, 2003). Par exemple, les études classiques des équipes de Farley et Ferris (Ferris et al., 1998 ; Moritz & Farley, 2005) sur la course à pied et les rebonds rapportent des déformations de surface de l'ordre de 3 cm à 15 cm induisant des modifications majeures de la raideur globale du membre inférieur et des raideurs articulaires du genou et de la cheville. A titre de comparaison, lors de sprints de 60 m sur 3 pistes d'athlétisme de raideur différente, Stafilidis & Arampatzis (2007) rapportent des déformations inférieures à 1 cm (0,64 - 5,20 mm) sans influence significative ni sur la raideur musculo-squelettique ni sur la performance en sprint. Pour des forces verticales de 3,75 × le poids de corps et une vitesse de ~9 m.s⁻¹, cela représentait de 0,7 à 15,1 J de restitution d'énergie par les pistes en tartan soit une contribution de la surface de 0,4 à 7,5% au travail mécanique total réalisé lors d'un l'appui (100-200 J, Ker et al., 1987 ; Baroud et al., 1999). Ceci est bien inférieur à la contribution d'une surface élastique très compliante (62,5 J, 97% de restitution d'énergie ; Moritz & Farley, 2003) testée en laboratoire lors de rebonds sur place.

Les différences de propriétés mécaniques entre les surfaces sportives s'expliquent principalement par les matériaux qui les composent. Ainsi, il est possible de modifier la raideur ou l'amortissement d'une surface sportive artificielle en modifiant sa composition (Stefanyshyn & Nigg, 2003 ; Dixon et al., 2015). L'étude classique de McMahon & Greene (1979) est la première à avoir démontrer qu'il existerait un seuil optimal de raideur (~240-250 kN.m⁻¹) permettant de maximiser la performance en sprint de 2% tout en diminuant le risque de blessure de 50% (McMahon, 1984). Par la suite, Stafilidis & Arampatzis (2007) ont précisé que la performance n'était pas affectée pour des plus grands niveaux de raideur de piste (550-5500 kN.m⁻¹) (Fig. 2A) et que lorsque la fréquence de foulée de l'athlète était proche de la fréquence de résonance de la surface (5 Hz), l'énergie restituée par la surface pouvait être optimale à 246 kN.m⁻¹ (Fig. 2A et 2B). D'autres études ont montré des résultats similaires lors de rebonds (Bosco et al., 1997) et sauts (Arampatzis et al., 2004). Cela suggère qu'il existe une raideur de surface sportive idéale pour optimiser à la fois la performance sportive et l'efficience motrice tout en réduisant le risque de blessure. Toutefois les mécanismes de régulation interne (e.g. coordinations neuromusculaires, interactions muscle-tendon) qui sous-tendent ces adaptations aux propriétés mécaniques des surfaces restent encore méconnus.



Fig. 2: A : Energie de stockage-restitution de pistes d'athlétisme de raideurs différentes (150-5500 kN.m-1) en fonction de la fréquence de pas lors d'un sprint à une valeur constante de pic de force verticale de 2800 N et un coefficient d'amortissement constant de 0,3. La zone grise représente l'amplitude de fréquence de pas lors de sprints de 60 m sur 3 pistes en tartan. La fréquence de pas lors du sprint (4,16 Hz) est similaire à la fréquence de résonance de la surface de raideur 246 kN.m-1 (ligne bleue) ce qui permet d'optimiser la quantité d'énergie restituée par la surface (~45-50 J) en comparaison aux autres surfaces. A noter que la surface de raideur 150 kN.m-1 est en principe la surface qui se déforme le plus et restitue le plus d'énergie mais est optimale à des fréquences de pas plus faibles que celles observées en sprint en course à pied ; B : Energie de stockage-restitution à un pic de force vertical de 2800 N, pour une fréquence de pas de 4,16 Hz en fonction de la raideur de piste. Les trois courbes représentent les valeurs d'énergie calculées pour 3 coefficients d'amortissement de la piste différents (0,25-0,35). Indépendamment de l'amortissement de la piste, la piste de raideur ~250 kN.m-1 ayant la fréquence de résonance la plus proche de la fréquence de pas est celle qui restitue le plus d'énergie de déformation. Néanmoins le coefficient d'amortissement influence considérablement le stockage-restitution d'énergie (du simple au double entre 0,35 et 0,25). Un coefficient élevé indique une viscosité et une dissipation d'énergie plus grande. Pour l'activité sprint, il semblerait qu'il faille privilégier un coefficient d'amortissement plus faible. Figures adaptées de Stafilidis & Arampatzis (2007).

2. Influence du type de mouvement

L'ensemble des mécanismes de régulation des propriétés mécaniques des membres inférieurs en fonction de la surface dépend aussi de l'objectif et de l'intensité de la tâche réalisée sur ces surfaces (Arampatzis, 2004) (Fig. 3; Roberts & Azizi, 2011). En effet, la stabilité et l'objectif de conservation d'énergie mécanique associés à la course à pied et aux rebonds (Fig. 3A) (Roberts & Azizi, 2011; Daley & Biewener, 2006) impliquent un niveau de commande nerveuse et des variations de longueur des muscles plus faibles (Roberts et al., 1997; Ferris et al., 1998 ; Lichtwark & Wilson, 2005) que pour d'autres types de mouvements tels que le saut ou la réception, nécessitant d'amplifier (e.g. Lutz & Rome, 1994) (Fig. 3B) ou d'atténuer (Konow et al., 2015) (Fig. 3C) la puissance mécanique. Dans l'absolu, ces différences de fonction locomotrice induisent des interactions différentes avec la surface qui pourraient modifier la coordination et le travail mécanique musculaire (e.g. Moritz & Farley, 2003) ainsi que les mécanismes d'absorption de choc (e.g. Griffiths et al., 1991 ; Roberts & Konow, 2014) ou d'amplification de la puissance par les tendons (e.g. Alexander & Bennet-Clark, 1977). Néanmoins, aucune étude à ce jour n'a examiné ni les ajustements des interactions muscletendon chez l'homme sur différents types de surface ni dans quelle mesure la commande motrice et les échanges d'énergie entre le corps et la surface influencent ces interactions. Dans un contexte de performance sportive, il apparaît pourtant essentiel de mieux comprendre comment les surfaces sportives influencent ces mécanismes.



Fig. 3 : Schéma illustrant comment le flux d'énergie entre les différents éléments du système muscle-tendon détermine la fonction mécanique au cours de plusieurs tâches. A : L'énergie mécanique est conservée (i.e. le travail musculaire est réduit) quand les tissus élastiques stockent et restituent l'énergie mécanique du corps. On retrouve ce phénomène lors de la course à pied, de la marche et des rebonds ; B : Les tendons stockent de l'énergie élastique lors du travail mécanique des muscles puis restituent rapidement l'énergie au corps lors de la propulsion, amplifiant ainsi la puissance musculaire. C'est notamment le cas lors de sauts ; C : Lors de décélérations comme à la réception d'un saut, l'énergie mécanique du corps est d'abord absorbée rapidement par les tissus tendineux puis transmise lentement vers les muscles qui dissipent l'énergie. Ce mécanisme permet de réduire le pic de puissance musculaire lors de l'étirement actif des muscles et les protège de potentiels dommages musculaires. La couleur rouge indique le flux d'énergie entre le muscle actif, l'énergie de déformation des tendons et l'énergie potentielle et cinétique du corps. Figure adaptée de Roberts & Azizi, 2011.

À partir de données expérimentales et de modélisations, Lai et al. (2014, 2016) ont estimé qu'en sprint, le tendon d'Achille contribuait à hauteur de 50 J au travail mécanique total soit entre 3 et 50 fois plus que la contribution de la surface selon les données reportées par Stafilidis & Arampatzis (2007) à des vitesses et force de réaction similaires (~9 m.s⁻¹). Ceci souligne l'importance des structures tendineuses dans la production du travail mécanique par les muscles et la moindre contribution de la surface dans la restitution d'énergie du sol vers l'athlète dans les phases de propulsion en sprint. Toutefois, une différence de restitution d'énergie de 5 à 10 J entre deux surfaces suffirait à augmenter le travail mécanique en sprint d'environ 2,5 à 10% par appui. De tels effets sont substantiels pour la performance, en particulier quand ces différences s'accumulent avec le nombre d'appuis, e.g. lors d'une course de longue distance ou d'un match en sport collectif (Baroud et al., 1999 ; Stefanyshyn & Nigg, 2003). Par ailleurs, d'autres mouvements comme le saut ou la réception impliquent différents niveaux de contribution des systèmes muscle-tendon au travail mécanique négatif ou positif. Par exemple, Konow & Roberts (2015) ont montré sur des dindons que le tendon du gastrocnemius lateralis absorbait ~19 à 141 J soit 16 à 39% du travail négatif total réalisé, lors d'atterrissages après des chutes de 0,5 à 1,5 m de hauteur. Sachant que les forces produites à l'impact lors d'atterrissages

sont largement supérieures à celles produites lors de sauts, courses ou rebonds, la part de la surface dans le mécanisme d'amortissement lors de la décélération devient substantielle et fonction de sa capacité à se déformer verticalement. Cela peut affecter la part restante d'énergie mécanique absorbée par les tissus tendineux et dissipée par les muscles et, potentiellement, augmenter le risque de dommages musculaires (Konow & Roberts, 2015 ; Roberts & Konow, 2013). Dès lors, il apparaît pertinent d'étudier comment les interactions entre les muscles et les tissus tendineux sont influencées par les propriétés mécaniques des sols lors de contractions dynamiques (Sanders & Allen, 1993 ; Arampatzis et al., 2004) afin de mieux comprendre les échanges d'énergie entre l'homme et la surface en fonction du type de mouvement.

Il existe de nombreuses études ayant démontré l'influence des propriétés mécaniques des chaussures à l'interface avec le pied (Kelly et al., 2016, Hoogkamer et al., 2018) et la surface (Nigg, 1983, Hardin et al., 2004, Dixon et al., 2015) ce qui peut également affecter la performance (Hoogkamer et al., 2018) et le risque de blessure (Livesay et al., 2006 ; Wannop et al., 2013). Notre objectif principal étant de mieux comprendre les interactions entre l'homme et la surface, nous ne développerons pas cet aspect dans le mémoire, tout comme l'influence de la friction et de l'amortissement de la chaussure sur le mouvement. Néanmoins, nous discuterons des résultats de nos travaux en intégrant ces aspects essentiels de l'interaction homme-chaussure-surface (cf. Chapitre discussion générale).

Les surfaces sportives sont des structures complexes dont les propriétés mécaniques sont déterminées par leur ingénierie, les matériaux qui la compose et le type de construction. Aussi, la réponse mécanique de la surface à l'interaction avec le sportif est difficile à isoler, surtout en situation écologique. La prochaine section du chapitre est consacrée aux différents types de tests qui permettent d'évaluer le comportement mécanique des surfaces sportives et leurs limites en lien avec l'évaluation de l'interaction homme-surface.

3. Caractérisation mécanique et comportement des surfaces sportives

Il existe différents moyens de déterminer le comportement mécanique d'une surface. D'abord via des essais mécaniques quasi-statiques de type compression (Fig. 4A) qui nous renseignent notamment sur la déformation subie par la surface lors de l'application d'une contrainte dont les caractéristiques mécaniques sont connues (Fig. 4B) et qui rendent compte des propriétés viscoélastiques de la surface. Ensuite, en situation écologique, via des mesures indirectes de leur impact sur l'homme (Stafilidis & Arampatzis, 2007 ; Rouch et al., 2015, de Koning & Nigg, 1998) ou plus directement par l'intermédiaire d'outils mécaniques standardisés

développés dans le but de reproduire artificiellement le chargement humain sur la surface (Fig. 4C). Enfin plus récemment, via des tests mécaniques à partir d'un pied robotique capable de reproduire la dynamique d'un changement de direction ou d'un appui de course à pied (Fig. 4D).



Fig. 4: A : Schéma d'un essai mécanique de compression uni-axiale sur une surface de type piste d'athlétisme. La contrainte appliquée à la surface (flèches noires) déforme verticalement la surface (Δv). B : Courbe typique de contrainte-déformation obtenue lors d'essais mécaniques de chargement. Exemple d'une piste d'athlétisme en tartan qui est chargée de manière verticale à 4 vitesses différentes. L'évolution des courbes en fonction de la vitesse indique que la surface est dépendante de la vitesse de déformation. Plus la vitesse est grande et plus il faut de force pour déformer la surface ce qui traduit l'aspect visqueux de la piste en tartan et donc sa capacité d'amortissement. Les figures A et B sont adaptées d'Andena et al., 2018 ; C : Relation force-temps. La courbe noire représente la composante verticale des forces de réaction au sol d'un sportif enregistrée avec une plateforme de force lors d'un appui de course à pied (~2000 N). La courbe bleue représente le test du Clegg (lâcher d'une masse de 2,25 kg avec accéléromètre intégré à la masse) généralement réalisé par les jardiniers des clubs de football et de rugby pour suivre l'état de dureté de leurs terrains au quotidien. Le pattern de force, la durée du contact et la valeur du pic de force sont souvent éloignés du comportement humain. La courbe rouge représente le test du AAA qui est un test mécanique d'homologation des surfaces sportives par les instances fédérales internationales. Les patterns du premier pic se superposent plutôt bien malgré des différences de taux de montée en force et une durée plus courte de temps de contact. Figure issue de Fleming et al., 2010 ; D : pied robotique utilisé en laboratoire à l'Institut George Charpak (Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers). Le pied vient reproduire la dynamique du chargement du sportif sur un bac de substrat posé sur une plateforme de force.

Chaque surface sportive répond à des critères de performance et de sécurité établis par les fédérations sportives internationales et qui répondent à des normes internationales (ISO) et européennes (EN) en matière d'équipement sportif. Après des essais mécaniques en laboratoire, les surfaces sportives synthétiques sont évaluées mécaniquement selon des critères

d'interaction entre le joueur et la surface (Norme NFP 90-113). Ces tests de terrains consistent généralement à lâcher une faible masse d'une hauteur donnée et estimer la réduction de force, la déformation verticale, ainsi que l'énergie absorbée et restituée par la surface analysée à l'aide d'un accéléromètre intégré au système. Tous ces paramètres sont calculés à partir du même signal accélérométrique (Nigg & Yeadon, 1987 ; Dura et al., 1999 ; Andena et al., 2018). Le paramètre de réduction de la force représente la capacité d'une surface à réduire les forces produites à l'impact. Ces forces d'impact sont normalisées, i.e. exprimées en pourcentage d'une mesure de référence obtenue sur du béton (~6700 N), considéré comme une surface non-absorbante. Le niveau d'amortissement d'une surface traduit notamment sa capacité à réduire l'amplitude du premier pic de force à l'impact.

L'avantage de ces tests mécaniques est leur simplicité de mise en place et leur reproductibilité, leur permettant de donner un état de surface à un instant T (Yeadon & Nigg, 1988 ; Dixon et al., 2015). Toutefois, ces dispositifs ne permettent pas de rendre compte de la dynamique complexe de l'action du joueur sur la surface, et ne sont, de ce fait, que faiblement corrélés avec les grandeurs biomécaniques recueillies expérimentalement sur l'homme (Nigg & Yeadon, 1987 ; Dura et al., 1999). Par ailleurs, l'énergie dissipée par la surface durant ce type de test mécanique va être dépendante de la masse, de la forme, de la taille, du temps de contact ainsi que de la vitesse de chargement (Nigg & Yeadon, 1987, Baroud et al., 1999) ce qui surestime généralement l'énergie réellement perdue lors d'un appui. A partir d'un modèle à éléments finis intégrant les valeurs de force de réaction au sol durant la course à pied, Baroud et al. (1999) ont estimé que l'énergie perdue sur une piste d'athlétisme serait inférieure à 2%.

Dans le cadre de ce mémoire, nous nous intéressons particulièrement à l'influence des surfaces engazonnées dont l'impact sur les conditions de jeu et de performance mécanique est considéré comme un élément clé de la préparation athlétique des équipes de sports collectifs grands terrains. Ainsi, la dernière partie de ce chapitre est consacrée aux différences de propriétés de ces surfaces et leurs effets sur la performance et le risque de survenue de blessure.

4. Surfaces engazonnées

Le football et le rugby sont deux sports pratiqués traditionnellement sur des surfaces engazonnées naturelles. Si ces surfaces sont reconnues comme étant plus confortables à jouer (Andersson et al., 2008), la qualité du gazon (densité, enracinement, vitalité, type de graminée) et la nature du substrat (pourcentage de limon et d'argile, densité) vont déterminer les propriétés mécaniques de l'ensemble "gazon-substrat", ainsi que sa propension aux variations temporelles

au cours de la saison sportive (Dixon et al., 2015). En effet, ces surfaces "vivantes" sont exposées à des impacts nombreux et répétés, à des variations de température et d'humidité importantes qui dépendent elles-mêmes de la zone géographique où se situe le terrain. Par exemple, un terrain sec après de fortes chaleurs sera plus dur et moins déformable, tandis qu'un terrain détrempé sera plus compliant, déformable et glissant. D'autres facteurs liés à la qualité de l'entretien mécanique et agronomique de ces surfaces ainsi que la détérioration de la planéité ou le type de construction affectent de manière significative l'interaction entre l'homme et la surface (Dixon et al., 2015; Straw et al., 2018). Pour pallier ces problématiques, des pelouses synthétiques ont été développées au début des années 1960. À une première génération de synthétique (1G ; Fig. 5A) composée uniquement d'un tapis de gazon à fibre synthétique posé sur une couche dure a succédé une seconde génération (2G ; Fig. 5A) de synthétique, constituée d'une sous-couche absorbante ('shockpad') avec un remplissage de sable dans le tapis synthétique. Les nouvelles générations (3G et 4G) possèdent en plus des fibres synthétiques plus longues, ainsi qu'un ajout de caoutchouc dans le remplissage (Fig. 5A) afin de se rapprocher au maximum du comportement du gazon naturel (Fleming et al., 2010 ; Dixon et al., 2015).



Fig. 5: A : Représentations schématiques des 3 premières générations de surfaces engazonnées artificielles. Ces surfaces diffèrent par leurs matériaux, leurs compositions et leurs applications. En football par exemple, la hauteur des brins synthétiques est de 40-45 mm tandis qu'elle est de 65-70 mm pour le rugby. Figure adaptée de Dixon et al., 2015 ; B : schéma d'une surface hybride type où des fibres synthétiques sont insérées dans le substrat naturel entre les brins naturels de gazon ; C : schéma d'une surface naturelle renforcée où le couvert végétal est naturel et le substrat composé de matériaux naturels que sont le liège et le sable et d'un matériau artificiel avec les microfibres synthétiques.

Depuis quelques années, une nouvelle génération de pelouse dite hybride (Fig. 5B) ou naturelle renforcée (Fig. 5C) a fait son apparition dans les clubs professionnels de football et de rugby. Ces surfaces se situent mécaniquement dans un continuum entre les surfaces naturelles et

synthétiques et diffèrent par leurs substrats et mode de construction (Fig. 5B et 5C). Aujourd'hui, environ 1150 terrains de football hybrides et naturels renforcés ont été identifiés dans la majorité de l'Europe, avec une moyenne de 115 nouveaux terrains construits chaque année à destination principalement des joueurs professionnels pour l'entrainement et la compétition ('Introducing hybrid and reinforced surfaces' ; FIFA, 2017-2018). Ces surfaces possèdent des propriétés proches des gazons traditionnels naturels tout en étant plus résistantes aux contraintes et homogènes au long de la saison (Smeets et al., 2012 ; Thomson & Rennie, 2016). Toutefois, si un grand nombre d'études ont comparé les différentes générations de synthétiques aux pelouses naturelles, l'influence des surfaces hybrides/naturelles renforcées sur la performance motrice reste méconnue.

Il existe des différences marquées du point de vue des propriétés de chacun de ces types de surface. De façon plus problématique, il existe également des différences mécaniques importantes entre les mêmes types de surfaces synthétiques ou d'hybrides/renforcées ce qui rend très compliqué l'évaluation de l'influence des surfaces engazonnées sur la performance et le risque de blessure (Potthast et al., 2010 ; Dixon et a., 2015).

4.1. Surface engazonnée et risque de blessure

Avec environ 250 millions de pratiquants et 120000 joueurs professionnels, le football est l'un des sports les plus populaires dans le monde. Le nombre de blessures en football et rugby est à la fois un enjeu majeur de performance (Ekstrand et al., 2011), de santé publique (Ekstrand et al., 2011) et d'économie (Dixon et al., 2015). Si le nombre de blessures n'augmente pas particulièrement en rugby depuis 15 ans (~85 blessures/1000 h de jeu ; Fig. 6A), la sévérité des blessures et la durée d'indisponibilité sont, elles, en constante augmentation (Fig. 6A ; Injury Surveillance Project, 2018). En football professionnel, le taux de blessure est plus faible à l'entrainement (1,5 à 7,6 blessures/1000 h d'expositions) qu'en compétition (12 à 35 blessures/1000h de jeu; Rennie et al., 2016). Environ 90% de ces blessures touchent les membres inférieurs (e.g. blessure musculaire, ligamentaire, tendon ; Ekstrand et al., 2009) dont $\sim 60\%$ d'entre elles ont lieu sans contact avec un adversaire (Hawkins and Fuller, 1999). Les blessures musculaires représentent environ un tiers des blessures sans contact (Ekstrand et al., 2011; Fig. 6B) et affectent dans la grande majorité des cas (~92%) l'un des 4 groupes musculaires majeurs des membres inférieurs (ischios-jambiers : 37%; adducteurs : 23%; quadriceps : 19% ; mollets : 13% ; Ekstrand et al., 2011). De même, les blessures du ligament croisé antérieur ont lieu principalement en l'absence de sans contact (Walden et al., 2015) et sont associées à la plus grande durée d'indisponibilité (Bahr et al., 2017 ; Fig. 6B).



Fig. 6: A : En haut, incidence des blessures rapportées à 1000 heures de jeu en rugby durant la période de 2002 à 2018 dans le championnat de rugby professionnel anglais. En bas, nombre de jours d'indisponibilité par blessure subie lors de la même période de temps. Figures adaptées du rapport de la ligue professionnel anglaise ('Injury surveillance project', 2018) ; B : Relation entre l'incidence d'un type de blessure et sa sévérité lors de matchs de la ligue des Champions de football. Pour chaque type de blessure, la sévérité est indiquée comme le nombre moyen de jours perdus à l'entraînement et en compétition (échelle logarithmique). Figure adaptée de Bahr et al., 2017.

Ces blessures sont multifactorielles et peuvent provenir de facteurs intrinsèques (e.g. âge, genre, condition physique) et de facteurs extrinsèques comme la surface de jeu, le type de chaussure/crampons ou la gestuelle comme la réception d'un saut sur une jambe par exemple (Rennie et al., 2016; Walden et al., 2015). Il a été suggéré qu'au football, les propriétés de raideur de la surface pouvait avoir une influence sur les blessures chroniques ou de sur sollicitation (e.g. os, cartilage, ligaments, tendons) liée aux impacts excessifs et/ou répétés dans le temps (Ekstrand et al., 1989) et que les surfaces les plus amortissantes pouvaient réduire le risque de blessure (McMahon et al., 1984). L'incidence des blessures sur les surfaces engazonnées a largement été décrite notamment au travers d'études épidémiologiques (Ekstrand et al., 1989, 2006 ; Dragoo et al., 2010). Si les surfaces synthétiques de 1^{ère} et 2^{ème} génération ont clairement été identifiées comme augmentant le risque de blessure comparées aux pelouses naturelles (Ekstrand et al., 1989; Nigg & Yeadon, 1987), il n'existe pas actuellement de consensus sur le risque lésionnel associé à la pratique sur les pelouses synthétiques de 3^{ème} et 4^{ème} génération (années 2000-2010) (Ekstrand et al., 2006 ; Dragoo et al., 2010). La majorité de ces études n'a révélé que des différences mineures du type de blessure et de l'incidence des blessures entre les surfaces avec toutefois un risque légèrement plus élevé de survenue d'entorse de cheville sur les pelouses synthétiques (Ekstrand et al., 2006). Par ailleurs, il semblerait que les douleurs musculaires d'après match perçues en rugby soient plus

élevées sur pelouse synthétique que sur pelouse naturelle (Williams et al., 2016). De même, un rapport récent sur plusieurs saisons menée par l'Université de Bath pour la RFU (England Professional Rugby Injury Surveillance Project) semble montrer une sévérité accrue des blessures associées à la pratique du rugby sur les terrains synthétiques en comparaison des terrains naturels (222 vs. 144 jours d'absence/1000h de jeu respectivement). Ces arrêts de l'activité étaient principalement le résultat de blessures localisées au niveau des membres inférieurs (genou + cheville).

A notre connaissance, une seule étude a comparé l'effet d'une surface hybride/naturelle renforcée aux surfaces synthétiques et naturelles en condition écologique sur la mécanique du mouvement humain (Rouch et al., 2015). Cette étude a quantifié la distribution des efforts entre les segments articulaires des membres inférieurs lors de course, de changements de direction et de sauts à la suite d'une chute ("drop jump"). Ces mesures ont utilisé la dynamique inverse, appliquée à des données cinématiques et cinétiques obtenues à l'aide d'un système d'analyse du mouvement 3D couplées à deux plateformes de force disposées sous trois pistes naturelle, synthétique 3G et naturelle renforcée. L'ensemble était disposé sous une serre pour contrôler les conditions environnementales (Fig. 7A).



Fig. 7 : Photo et schémas de la zone d'expérimentation sous serre de l'étude de Rouch et al. (2015). Deux plateformes étaient installées sous la surface avec un système de drainage pour les pelouses naturelles et naturelles renforcées.

Les résultats de cette étude démontrent notamment que lors d'un changement de direction, la surface naturelle renforcée réduisait les moments de rotation interne en moyenne de 35% et les moments de valgus de 43% au niveau du genou, en comparaison à la pelouse synthétique. Lors de la réception d'une chute de 80 cm avant un saut vertical, la surface naturelle induisait des valeurs de moments de valgus et de rotation interne du genou supérieurs d'environ 25 à 35% par rapport aux pelouses renforcées et synthétiques. Les changements de direction et l'atterrissage/réception sont des mouvements exigeants qui exposent l'articulation du genou à de fortes sollicitations. Aussi, fait la surface apparaît comme un facteur d'influence majeur des

principales variables (e.g. moment de rotation interne et de valgus) en lien avec la survenue d'une rupture du LCA (Griffin et al., 2000 ; Yu et al., 2006). Il semblerait, de plus, que les surfaces hybrides/naturelles renforcées puissent diminuer les facteurs de risque de blessure du LCA en comparaison aux autres types de pelouse (Rouch et al., 2012 ; 2015).

4.2. Surface engazonnée et performance

Au-delà de la nécessité de préserver l'intégrité des joueurs et des joueuses de football ou de rugby, les surfaces engazonnées doivent également permettre d'optimiser les conditions de jeu et la performance sportive. Plusieurs études ont suggéré que sur les surfaces synthétiques favoriseraient un jeu rapide via notamment l'augmentation de la vitesse de la balle (Dixon et al., 2015). Cela pourrait en partie expliquer les différences en termes de nombre d'actions techniques entre les différentes pelouses telles qu'un nombre de passes courtes plus élevé sur synthétique comparé au gazon naturel (Andersson et al., 2008). Toutefois, aucune différence majeure n'a été reportée entre les surfaces naturelles et synthétiques en termes de performances physiques de sprints courts avec ou sans changement de direction (i.e. 12-24 m ; Gaudino et al., 2012) ou de sauts (Hatfield et al., 2019), ou d'intensité de match (e.g. distance parcourue, distance à haute intensité, nombre de sprints ou de sauts ; Andersson et al., 2008). Cependant, jouer sur une surface synthétique apparaît comme moins confortable et plus exigeant au niveau perceptif pour les joueurs (Andersson et al., 2008).

De manière intéressante, la surface de jeu peut également influencer la vitesse et la précision du tir, et le niveau de décélération du corps dans la phase de préparation du tir (Potthast et al., 2010). Ces différences ont été relevées entre une pelouse naturelle et deux pelouses synthétiques ayant des remplissages différents. Les auteurs ont montré que la cinématique de l'exécution du tir était similaire entre la surface naturelle et la surface synthétique au remplissage caoutchouc contrairement à la surface synthétique avec un remplissage de sable et de caoutchouc (Potthast et al., 2010). Les propriétés mécaniques des surfaces sont donc non-seulement définies par le type de sol (synthétique ou naturelle) mais également, au sein d'un même type, par les matériaux et le type de construction utilisés pour leur élaboration. D'autres études ont confirmé les différences existantes entre plusieurs technologies synthétiques lors de changements de direction, de répétition de sprint et de sauts (Sanchez-Sanchez et al., 2014; Potthast et al., 2010).

Concernant les différences de performance entre les surfaces hybride/naturelles renforcées et les pelouses naturelles, l'étude de Rouch et al. (2015) n'a pas rapporté de différence de vitesse

de course entre ces deux types de surface. S'il ne semble pas y avoir de différences majeures de la performance physique résultant de la pratique sur les différents types de surface naturelles et synthétiques, il apparait néanmoins que les différences de propriétés mécaniques intrinsèques aux technologies artificielles peuvent induire des modifications substantielles du geste sportif. Il subsiste donc un certain nombre d'interrogations concernant l'influence des technologies hybrides/naturelles renforcées, dont les propriétés mécaniques intrinsèques diffèrent drastiquement des surfaces naturelles traditionnelles, sur la performance. Ceci s'explique en partie par la difficulté de mettre en œuvre des expérimentations *in vivo* et *in situ* afin d'étudier l'influence des différentes surfaces naturelles (Fig. 7 ; Rouch et al., 2015) sur les ajustements cinématiques, neuromusculaires et musculo-tendineux mis en jeu au cours du mouvement, en particulier lors de l'appui au sol (e.g. Rouch et al., 2015 ; Potthast et al., 2010).

Dans un contexte d'optimisation de la performance et de réduction du risque de blessure, il apparait évident que le type de surface engazonnée est susceptible d'affecter les différentes composantes biomécanique et neuromusculaire du geste sportif. Néanmoins, aucun consensus ne se dégage concernant des différences entre les pelouses naturelles et synthétiques alors même qu'une nouvelle génération hybride a été adoptée depuis plusieurs années par de nombreux clubs professionnels de football et de rugby. L'étude récente de Rouch et al. (2015) a permis d'identifier des réponses biomécaniques spécifiques à la surface sur laquelle est réalisé le mouvement, qui dépendent du type de tâche motrice analysée. Ce travail pose les bases de plusieurs études à mener pour mieux comprendre les effets des surfaces hybrides/naturelles renforcées sur les interactions entre l'homme et la surface. Cette question reste entière car ces différences de cinétique et cinématique du mouvement ne reflètent pas les contributions respectives des tissus contractiles et élastiques au mouvement (Kawakami & Fukunaga, 2006). Cette problématique pourrait être à l'origine de l'émergence de connaissances à l'interface de la mécanique, de la biomécanique et de la physiologie neuromusculaire. Elle représente par ailleurs un enjeu fondamental de pratique à l'heure où de nouvelles technologies apparaissent et s'implantent sur les terrains de sport à travers le monde.

En résumé :

Les propriétés mécaniques de la surface d'appui modifient les paramètres biomécaniques de la locomotion humaine. Dans un contexte sportif, elles peuvent influencer la performance et le risque de blessure.

Aucune étude, à notre connaissance, ne s'est intéressée à l'influence des propriétés mécaniques de surface et des potentiels effets des processus d'absorption/restitution d'énergie de déformation de la surface sur les interactions muscle-tendon lors de tâches locomotrices.

Les tests mécaniques développés pour caractériser le comportement d'une surface ne montrent pas de réelle corrélation avec les données biomécaniques recueillies chez l'homme, ce qui rend l'interprétation des résultats issus de ces tests difficile. Ces limites méthodologiques empêchent également de caractériser précisément les différents types de surfaces sportives, et leur impact sur la performance et le risque de blessure.

Les investigations réalisées chez l'homme en situation écologique sont donc rares en raison des difficultés inhérentes à leur mise en œuvre.

Une nouvelle génération de surface hybride/naturelle renforcée est apparue dans les milieux professionnels de football et de rugby depuis une dizaine d'années. Ces terrains s'implantent et sont utilisés, sans que leur influence sur la biomécanique du joueur ne soit clairement établie.

Mouvement de réception : description de la tâche motrice et influence de la surface

Lorsque la force exercée sur un muscle excède la force produite par ce même muscle, ce dernier s'allonge tout en produisant de la force (i.e. contraction excentrique) et effectue un travail mécanique négatif (Abbott et al. 1952, Lindstedt et al. 2001 ; Fig. 8A). Dès lors, de l'énergie élastique est absorbée par la composante élastique série (tendons, aponévroses, muscle) et parallèle (tissus conjonctifs) qui peut soit être dissipée sous forme de chaleur, soit être recyclée pour participer au travail mécanique positif (Fig. 8A ; Lindstedt et al., 2001 ; Roberts & Azizi, 2011 ; Roberts & Konow, 2013). Dans ce chapitre, nous nous intéressons au phénomène de dissipation d'énergie par les muscles qui intervient lorsque le corps ou les membres inférieurs sont décélérés comme à la réception d'un saut ou d'une chute.

L'action de sauter induit une phase de chute puis de réception imposée par la gravité. Afin de bien amortir la réception lors du contact au sol, les muscles doivent s'étirer activement pour dissiper l'énergie mécanique et interagir avec les tissus tendineux pour moduler l'intensité des contractions musculaires (Abbott et al., 1952 ; Roberts & Konow, 2013 ; Konow & Robert, 2015). Dans les extraits des *Comptes rendus des séances de l'Académie des Sciences*, Marey et Demeny (1885) évoquent déjà cet objectif de « l'action des muscles pendant la chute [i.e. la réception] qui est de produire un travail résistant » et que « les muscles contractés se laissent vaincre et allonger par la force extérieure qui fléchit les membres » (Fig. 8B).



Fig. 8 : A : Illustration de l'absorption et de la dissipation d'énergie par le muscle actif (extension de l'amortisseur) lors de la marche en descente. A l'inverse, lors de la course, l'énergie est stockée lors de l'étirement du tendon (extension du ressort) et restituée plus tard au muscle lors de la propulsion. Figure issue de Lindstedt et al., 2001 ; B : Chute élastique après saut. Chronophotographie géométrique partielle / Etienne-Jules Marey et Georges Demeny (1884). © Collège de France

1. Contraction excentrique et risque lésionnel

Il est communément admis que les contractions excentriques intenses sont susceptibles d'endommager les muscles pouvant aller de la simple microlésion à la rupture totale du muscle (Garrett, 1996; LaStayo 2003). En effet, de nombreuses études ont établi un lien entre l'apparition de dommages musculaires post-exercice et l'étirement actif de ses structures au cours de l'effort (Proske & Morgan, 2001, Clarkson & Hubal 2002). Ces dommages musculaires (e.g. désorganisation du cytosquelette, des disques Z, des sarcomères) sont en partie fonction de la longueur initiale du muscle avant allongement (Butterfield & Herzog, 2006), à la longueur d'étirement des faisceaux musculaires ainsi qu'à l'amplitude de leur allongement maximal (Guilhem et al., 2016). In fine, cela diminue la capacité du muscle à produire de la force (Friden, 2001), perturbant l'appareil locomoteur et conduisant à l'apparition de douleurs musculaires retardées. D'autres types de blessures sont associés aux décélérations rapides et aux chocs répétés ou excessifs sur la surface comme les tendinopathies (Ferretti, 1986) ou les ruptures ligamentaires (Walden et al., 2015; Griffin et al., 2000; Yu et al., 2006). Toutefois, si la mauvaise gestuelle lors de la réception (Walden et al., 2015) comme la technique de réception (DeVita & Skelly, 1992; Zhang et al., 2000) peuvent être des facteurs de risque de survenue de blessure, d'autres facteurs extrinsèques à l'athlète tel que la compliance de la surface de réception (Dufek & Bates, 1991 ; McNitt-Gray, 1993) peuvent également influencer ce risque

2. Déterminants neuromusculaires et biomécaniques d'une réception

L'objectif de cette section est de présenter les principaux déterminants neuromusculaires et biomécaniques associés au mouvement de réception (e.g. d'une chute ou descente initiée volontairement, après un saut) (Fig. 9). Deux principales phases composent la réception : la phase de chute, qui débute soit au moment qui suit l'atteinte de la hauteur de saut la plus élevée jusqu'au contact des pieds avec le sol, soit qui débute lors de l'initiation d'une chute d'une certaine hauteur jusqu'au contact (Fig. 9) ; la seconde phase de réception débute au moment du contact des pieds sur la surface et se prolonge jusqu'à ce que le corps soit décéléré, i.e. lorsque le centre de masse (CM) est à son point le plus bas où que la flexion de genou est la plus élevée (Fig. 9).



Fig. 9 : A : Représentation des phases du mouvement de chute-réception. Le sujet se tient initialement en position debout puis se laisse tomber d'une certaine hauteur, c'est la phase de chute. Au moment du contact et jusqu'à ce que ce le centre de masse soit le plus bas, c'est la phase de réception/atterrissage. Enfin, du moment le plus bas au retour à la position debout initiale, c'est la phase de remontée. Figure adaptée de Skinner et al., 2015.

2.1. Réponses cinématiques et cinétiques

Les stratégies de réception mises en place pendant la phase de chute et au moment du contact au sol déterminent les réponses cinématiques et cinétiques et montrent des différences notables en fonction des variables indépendantes étudiées (e.g. genre [Decker et al., 2003], niveau de la population [McKinley & Pedotti, 1992; McNitt-Gray, 1993], fatigue [Madigan & Pidcoe, 2003], hauteur de chute [Zhang et al., 2000], surface/chaussure [McNitt-Gray et al., 1993; Skinner et al., 2015], technique [DeVita & Skelly, 1992; Zhang et al., 2000], type [Yeow et al., 2009]) et de la perception du travail mécanique à réaliser à l'impact (Zelik & Kuo, 2012). Lors de la réception, de grands niveaux de force de réaction verticale sont produits (×3,9-11,0 le poids de corps) tandis que le centre de masse est abaissé (McNitt-Gray, 1993 ; Santello & McDonagh, 1998; Zhang et al., 2000; Yeow et al., 2009) (Fig. 3A). Généralement, on distingue deux pics de force de réaction verticale (passif et actif ; Fig. 3A) correspondants à la pose des orteils puis du talon à la réception (Dufek & Bates, 1991). Ces pics ont lieu environ à 15-30 ms et 40-70 ms après le contact (Dufek & Bates, 1991 ; McNitt-Gray et al., 1993 ; Santello & McDonagh, 1998). De nombreuses études ont montré que les pics actifs de force verticale ($R^2 = 0.90$; Yeow et al., 2009) et le taux de montée en force ($R^2 = 0.95$; Yeow et al., 2009) étaient fortement corrélés à l'augmentation de la demande mécanique lié à la hauteur de chute (e.g. McNitt-Gray et al., 1993 ; Zhang et al., 2000) mais également lié à la technique de réception (i.e. réception avec peu de flexion de genou ; DeVita & Skelly, 1992 ; Zhang et al., 2000).

Les trois principales articulations des membres inférieurs (hanche, genou, cheville) se fléchissent lors du contact au sol selon une séquence dite distalo-proximale (Prilutsky & Zatsiorsky, 1994) (Fig. 10B et 10C).



Fig. 10 : A : Patterns représentatifs d'une réception à la suite d'une chute sur plateforme de force (force verticale, vitesse du centre de masse, déplacement du centre de masse, travail mécanique au niveau du centre de masse) ; B-C : patterns représentatifs des angles articulaires et des vitesses angulaires instantanées pour les articulations de la cheville (noir), du genou (rouge) et de la hanche (bleu) lors du même mouvement ; D : Patterns des moments articulaires lors d'une réception. Figure adaptée de Dufek & Bates, 1991.

Les articulations proximales (i.e. hanche et genou) et les muscles qui les croisent génèrent les plus grands moments de force (Fig. 10D) et les plus grandes puissances lors de la réception, alors que distalement la cheville génère une importante vitesse de flexion (e.g. jusqu'à plus de 1000 deg.s⁻¹; McNitt-Gray, 1993). Zhang et al. (2000) ont rapporté que, en moyenne, la hanche produisait des moments de force 1,3-2 fois supérieurs aux moments du genou et 2,7-3,5 fois supérieurs à ceux de la cheville (Zhang et al., 2000) tandis que McNitt-Gray (1993) a montré que les vitesses de flexion de la cheville étaient 1,4-1,8 fois supérieures aux vitesses de flexion de genou et 1,9-3,1 fois supérieures à celles de la hanche (McNitt-Gray, 1993). Ces différences s'expliquent en partie par la séquence distalo-proximale du mouvement de réception ainsi qu'aux différences de capacité de production de travail mécanique entre les muscles extenseurs de ces trois articulations (Prilutsky & Zatsiorsky, 1994) ce qui influence *in fine* les contributions des articulations au travail mécanique négatif.

2.2. Contributions articulaires au travail mécanique : le rôle majeur du genou

La hauteur de chute influence la quantité de travail mécanique négatif ainsi que la contribution relative des différentes articulations impliquées dans le mouvement de réception. Si en valeur absolue, l'ensemble des articulations réalise un travail négatif plus important avec l'augmentation de la hauteur de chute (Fig. 4B ; Zhang et al., 2000 ; Zelik & Kuo, 2012), la contribution relative de la hanche augmente (32,0% à 39,5%), tandis que celles du genou (47,1% à 43,4%) et de la cheville (21,0% à 17%) diminuent (Fig. 4A ; Zhang et al., 2000). Par ailleurs, la technique de réception, et majoritairement le degré de flexion de genou, affecte également les contributions articulaires au travail mécanique. Zhang et al. (2000) ont ainsi montré qu'entre 0,32, 0,63 et 1,03 m de hauteur de chute et pour 3 techniques de réception différentes ("raide", "normale" et 'souple'), la contribution de la cheville était plus importante au cours de réceptions "raides" tandis que la hanche était plus impliquée lors de réceptions dites "souples" (Fig. 11A).



Fig. 11 : A : Travail mécanique négatif relatif des articulations de la cheville (noir), du genou (rouge) et de la hanche (bleu) lors de réceptions de plusieurs hauteurs (32, 63 et 103 cm) et de plusieurs techniques différentes ("souple", "normale" et "raide"). Données issues de Zhang et al., 2000 ; B : Travail mécanique total lors de réceptions de plusieurs hauteurs et de techniques différentes. Le travail mécanique est moins élevé lors de la réception 'raide' à partir de 10 cm de hauteur de chute. La courbe pointillée en vert représente la quantité minimum théorique d'énergie potentielle à dissiper en fonction de la hauteur de chute (i.e. masse × accélération gravitationnelle × hauteur) ; C : Contribution des tissus mous au travail mécanique en fonction de la hauteur de chute. Figures B et C adaptées de Zelik & Kuo, 2012.

Si la contribution de ces articulations est exprimée en pourcentage du travail mécanique réalisé par les trois articulations, ces valeurs relatives négligent toutefois d'autres sources de production de travail mécanique telles que celle des tissus mous (Zelik & Kuo, 2012) ou du pied (Olsen et al., 2019). Les tissus mous, notamment, participent à la dissipation d'énergie à hauteur de 16% du travail mécanique total entre 0,20 m et 0,40 de hauteur de chute (Fig. 11C ;

Zelik & Kuo, 2012), ce qui est substantiel. Cette contribution des tissus mous est plus élevée lors de réceptions "raides" comparée à des réceptions "souples" où la flexion de genoux est plus importante (Zelik & Kuo, 2012). Au cours de réceptions pieds nus sur une jambe d'une hauteur de 0,40 m, Olsen et al. (2019) ont, quant à eux, rapporté chez des femmes actives, que le genou, la hanche, la cheville et l'articulation médio-tarsienne contribuaient respectivement à 36%, 32%, 20% et 12% du travail mécanique des membres inférieurs (Olsen et al., 2019). L'ensemble de ces sources de production de travail négatif au sein des membres inférieurs suggère l'importance de la séquence distalo-proximale dans le processus de dissipation d'énergie, de même que le rôle central de l'articulation du genou. En effet, le genou conserve une contribution similaire au travail négatif entre les différentes conditions de réception et module en grande partie la demande mécanique (e.g. force de réaction) lors de la réception via les muscles qui croisent son articulation et qui participent à l'extension de la cuisse (Zhang et al., 2000).

2.3. Réception bilatérale vs unilatérale

Il existe de nombreuses évidences d'un plus grand risque de blessure, notamment de rupture du LCA, lorsque la réception du saut se fait sur une jambe comparée à deux jambes (Boden et al., 2000). Les facteurs associés à ce risque accru sont principalement une réduction de la flexion du genou, une augmentation du valgus et de ratios de co-contraction des quadriceps/ischios jambiers et gastrocnemius/soleus trop élevés, ce qui augmente la translation tibiale antérieure et la contrainte sur le LCA (Mokhtarzadeh et al., 2013). L'augmentation de la demande mécanique lors d'une réception bilatérale (e.g. augmentation de la hauteur de chute) résulte en une flexion de genoux majorée afin d'absorber efficacement le choc et minimiser le risque de blessure en réduisant les forces de réaction (Yeow et al., 2010). Lors d'une réception unilatérale, alors que d'avantage de stress (poids du corps) est placé sur les articulations de la jambe d'appui, le système neuromusculaire a tendance à limiter la flexion du genou afin de ne pas dépasser les capacités de stabilité ligamentaire et musculaire de ce dernier (Pappas et al., 2007). Yeow et al. (2010) ont montré une augmentation des forces de réaction verticales (~1,5× plus ; Yeow et al., 2010) ainsi qu'une raideur musculo-squelettique accrue lors d'une réception sur une jambe comparée à deux jambes. Dès lors, la capacité des muscles extenseurs du genou à dissiper l'énergie mécanique est diminuée et le risque de survenue d'une blessure (i.e. muscle, ligament, cartilage) augmente (Pappas et al., 2007 ; Yeow et al., 2010). Toutefois, aucune étude à ce jour n'a mis en évidence les conséquences de cette diminution de capacité de dissipation d'énergie à une jambe sur le comportement et la participation respectives des structures musculaires et tendineuses.

Les réponses cinématiques et cinétiques lors de la réception résultent en partie de la préparation, par le système nerveux, du contact au sol pendant la phase de chute (Santello, 2005). Une séquence distalo-proximale (Fig. 11C) se retrouve également au niveau de l'activation des différents groupes musculaires des membres inférieurs au cours de la chute et ensuite lors du contact au sol. Ce mécanisme permet de décélérer le corps grâce à l'absorption séquentielle de la contrainte (choc) à partir du point de contact au sol (pied) (McKinley & Pedotti, 1992 ; Iida et al., 2011).

2.4. Rôle du contrôle moteur lors d'une chute-réception

2.4.1. Activité musculaire avant la réception

Pendant la chute, le système nerveux central anticipe le moment du contact avec le sol via le recrutement d'unités motrices permettant d'ajuster le niveau de raideur articulaire et musculotendineuse (Fig. 12A ; Santello & McDonagh, 1998 ; Santello et al., 2005 ; Azizi & Abbott, 2012). De nombreuses études ont rapporté que le niveau d'activité musculaire lors de la chute était proportionnel à la hauteur de chute tout en étant muscle-dépendant (Fig. 12B ; Santello & McDonagh, 1998 ; Santello, 2005). Cette augmentation de l'activité musculaire reflète une stratégie globale du système nerveux central qui prépare les SMT à absorber le choc à la réception via, en partie, une régulation de la raideur musculaire (Santello et al., 2005). À l'inverse, une mauvaise anticipation des forces de réaction à l'impact au sol peut amener à des niveaux de raideur musculaire et articulaire inadéquats (i.e. trop élevé ou insuffisant) ne permettant pas une décélération optimale et susceptibles d'induire des blessures des SMT ainsi que des structures articulaires et tissus mous (Santello et al., 2005).

Contrairement à l'amplitude, le timing d'activation des muscles des membres inférieurs avant le contact est relativement constant et indépendant de la hauteur de chute, en revanche il varie avec la stratégie de réception (Fig. 12B ; Santello & McDonagh, 1998 ; Arampatzis et al., 2003). L'activité musculaire avant contact (Fig. 12C) permet la production de force musculaire au moment de la réception ou quelques millisecondes plus tard (délais électromécanique). Ceci traduit la capacité du système nerveux central à planifier de façon très précise le moment du contact au sol pour produire des niveaux de force appropriés au bon moment (Santello & McDonagh, 1998). Les patrons d'activation musculaires pendant la phase de chute sont communs aux muscles agonistes et antagonistes qui participent à la dissipation d'énergie à la réception. Cela permet au système de réguler la raideur articulaire et musculo-tendineuse en réponse aux variations de vitesses de rotation articulaires lors de la décélération des différents segments inférieurs lors du contact au sol (Santello, 2005). Il semblerait, de plus, que les différences de niveaux d'activité et de force avant une réception n'auraient pas d'influence sur le patron d'activité réflexe des muscles du triceps surae au moment du contact (i.e. ~50 ms après la réception ; Fig. 12C ; Galindo et al., 2009).



Fig. 12 : A : Courbes typiques d'activité musculaire du soleus et de l'angle articulaire de la cheville au cours d'une chute-réception de 20 cm de hauteur ; B : Timing d'activation musculaire du soleus et amplitude d'activité musculaire en fonction de la hauteur de chute. Le timing d'activation avant contact est constant avec l'augmentation de la hauteur tandis que l'amplitude d'activité augmente. Figures adaptées de Santello, 2005 ; C : Activité musculaire normalisée du gastrocnemius medialis, tibialis anterior, vastus lateralis et biceps femoris en fonction du temps lors de réceptions de trois hauteurs de chute (1,0, 1,5 et 2 m). La ligne verticale indique le moment du contact. Figure adaptée d'Arampatzis et al., 2003.

2.4.2. Activité musculaire pendant la réception

L'activité musculaire pendant la phase de contact est amorcée quelques centaines de millisecondes avant le contact. Toutefois, par convention, les deux phases, chute et réception, sont analysées séparément (Santello, 2005). De façon similaire à la phase de chute, l'amplitude de l'activité musculaire augmente proportionnellement avec la hauteur de chute lors de la phase de réception (Santello & McDonagh, 1998 ; Duncan & McDonagh, 2000), et même plus généralement avec l'augmentation de la demande mécanique (e.g. augmentation du poids de corps ; Werkhausen et al., 2017). Bien que cela soit toujours débattu, il semblerait que l'activité musculaire enregistrée à la réception soit liée à une activité volontaire et/ou réflexe liée à l'étirement, qui dépend des groupes musculaires considérés et de leur fonction (Duncan & McDonagh, 2000 ; Santello et al., 2005). Pour des muscles distaux comme le triceps surae (soleus, gastrocnemii), un pic d'activité musculaire intervient ~53-56 ms après le contact (Santello & McDonagh, 1998 ; Duncan & McDonagh, 2000). Ce pic d'activité serait
l'expression d'un réflexe myotatique (i.e. contraction musculaire en réponse à un étirement des fuseaux neuromusculaires) déclenché par la rotation de la cheville. Dans la même étude, Duncan & McDonagh (2000) ont également montré que l'activité des muscles rectus femoris et biceps femoris était principalement préprogrammée (via le système nerveux central) lors de réception de 0,45 m de hauteur avec peu ou pas de contribution de l'activité réflexe à l'impact (Duncan & McDonagh, 2000). Cependant, à 0,70 m de hauteur de chute, ces auteurs ont montré que la contribution de l'activité réflexe des muscles extenseurs de la cuisse était substantielle en raison de leur étirement plus important (Duncan & McDonagh, 2000). L'amplitude de l'activité réflexe pourrait donc être modulée en fonction de la hauteur de chute par l'augmentation de l'amplitude de flexion articulaire, qui étire les fuseaux neuromusculaires et ce, de façon muscle-dépendante (Santello & McDonagh, 1998 ; Duncan & McDonagh, 2000). En effet, Cronin et al. (2008) ont montré que lors de contractions excentriques effectuées audelà de 80% de la MVC, l'activité réflexe du muscle soleus diminue en raison d'une diminution de la vitesse d'étirement des faisceaux musculaires liée à l'augmentation de raideur du muscle et donc à sa résistance à l'étirement (Cronin et al., 2008).

2.4.3. Activité musculaire et longueur musculaire

Un autre aspect essentiel du contrôle moteur est de limiter la longueur maximale d'un muscle au cours d'un allongement actif comme lors d'une réception (Azizi & Abbott, 2012). Ce phénomène a été observé au cours de la phase de chute chez l'animal (Azizi & Abbott, 2012 ; Konow & Roberts, 2015). Le recrutement musculaire avant contact permet de réguler la longueur des faisceaux musculaires au moment du contact et ainsi anticiper la demande mécanique sans affecter la longueur maximale à laquelle les muscles s'allongent à la réception (Azizi & Abbott, 2012 ; Konow & Roberts, 2015). De ce fait, la longueur du muscle au moment de la réception sera d'autant plus courte que la hauteur de chute augmente, ce qui permet in fine au muscle de conserver un niveau d'allongement similaire en se décalant la relation forcelongueur vers des longueurs de contraction plus courte (Azizi & Abbott, 2012 ; Konow & Roberts, 2015). Il est possible que cet ajustement contribue à réduire le niveau de dommages musculaires, puisque ceux-ci sont reliés au travail frénateur réalisé par les faisceaux musculaires (Guilhem et al. 2016 ; Lieber & Friden, 1993 ; Butterfield & Herzog, 2006). Ce phénomène n'est pas simplement permis par l'activité musculaire mais également par la compliance du tendon lors de son interaction avec le muscle.

2.5. Interactions entre les muscles et les tissues tendineux

Les tissus conjonctifs, notamment tendon et aponévroses, jouent un rôle clé dans le contrôle du mouvement via leur capacité à se déformer et ainsi moduler la quantité d'énergie mécanique transmise au système musculo-squelettique lors de la locomotion (Roberts & Azizi, 2011). Lors d'une contraction excentrique, le travail mécanique négatif produit par les SMT des membres inférieurs permet de dissiper ou de stocker l'énergie mécanique via l'interaction entre les muscles et les tissus tendineux (e.g. Lindstedt et al., 2001). L'énergie est quasiment totalement dissipée par les faisceaux musculaires lorsqu'ils s'allongent activement (Roberts & Konow, 2013). Toutefois, lors d'une contraction musculaire, l'élasticité du tendon va permettre de découpler les variations de longueur des faisceaux musculaires de celles du SMT pendant la rotation articulaire et ainsi absorber une partie de l'énergie au contact de la surface (Konow et al., 2012; Roberts & Konow, 2013). Ce phénomène a été rapporté chez l'animal (Griffiths, 1991 ; Roberts et al., 1997 ; Konow & Roberts, 2015) et chez l'homme lors de différents types de tâches locomotrices (Fukunaga et al., 2001 ; Reeves & Narici, 2003 ; Spanjaard et al., 2007 ; Peñailillo et al., 2014), cela permet notamment aux faisceaux musculaires de produire de la force sans variation de longueur ou en se raccourcissant légèrement lors de contractions excentriques tandis que le SMT s'allonge via l'allongement des tissus tendineux. L'étude de Griffiths (1991) sur le chat est la première à faire référence à ce rôle de 'tampon mécanique' du tendon permettant de limiter l'allongement des fibres musculaires lors de contractions excentriques (Griffiths, 1991). Toutefois, la majorité de ces études chez l'homme et l'animal incluent des mouvements nécessitant d'accélérer le centre de masse après le contact au sol ou des tâches mono-articulaires (Griffiths, 1991; Roberts et al., 1997; Fukunaga et al., 2001; Reeves & Narici, 2003 ; Spanjaard et al., 2007). La nature de ces mouvements implique de conserver de l'énergie (cf. 1.2 ; Roberts et al., 1997 ; Fukunaga et al., 2001) ou d'amplifier la puissance (Kurokawa et al., 2003) ce qui influence fondamentalement les interactions muscletendon (Roberts & Azizi, 2011) et ne donne que des informations limitées sur le comportement des faisceaux lors d'une tâche de pure dissipation d'énergie comme la réception. Les conséquences de cet effet tampon du tendon n'ont été élucidées chez l'animal qu'une vingtaine d'années après l'étude de Griffiths (1991) par une série d'expérimentations sur des dindons par l'équipe de Roberts, Konow et Azizi (Fig. 6A ; 2010, 2012, 2013, 2015) qui ont alors précisé le rôle exact du tendon dans la dissipation d'énergie par le muscle. Très récemment, Werkhausen et al. (2017) ont mis en évidence des mécanismes similaires chez l'homme au cours d'une descente de marche d'escalier (Werkhausen et al., 2017).

2.5.1. Le tendon comme tampon mécanique, absorbeur de choc, atténuateur de puissance

Plusieurs expérimentations in situ et in vivo chez l'animal ont démontré que l'allongement rapide du SMT lors d'une contraction excentrique était initialement subi par le tendon qui absorbe en grande partie l'énergie élastique jusqu'au pic de force du SMT (Fig. 13B). Cela permet un découplage entre les variations de longueur du SMT et des faisceaux musculaires qui s'étirent de ce fait plus tardivement pendant la phase de déclin de force du SMT pour dissiper l'énergie (Fig. 13B ; Roberts & Azizi, 2010 ; Konow et al., 2012 ; Konow & Roberts, 2015). Les tendons agissent ainsi comme des absorbeurs de choc qui stockent rapidement et temporairement l'énergie élastique au moment de l'impact et restitue plus lentement l'énergie aux faisceaux musculaires pendant qu'ils s'allongent activement pour dissiper l'énergie (Konow et al., 2012 ; Konow & Roberts, 2015). Les tendons sont des structures viscoélastiques qui ne dissipent qu'une petite fraction de l'énergie absorbée lors de la réception de par leur faible hystérésis <10 % (e.g. Magnusson et al., 2008), la quasi-totalité de l'énergie absorbée lors de la déformation des tissus tendineux est systématiquement restituée aux faisceaux musculaires (Konow et al., 2012; Konow & Roberts, 2015). Le processus de stockagerestitution par les tissus tendineux permet ainsi de diminuer le taux d'absorption d'énergie par les faisceaux et d'atténuer les pics de puissances négatives du muscle actif lors de la réception (Fig. 13B; Konow et al., 2012; Roberts & Konow, 2013; Konow & Roberts, 2015).

Lors de réceptions de plusieurs hauteurs de chute, Konow et Roberts (2015) ont examiné comment l'augmentation de la demande mécanique et, par conséquent de la dissipation d'énergie, affecte les interactions muscle-tendon. Ces auteurs montrent que la production de travail négatif par le SMT et les muscles augmente proportionnellement à la hauteur de chute via une production de force plus élevée (Fig. 13C), ce qui *in fine* conduit les muscles à dissiper une plus grande quantité d'énergie (Konow & Roberts, 2015). Toutefois, les valeurs de puissances négatives et de vitesses d'allongement demeurent réduites en proportion à celle du SMT grâce à la compliance des tissus tendineux et l'augmentation de l'activité musculaire tandis que le niveau de déformation des faisceaux est similaire entre les trois hauteurs (Konow & Roberts, 2015). L'ensemble de ces mécanismes confirme le rôle central des tissus tendineux dans la modulation du flux d'énergie avec le corps musculaire lors d'une tâche purement dissipative d'énergie.

Avec l'augmentation de la hauteur de chute, le muscle se raccourcissait au moment du contact pendant le développement de la force et l'étirement du tendon (Fig. 13B) permettant au muscle de développer un niveau de force élevé sur la partie ascendante de la relation force-longueur (Konow & Roberts, 2015). En réponse à l'augmentation des forces de réaction au sol, les muscles produisent également plus de force mais à des longueurs plus optimales (Konow & Roberts, 2015). Ce mécanisme décrit au préalable chez des grenouilles (Azizi & Abbott, 2012) apparaît comme un mécanisme de protection des fibres musculaires pour éviter les potentiels dommages musculo-squelettiques associés à la production de haut niveau de force à des positions trop étirée (Konow & Roberts, 2015 ; Azizi & Abbott, 2012 ; Guilhem et al., 2016).



Fig. 13 : A : Illustration de l'installation expérimentale de l'étude de Konow & Roberts (2015) dans laquelle des dindons étaient harnachés à une corde reliée à un système de poulie permettant de régler la hauteur de chute. La réception s'effectuait sur une plateforme de force et la longueur des muscles était mesurée à partir de la sonomicrométrie consistant à mesurer la distance entre deux cristaux piézoélectriques insérés au niveau des insertions proximale et distale ; B : Mesures in vivo chez le dindon lors de réceptions de trois hauteurs (0,5, 1,0 et 1,5 m) en fonction du temps. Du haut vers le bas : force du SMT (noir) et force de réaction verticale (orange) ; activité musculaire (rouge) ; angles articulaires du genou (vert) et de la cheville (violet) ; variations de la longueur du muscle (rouge) et du SMT (noir) ; puissances du muscle (rouge), du tendon (bleu) et du SMT (noir). La zone gris foncé correspond à la période de développement de la force du muscle et la zone gris clair correspond à la période de déclin de la force. On distingue les différences de longueurs du muscle et du SMT qui illustrent le rôle des tissus tendineux au cours du mouvement ainsi que les puissances négatives associées au taux d'absorption et de dissipation d'énergie ; C : Travail mécanique en fonction de la hauteur de chute pour le SMT (noir), le tendon (bleu) et le muscle (rouge). Figures issues de Konow & Roberts, 2015.

2.5.2. Comportement in vivo chez l'homme

A notre connaissance, chez l'homme seule une étude s'est intéressée aux interactions muscletendon lors d'une tâche pluri-articulaire purement dissipative d'énergie (Werkhausen et al., 2017). Ces auteurs ont examiné le comportement des SMT, des faisceaux et des tissus tendineux du soleus et du gastrocnemius medialis (Fig. 14A-14D) au cours d'une descente de marche à une jambe ('step landing'), en faisant varier la demande mécanique (i.e. poids de corps vs. +20% poids de corps). Les résultats de cette étude sur l'homme sont en adéquation avec ceux chez l'animal (Konow et al., 2012 ; Konow & Roberts, 2015) et confirment le rôle d'absorbeur de choc des composantes série et parallèle lors de la réception ainsi que le découplage entre les SMT et les faisceaux musculaires (Werkhausen et al., 2017). De plus, cette étude a également pu mettre en lumière des différences de comportement entre deux muscles synergistes des fléchisseurs plantaires, l'un mono-articulaire et l'autre bi-articulaire, lors d'une tâche de réception (Fig. 14B et 14E ; Werkhausen et al., 2017). De façon similaire à la variation de la hauteur de chute (Konow et al., 2015), l'augmentation du poids de corps n'affecte pas l'amplitude d'allongement des faisceaux musculaires des deux muscles alors que l'activité musculaire du soleus augmente avec la demande mécanique (Werkhausen et al., 2017). Dans cette étude, les auteurs ont également distingué le comportement du tendon d'Achille de celui des autres tissus conjonctifs (Fig. 14F; e.g. aponévroses, tissus conjonctifs de soutien) et ont démontré que si globalement les comportements de ces structures élastiques étaient similaires, ils n'étaient pas identiques, soulignant ainsi l'importance d'examiner séparément ces différentes structures (Fig. 14C et 14D; Werkhausen, 2017; Lichtwark and Wilson, 2006; Raiteri, 2018).

La tâche décrite dans cette étude (descente de marche) est de faible intensité en comparaison aux fortes décélérations impliquées dans une réception de chute ou de saut. De plus, au cours de cette tâche, l'amplitude de flexion de genou était ~40% moins importante que celle de la cheville. Dès lors, on peut se demander dans quelle mesure cela a pu influencer le comportement bi-articulaire du gastrocnemius medialis et dans quelles mesures les interactions muscle-tendon pourraient être affectées lors de réception plus intense (e.g. variation de la hauteur de chute ; Konow & Roberts, 2015). Par exemple, Galindo et al. (2009), lors de réception supra maximale sur un siège guidé, ont rapporté des amplitudes d'allongement 30% supérieures en comparaison à l'étude de Werkhausen et al. (2017). Enfin, les différences entre les SMT (e.g. fonctionnelles, architecturales, morphologiques, propriétés tendineuses) influencent les interactions muscle-tendon lors de la locomotion (Kurokawa et al., 2003 ; Ishikawa et al., 2005 ; Lichtwark & Wilson, 2006). Toutefois peu d'informations existent concernant les interactions muscle-tendon au cours de tâches dissipatives d'énergie pour d'autres groupes musculaires comme les quadriceps qui participent majoritairement au travail mécanique négatif (Zhang et al., 2000).



Fig. 14: Mesures in vivo chez l'homme lors d'une descente de marche (Werkhausen et al., 2017). A : Variations de longueur SMT du soleus (SOL) et du gastrocnemius medialis (GM) ; B : variations de longueur des faisceaux des même muscles ; C : variation de longueur du tendon d'Achille ; D : variation de longueur des tissus tendineux du SOL et du GM ; E : activité musculaire normalisée du SOL, du GM et du tibialis anterior. Les lignes verticales en pointillées représentent le taux maximum de développement de la force (t1) et le pic de force de réaction vertical (t2). Figures issues de Werkhausen et al., 2017 ; F : Schéma du suivi de la jonction myotendineuse avec une sonde échographique et des marqueurs réfléchissants sur la sonde et l'insertion du tendon sur le calcanéus afin de suivre le mouvement de la sonde dans l'espace et mesurer dissocier le comportement du tendon d'Achille des autres tissus conjonctifs (Matijevich et al., 2018).

2.5.3. Rotation des faisceaux

La rotation des faisceaux (AGR, 'Architectural Gear Ratio') caractérise le changement d'orientation des fibres musculaires lié à la variation d'angle de pennation au cours d'une contraction (Brainerd & Azizi, 2005 ; Azizi, 2008 ; Azizi & Roberts, 2014). Lors d'une contraction excentrique, l'AGR est défini comme la relation entre l'allongement appliqué au SMT et celui appliqué directement aux fibres musculaires ou aux sarcomères (Azizi & Roberts, 2014). Ce ratio est généralement supérieur à 1 pour les muscles pennés et plus élevé lors d'un allongement qu'un raccourcissement. Lorsqu'un muscle penné se contracte avec un haut AGR, l'amplitude et la vitesse d'allongement appliquées aux faisceaux sont relativement plus faibles en comparaison à l'amplitude et la vitesse d'allongement appliquées au SMT durant la contraction excentrique (Azizi & Roberts, 2014). Ce mécanisme peut être particulièrement important durant une contraction excentrique car les muscles pennés sont plus sensibles à l'allongement actif du fait de leurs courtes longueurs (Azizi & Roberts, 2014). Ainsi, un haut AGR pourrait atténuer le potentiel risque de dommages musculaires lors de contractions excentriques intenses comme lors d'une réception de chute ou de saut (Azizi & Roberts 2014, Guilhem et al. 2016). A noter que la déformation biaxiale des aponévroses (i.e. longitudinale et transverse ; Azizi et al., 2009) au cours de la contraction musculaire peut altérer la raideur longitudinale des aponévroses et affecter *in fine* cette rotation des faisceaux et le découplage avec le SMT (Azizi et al., 2008).

L'objectif de cette première partie du chapitre était de présenter les principaux déterminants neuromusculaires et biomécaniques associés au mouvement de réception. Dans le cadre de nos travaux, nous nous sommes intéressés à l'influence du type de surface de réception et de leurs propriétés mécaniques sur ces déterminants. La seconde partie du chapitre sera donc consacrée à la synthèse des études qui ont examiné l'effet de la compliance d'une surface au cours d'une tâche de réception.

3. Influence du type de surface lors d'une tâche de réception

Comme indiqué précédemment, les propriétés mécaniques d'une surface peuvent permettre de dissiper passivement de l'énergie sous l'action des forces générées à la réception et de la déformation de la surface (Stefanyshyn & Nigg, 2003). En principe, une surface plus compliante permet de dissiper une plus grande quantité d'énergie mécanique lors du choc ce qui diminue la quantité d'énergie à dissiper activement par les muscles. La compliance d'une surface peut donc avoir une influence considérable sur le risque de blessure des sportifs surtout si l'on considère qu'ils sautent et se réceptionnent plusieurs dizaines de fois par rencontre et par entrainement tout au long d'une saison (e.g. tendinopathie ; Ferretti, 1986 ; Bisseling et al., 2008). Par exemple, il a été montré que les tendinopathies patellaires pouvaient être reliées à l'exposition à des allongements répétés des SMT du quadriceps lors de réception sur sols raides (Ferretti, 1986 ; Bisseling et al., 2008).

 Tableau 1 : Etudes ayant traité de l'effet de la compliance des surfaces lors de mouvement de réception. vGRF signifie force de réaction verticale et EMG signifie activité électromyographique.

Auteurs	Année	Population	Conditions	Type de surface	Mesures	Effets surface
Gross & Nelson	1988	11 hommes (basket)	CMJ Bilatérale Pieds nus	Une plateforme de force / une couche de tartan de 0,9 cm / une mousse de 1,3 cm d'épaisseur	vGRF Cinématique articulaire	Cinématique et force de réaction =
McKinley & Pedotti	1992	8 femmes (4 actives et 4 volleyeuses)	0,45 m Bilatérale Semelles fines	Une plateforme de force / une mousse de 6 cm d'épaisseur	vGRF Cinématique articulaire EMG	Timing d'activation EMG ↑ (plateforme) Flexion plantaire ↑ (plateforme) ≠ niveau population
McNitt-Gray et al.	1993	9 femmes (gymnastes)	0,69 m 1,25 m 1,82 m Bilatérale Pieds nus	Un matelas raide – 3,5 cm d'épaisseur et un souple – 8,5 cm d'épaisseur	vGRF Cinématique articulaire	↑ flexion de genou (raide) Temps de réception = Force verticale = Taux de montée en force ↑ (raide)
McNitt-Gray et al.	1994	10 femmes et 4 hommes (gymnastes)	0,69 m Bilatérale Pieds nus	Une plateforme de force/un matelas raide et un matelas souple (12 cm d'épaisseur)	vGRF Cinématique articulaire	Flexion et vitesse de flexion genou ↑ (raideur sol) Force verticale ↓ (plateforme vs matelas) Taux de montée en force ↑ (raideur sol)
Arampatzis et al.	2002	6 femmes (gymnastes)	0,8 m 1,15 m Bilatérale Pieds nus	3 matelas de gymnastiques (raide, souple, intermédiaire)	vGRF Cinématique jambe et pied	Force verticale = ≠ cinématique (éversion)
Peikenkamp et al.	2002	Modélisation (masse- ressort athlète- surface)	0,45 m Bilatérale	4 surfaces de raideur différentes (0,5 cm – 0,12 cm de déformation verticale)	vGRF	Force verticale dépend de la déformation du sol. ≠ taux de montée en force pour même déformation du sol
Fritz & Peikenkamp	2003	Modélisation (masse- ressort athlète- surface)	0,45 m Bilatérale	Béton (raide)/surface élastique en bois (souple)	vGRF	Pic de force passif et taux de montée en force ↓ (souple/surface en bois)
Kamibayashi et Muro	2005	7 hommes (bonne santé)	2 m Siège guidé Bilatérale Pieds nus	Une plateforme de force / une mousse de 10 cm d'épaisseur	vGRF Cinématique cheville EMG	Force de réaction et taux de montée en force ↑ (raide) Vitesse de flexion cheville ↑ (raide) Activité musculaire avant et après contact ↑ (raide)
Skinner et al.	2015	2 femmes et 6 hommes adultes	0,45 m Bilatérale Pieds nus	Une plateforme de force/ 4 mousses d'épaisseur 5 cm – 20 cm (5 surfaces)	vGRF Travail mécanique	Force de réaction et taux de montée en force ↑ (raideur). ↓ travail mécanique (épaisseur mousse) ↑ dissipation d'énergie surface (épaisseur mousse)

Une dizaine d'études ont rapporté l'effet de différents types de surfaces lors de tâche de réception de chute ou de saut (Tableau 1). Les principales mesures réalisées dans ces études concernent les forces de réaction verticales, la cinématique articulaire des membres inférieurs et l'activité musculaire. L'hétérogénéité des propriétés mécaniques des surfaces testées pour une même terminologie (e.g. 'raide', 'souple', intermédiaire' ; Arampatzis et al., 2002) rend complexe la comparaison entre ces études même si certaines tendances ressortent (Tableau 1). Il semblerait que plus une surface est raide, plus la vitesse de montée en force est élevée (McNitt-Gray et al., 1993, 1994 ; Fritz & Peikenkamp, 2003, Kamibayashi et Muro, 2006 ; Skinner et al., 2015). Concernant les pics de force verticale générés lors de la réception au sol, plusieurs études ont montré qu'ils augmentent avec la raideur de la surface (Fritz & Peikenkamp, 2003, Kamibayashi et Muro, 2006 ; Skinner et al., 2015) tandis que d'autres études n'ont rapporté aucune différence entre les surfaces (Gross & Nelson, 1988 ; Arampatzis et al., 2002 ; McNitt-Gray et al., 1993).

Ces résultats contradictoires s'expliquent en partie par des différences de raideur trop faibles entre surfaces pour une même étude (e.g. Gross & Nelson, 1988 ; Arampatzis et al., 2002), des hauteurs de chute différentes entre les études (de ~0,40-45 m à 2 m), ainsi que des niveaux de pratiques hétérogènes entre les sujets qui ont une influence sur les stratégies de réception en fonction des surfaces (McKinley & Pedotti, 1992). L'approche de Skinner et al. (2015) est la seule qui nous renseigne sur la dissipation d'énergie à la fois par le corps et la surface (Fig. 15A ; Skinner et al., 2015). En effet, en ajoutant jusqu'à 4 couches de mousse identiques audessus d'une plateforme de force, ces auteurs ont démontré que le travail mécanique total diminuait avec l'augmentation de la compliance de la surface (Fig. 15A). De manière intéressante, cette diminution du travail mécanique est à la fois le résultat d'une augmentation de la dissipation d'énergie de manière passive par la surface (Fig. 15B, Skinner et al., 2015).

Cela signifie que la plus grande déformation verticale de la surface dissipe une plus grande quantité d'énergie mécanique mais aussi que le sujet est capable de s'adapter à cette déformation et choisit de dissiper également moins d'énergie via probablement l'ajustement de sa raideur musculo-squelettique global (Farley et al., 1997). Ceci va dans le sens des résultats de McNitt-Gray et al. (1993, 1994) qui ont mis en évidence une flexion de genou plus importante lors de réceptions sur des surfaces raides, induisant ainsi une plus grande dissipation d'énergie par les muscles des extenseurs du genou (Zhang et al., 2000). Par ailleurs, l'augmentation de l'activité musculaire des fléchisseurs plantaires (i.e. *soleus et gastrocnemius*

medialis) dépendrait surtout de l'augmentation des forces de réaction au moment du contact et non de la raideur de surface (McKinley & Pedotti, 1992 ; Kamibayashi et Muro, 2006).



Fig. 15 : A : Patterns de force verticale, de vitesse de centre de masse, de position de centre de masse et de puissance mécanique au cours d'une réception de chute de 0,45 m en fonction de la compliance de la surface. Réception sur une plateforme de force (jaune, 0) et sur 4 couches de mousse superposées les unes sur les autres au-dessus de la plateforme de force. Le flèche grise indique la tendance générale de la réponse à l'augmentation de la compliance ; B : Travail négatif calculé au niveau du centre de masse et de la surface ('foam') en fonction de l'épaisseur des couches de mousse (i.e. 4 = plus compliant). Le travail négatif du sujet diminue avec l'augmentation de la compliance tandis que le travail négatif de la surface augmente, ce qui augmente la quantité d'énergie dissipée passivement par la surface. Figures issues de Skinner et al. (2015).

La majorité de ces études ont examiné l'effet de plusieurs surfaces en modifiant l'épaisseur de couches de mousse ou de matelas de gymnastique posés sur une plateforme de force (Tableau 1). Hormis pour la pratique de la gymnastique, les surfaces étudiées ne sont que très peu représentatives des surfaces sportives communément utilisées tant par leur structure que par leurs propriétés mécaniques. Par conséquent, nous ne disposons que d'informations limitées concernant leurs effets au cours d'une tâche de dissipation d'énergie. De plus, aucune étude à ce jour n'a analysé comment les interactions muscle-tendon étaient influencées par la variation des propriétés de raideur d'une surface et les conséquences potentielles sur le risque de blessure musculo-squelettique.

En résumé :

Les stratégies de réception d'une chute ou d'un saut varient considérablement en fonction des paramètres étudiés (e.g. hauteur de chute, technique, surface d'appui).

Le genou est l'articulation qui contribue le plus au travail mécanique négatif durant une réception. Toutefois, la hauteur de chute, le type (unilatéral/bilatéral) et la technique de réception influencent la contribution respective des différentes articulations.

Chez l'homme et l'animal, le tendon agit comme un absorbeur de choc lors de la réception permettant de découpler l'action des faisceaux musculaires et des SMT. Les tissus tendineux permettent ainsi de diminuer la contrainte (puissance négative) au niveau du corps musculaire et limiter le risque de dommage induit.

L'augmentation de la rotation des fibres musculaires permet également de limiter l'effet de la demande mécanique (e.g. hauteur de chute) sur le muscle et le protège ainsi d'allongements trop importants.

La compliance de la surface influence la quantité d'énergie dissipée activement par les muscles et passivement par la surface ce qui peut altérer la cinématique articulaire, les forces de réaction au sol, le taux de montée en force et l'activité musculaire des membres inférieurs.

Cependant, aucune étude, à notre connaissance, ne décrit l'influence du type de surface sur les interactions muscle-tendon des membres inférieurs et les potentielles conséquences en termes de risque lésionnel pour le sportif.

Saut vertical avec contre-mouvement : description biomécanique et influence des surfaces

Si pour certaines espèces animales sauter est un moyen de locomotion indispensable pour se déplacer, se nourrir ou échapper à un prédateur, sauter n'est pas une tâche quotidienne pour l'homme. Toutefois, ce mouvement simple représente un critère de performance majeur dans de nombreuses activités sportives (e.g. saut en hauteur, volley-ball, basket-ball, etc...). En football de haut niveau par exemple, le nombre de sauts peut varier d'un à 36 au cours d'une rencontre en fonction du poste du joueur, du style de jeu d'une équipe et plus généralement de la nature aléatoire d'un match (Mohr, 2003).

L'action de sauter implique une grande coordination entre les nombreux muscles qui croisent les articulations de la cheville, du genou, de la hanche et du tronc (~100) (Bobbert, 1986). Cette coordination est essentielle afin de produire les forces de réaction au sol nécessaires et d'accélérer le centre de masse. Dès lors, la capacité de production de travail et de puissance mécanique des membres inférieurs apparaît parmi les principaux déterminants de la performance en saut vertical (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974 ; Bobbert et al., 1986 ; Fukashiro & Komi, 1987).



Fig. 16 : Schéma représentatif des cinq phases qui composent un saut avec contre-mouvement, incluant l'évolution de la puissance mécanique totale au cours du temps. Fig. issue de Zelik & Kuo, 2012.

Le saut vertical est une tâche motrice qui se compose de quatre phases : une phase de propulsion, une phase aérienne, une phase de réception et une phase de retour à une position initiale. Toutefois, une autre phase est présente dans les sauts verticaux avec un mouvement de préparation que l'on appelle « contre-mouvement » et qui précède la phase de propulsion (Fig. 16). Historiquement, les premières données sur les CMJ remontent aux travaux de Marey et Demeny (1885) au moyen d'un dynamographe et de la chronophotographie (Fig. 17). Ces auteurs ont été les premiers à observer que la hauteur de saut était améliorée lors d'un CMJ. Par la suite, de nombreuses études de comparaison ont précisé que le contre-mouvement vers le bas avant la phase de remontée permettait d'améliorer la performance en saut vertical d'environ 5-10 % ou 2-4 cm en comparaison à un saut vertical sans contre-mouvement (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974 ; Anderson & Pandy, 1993 ; Bobbert et al., 1996 ; Nikolaidou et al., 2017).



Fig. 17 : A) Dispositif expérimental avec dynamographe pour l'étude de la pression des pieds sur le sol ainsi que des changements de hauteur du corps au cours d'un saut (Marey, Le mouvement, 1894). B) Saut complet avec préparation (i.e. CMJ). Graphique obtenu au moyen d'une chronophotographie géométrique partielle (Etienne-Jules Marey, sans date). © Collège de France.

D'autres facteurs externes influencent la performance en saut. C'est le cas de la surface dont les propriétés mécaniques modulent l'échange d'énergie avec le corps (Stefanyshin & Nigg) et *in fine* le mouvement. Les anoures (i.e. grenouilles arboricoles), par exemple, sont capables d'adapter leur comportement lorsqu'elles sautent depuis des branches ayant des compliances différentes, afin de réguler les échanges d'énergie avec leur environnement et maintenir une même performance en saut (Astley et al., 2015). Si l'environnement dans lequel se déplace l'homme est moins complexe et varié, de grandes différences existent entre les propriétés des surfaces qui composent les sols sportifs, ce qui peut de manière similaire influencer la performance en saut.

Il apparaît dès lors essentiel de décrire les principales réponses biomécaniques et neuromusculaires qui sous-tendent la performance en CMJ, afin de pouvoir comprendre comment la surface d'appui peut influencer la mécanique d'un saut et la performance qui en résulte.

1. <u>Caractéristiques biomécaniques et neuromusculaires du CMJ</u>

1.1. Séquence proximo-distale et contributions articulaires lors du CMJ

Durant la phase de propulsion d'un saut vertical, les trois articulations majeures du membre inférieur sont mobilisées l'une après l'autre dans un temps très court. L'articulation de la hanche est d'abord en position étendue avant l'extension du genou qui précède l'extension de la cheville selon une séquence dite proximo-distale (Grégoire et al., 1984 ; Bobbert et al., 1988 ; Prilutsky & Zatsiorsky, 1994) (Fig. 18A). Lors de l'extension, des moments de force sont générés par chaque articulation et atteignent environ 78-94% du moment articulaire maximal à l'instant de la phase de propulsion (i.e. au tout début de la remontée) ou quelques millisecondes plus tard selon la même séquence (Bobbert et al., 1986 ; Fig. 18A). En raison notamment du volume important des muscles qui croisent la hanche, cette articulation apparaît comme celle générant les plus grands moments de force et les plus faibles puissances articulaires maximales (Fig. 19C, 4D). A l'inverse, l'articulation de la cheville produit les plus faibles moments de force mais généralement les plus grandes puissances articulaires notamment à la fin de la phase de propulsion du saut (Fig. 19C, 19D) (Bobbert et al., 1986, Kurokawa et al., 2003).

Cette séquence proximo-distale a donc été décrite chez l'homme (e.g. Grégoire et al., 1984 ; Bobbert et al., 1986, 1988 ; Prilutsky & Zatsiorsky, 1994) et chez l'animal (e.g. Aerts, 1998) et diffère quelque peu selon les variables biomécaniques étudiées (e.g. moments articulaires, vitesses articulaires, puissances articulaires) et les individus. La technique de contremouvement et le niveau athlétique des individus peuvent notamment influencer le niveau de synchronisation de la séquence d'activation des muscles et ainsi modifier les réponses cinématiques et cinétiques (Bobbert et al., 1986).



Fig. 18 : A : Exemple de données cinématiques et dynamiques (angles, vitesses, moments et puissances articulaires) obtenues lors de la phase de propulsion d'un CMJ. Les flèches indiquent le début de l'extension des trois principales articulations du membre inférieur selon une séquence proximo-distale (EH : hanche, EG : genou, EC : cheville). B : Exemples d'un pattern de force de réaction et de données électromyographiques de sept muscles du membre inférieur lors de la phase de propulsion d'un CMJ. Sur les deux Figures, l'instant 0 ms correspond au décollage du pied. Figures adaptées de Bobbert et al. (1986).

Outre ces aspects temporels, ces trois articulations, et par extension les muscles qui les croisent, contribuent différemment au travail mécanique positif réalisé lors du saut. On considère que l'articulation de la hanche contribue à hauteur de 24-51% du travail mécanique positif, celle du genou à 26-49% tandis que le reste est produit par la cheville à hauteur de 16-50% (Fig. 19E) (Hubley & Wells, 1983 ; Fukashiro & Komi, 1987 ; Nikolaidou et al., 2017 ; Wade et al., 2018). A noter qu'à l'heure actuelle peu d'études ont évalué la contribution de l'articulation métatarsophalangienne à la production d'énergie lors du saut bien que de nombreuses évidences suggèrent que cette articulation et les muscles qui la croisent ont une grande importance fonctionnelle dans la propulsion du corps (Ker et al., 1987 ; Kelly et al., 2019 ; Farris et al., 2019). Les différences relevées dans la littérature concernant les contributions des articulations lors du CMJ sont principalement le résultat d'une grande variabilité entre les individus et les

méthodologies utilisées pour accéder à ces mesures (e.g. matériels ; Fig. 19). Cependant, ces études confirment le rôle majeur des extenseurs de hanche et du genou dans la réalisation du travail mécanique positif au début de la phase de propulsion du saut tandis que la cheville contribue plus tardivement au mouvement (-100 ms avant le décollage, Bobbert et al., 1986). L'étude des contributions articulaires et de la dynamique du saut nous renseigne sur l'origine du travail mécanique et permet de mieux comprendre cette séquence proximo-distale à travers le concept de "transfert" d'énergie ou de travail mécanique entre ces articulations. En effet, nombre d'études s'accordent sur l'importance du flux d'énergie mécanique de la hanche vers la cheville via les muscles bi-articulaires qui peuvent à la fois fléchir une articulation et en étendre une autre (e.g. *rectus femoris* fléchie la hanche et étend le genou).



Fig. 19: Données cinématiques et dynamiques représentatives de la littérature sur le CMJ. La variabilité des données s'explique principalement par les différences de niveau (NB : tous des hommes) et du matériel et méthodes utilisés. A : Hauteur de saut ; B : Amplitudes articulaires ; C : Moments de force ; D : Puissance articulaire ; E : Contributions articulaires au travail mécanique exprimées en pourcentage. Les lignes pointillées indiquent les moyennes. A noter que ces données sont représentatives de la littérature mais non-exhaustives.

Plusieurs auteurs ont également reporté une séquence proximo-distale au niveau de la séquence d'activation musculaire des muscles mono-articulaires des trois articulations du membre inférieur (i.e. *gluteus maximus, vasti lateralis & medialis, soleus*) (Bobbert & van Ingen

Schenau, 1988 ; van Ingen Schenau et al., 1989). Les muscles extenseurs de la hanche s'activent en premier avant ceux du genou et de la cheville permettant la rotation des 3 articulations selon la même séquence (Fig. 18B).

1.2. Activité musculaire électrique des extenseurs de la jambe

L'activité myoélectrique des muscles extenseurs du membre inférieur débute lors de la phase descendante de préparation. Cette activité augmente lors de la phase de propulsion lorsque les muscles extenseurs des membres inférieurs se raccourcissent et produisent de la force puis de diminuer avant le décollage (e.g. Bobbert et al., 1986 ; Finni et al., 2000) (Fig. 18B). Plus particulièrement, l'activité musculaire des extenseurs de la hanche et du genou atteignent leurs pics d'activité au début de la phase de propulsion qui correspond aux instants de pics des moments articulaires (Bobbert et al., 1986; Nikolaidou, 2017) (Fig. 18B) tandis que le pic d'activation musculaire des fléchisseurs plantaires intervient environ 100 ms avant le décollage (Bobbert et al., 1986). À titre de comparaison avec le saut vertical, l'activité musculaire au début de la phase de propulsion est plus élevée d'environ 45 à 65% pour les extenseurs du genou (vastus lateralis, vastus medialis et rectus femoris) pendant le CMJ soit 15 à 25% en moyenne sur l'ensemble de la phase de propulsion pour les mêmes muscles (Nikolaidou, 2017). Cela s'explique en partie par la potentialisation myoélectrique lorsqu'un muscle est étiré avant de se raccourcir (Bosco et al., 1981) ce qui est surtout le cas pour les muscles mono-articulaires comme le vastus lateralis (VL) et le soleus pendant la phase de préparation (Finni et al., 2000, Nikolaidou et al., 2017).

1.3. Interactions muscle-tendon lors du CMJ

1.3.1. Comportement des faisceaux musculaires

L'étude des interactions muscle-tendon permet de mieux apprécier les contributions des faisceaux musculaires (Fig. 20) et des tissus tendineux à la production de mouvement (Cronin & Lichtwark, 2013). Parmi les équipes qui se sont intéressées à ces interactions lors d'un CMJ, peu d'entre elles ont utilisé des mesures directes du comportement des faisceaux musculaires comme l'échographie. Kurokawa et al. (2003) sont les premiers à avoir utilisé cette technologie non-invasive en étudiant le comportement du GM au cours d'un CMJ. Auparavant, deux études avaient estimé de manière indirecte le comportement des faisceaux du GM et du *soleus* à partir de données de déplacement du tendon d'Achille (Fukashiro et al., 1995 ; Finni et al., 2000). Il a fallu attendre l'étude de Nikolaidou et al. (2017) pour obtenir des données plus précises sur

la mécanique des faisceaux du VL et très récemment l'étude de Wade et al. (2019) sur celle des muscles du *gastrocnemius lateralis et soleus* (Fig. 20).



Fig. 20 : Courbes représentatives des variations de longueur des faisceaux musculaires du soleus (Finni et al., 2000 ; Wade et al., 2019), du gastrocnemius medialis (Kurokawa et al., 2003), du gastrocnemius lateralis (Wade et al., 2019) et du vastus lateralis (Nikolaidou et al., 2017) lors d'un saut avec contre-mouvement.

Ainsi, les données sur les muscles du triceps surae et du VL semblent indiquer des fonctions et des contributions différentes au mouvement. Le VL possède une capacité de production de force supérieure aux muscles des fléchisseurs plantaires (Fig. 21A) (Finni et al., 2000 ; Ward et al., 2009) et une vitesse de raccourcissement également supérieure grâce à ses longues fibres musculaires (Fig. 21B) (Kurokawa et al., 2003 ; Nikolaidou et al., 2017 ; Wade et al., 2019). Se prolongeant au niveau distal à un tendon raide et dépendant du taux de chargement (Pearson et al., 2007), ce muscle doit produire d'importants niveaux de force en se raccourcissant. Il réalise donc un travail mécanique essentiel à la performance en saut. Concernant les fléchisseurs plantaires, la capacité de génération de force du *soleus* est bien supérieure à celle du GM et du *gastrocnemius lateralis* (Fukunaga et al., 1996 ; Hof et al., 2002, Ward et al., 2009). Associé à une amplitude de raccourcissement plus élevée lors de la phase de propulsion (Fig. 20), le *soleus* est le principal contributeur au travail mécanique produit au niveau de l'articulation de la cheville. Les faisceaux des *gastrocnemii* ne semblent pas avoir exactement le même comportement. Si le GM ne fait que se raccourcir tout au long du CMJ, le *gastrocnemius*

lateralis s'étire d'environ 3 mm dans la phase de contre-mouvement avant de se raccourcir rapidement (Fig. 20) (Kurokawa et al., 2003 ; Wade et al., 2019). Ces différences de comportement entre les fléchisseurs plantaires influencent probablement le processus de stockage-restitution d'énergie élastique par les aponévroses et le tendon d'Achille. Ce dernier produit de la force passive en étant étiré à la fois par l'allongement actif du *soleus* et du *gastrocnemius lateralis* et à la fois par le raccourcissement actif du GM. Associé à la fonction bi-articulaire des muscles *gastrocnemii* qui sont également influencés par l'articulation du genou, cela induit une déformation hétérogène non uniforme du tendon d'Achille pendant le saut (e.g. Bosjen-Moller & Magnusson, 2015). Les conséquences de cette déformation hétérogène sur la performance du tendon (e.g. capacité de stockage et de restitution) lors de mouvements explosifs comme le saut demeurent méconnues, tout comme les conséquences des modifications de raideur d'autres tissus tendineux comme les aponévroses musculaires au cours du mouvement (Azizi & Roberts, 2009 ; Bosjen-Moller & Magnusson, 2015).

La phase de préparation du saut avec contre mouvement implique une phase d'étirement des muscles suivie immédiatement d'une phase de raccourcissement. Ce phénomène est connu sous le nom de cycle étirement-détente et a largement été étudié par le passé (e.g. Cavagna et al., 1968 ; Komi & Bosco 1978). Ainsi, un muscle qui se raccourcit après avoir été étiré est capable de produire plus de force et plus rapidement. Ainsi, il produit également plus de travail mécanique positif (force musculaire × amplitude de raccourcissement du muscle) (Cavagna et al., 1968). Toutefois, s'il est communément décrit que les extenseurs du membre inférieur s'étirent de manière générale pendant la phase excentrique, il s'avère que tous les muscles ne se comportent pas de la sorte. En fait, ce sont principalement les muscles mono-articulaires qui s'étirent pendant cette phase comme le vastus lateralis (Nikolaidou et al., 2017) et le soleus (Finni et al., 2000) au contraire des muscles bi-articulaires comme le gastrocnemius medialis (Kurokawa et al., 2003) (Fig. 20). Cette distinction a son importance car les différences de comportement des muscles indiquent des fonctions également différentes lors de la réalisation du saut. Le GM par exemple, participe à la séquence proximo-distale sans modification de longueur de son unité muscle-tendon et en réalisant un faible travail positif lorsque le centre de masse est abaissé lors de la préparation du CMJ. A l'inverse, le VL et dans une moindre mesure le soleus vont s'étirer pendant le contre-mouvement et réaliser un travail négatif lors de la fin de cette phase lorsqu'ils commencent à développer de la force pour résister aux forces d'inertie et de gravitation.



Fig. 21 : A : Forces des tendons patellaires et d'Achille au cours du CMJ. Adapté de Finni et al., (2000) ; B : Amplitudes de raccourcissement des faisceaux musculaires et vitesses maximales de raccourcissement en fonction des muscles (symboles) et des études (couleurs) lors d'un CMJ. Les ronds = soleus ; le carré = GM ; le triangle vers le haut = VL ; le triangle vers le bas = gastrocnemius lateralis.

1.3.2. Longueurs et vitesses de raccourcissement musculaire

D'autres études ont montré que l'allongement musculaire pendant la phase de contremouvement se passait sans ou avec peu d'activité musculaire (Finni et al., 2000, Kurokawa et al., 2003). Cet étirement majoritairement passif puis actif du muscle permettrait de positionner les fibres musculaires sur la partie descendante de la relation force-longueur (e.g. Gordon et al., 1966) avant l'activation (Kurokawa et al., 2003 ; Nikolaidou et al., 2017). Ainsi quand le muscle s'active, il se raccourcirait et se déplacerait vers le plateau de la relation force-longueur permettant d'augmenter les capacités de génération de force de l'unité muscle-tendon au début de la phase de propulsion (Kurokawa et al., 2003 ; Nikolaidou et al., 2017). Lutz & Rome (1994) ont montré sur un muscle extenseur de grenouille que la longueur et la vitesse de raccourcissement des sarcomères lors d'un saut étaient optimales pour la production de force et puissance musculaire. Chez l'homme, Kurokawa et al. (2003) ont estimé que le GM opérait à des longueurs permettant de générer plus de 75 % de la force maximale tout au long d'un CMJ en se raccourcissant à des longueurs plus élevées. Plus récemment, Nikolaidou et al. (2017) ont montré *in vivo* que le muscle VL opérait à des longueurs permettant de produire plus de 65% de la force maximale tout au long du CMJ et à une vitesse optimale lui permettant de produire une puissance musculaire quasi maximale (Nikolaidou et al., 2017). De manière générale, ces données semblent indiquer que la phase de contre-mouvement place les muscles extenseurs du membre inférieur sur la portion descendante de la relation force-longueur pour optimiser la vitesse moyenne et maximale de raccourcissement et produire ainsi des forces plus élevées pendant la phase de propulsion du saut.



Fig. 22: A : Relation force-vitesse et puissance-vitesse d'un muscle squelettique ; B : Influence de l'élasticité du tendon sur le timing de variation de longueur musculaire et d'angle articulaire d'un muscle de grenouille lors d'un saut. L'activation et le raccourcissement musculaire précèdent l'extension de la cheville ce qui allonge les tissus tendineux qui stockent le travail musculaire avant de le restituer tardivement lors de la propulsion pour développer une plus grande puissance articulaire qui excède largement la capacité des muscles seuls. Fig.s issues de Roberts et al., 2016.

Si les tendons et autres structures élastiques composant des SMT ne sont pas soumis à des contraintes biomécaniques qui limitent la production de puissance, les muscles quant à eux ont une capacité de puissance maximale limitée (Roberts & Azizi, 2011) et les propriétés forcevitesse décrivent particulièrement ces limites de puissance musculaire (Fig. 22A). En effet, les capacités de production de force et de vitesse des muscles squelettiques sont déterminées par leurs propriétés intrinsèques (i.e. relations force-vitesse [e.g. Hill, 1938, Wilkie, 1949] (Fig. 22A) et force-longueur [e.g. Gordon et al., 1966]) mais également par leur morphologie/anatomie (e.g. PCSA, bras de levier ; Fukunaga et al., 1996), leur architecture (e.g. ratio longueur des fibres musculaires/longueurs tissus tendineux, angle de pennation [e.g. Roberts et al., 2016]) et leur activité électrique. Aussi, lors de la restitution d'énergie, le tendon va permettre au muscle de se contracter à une vitesse plus faible lui permettant de générer plus de force et de puissance en dépassant ses limites intrinsèques (e.g. vitesse limitée d'hydrolyse de l'ATP).

La capacité du tendon à augmenter cette puissance musculaire dépend en partie de ses propriétés mécaniques (Kubo et al., 1999). En effet, il a été montré que la compliance des structures élastiques affecte le travail mécanique musculaire au cours d'un saut vertical (Bobbert et al., 1986 ; Bobbert et al., 2001). Par exemple, les tissus tendineux contribuent à hauteur de 17 à 40 % du travail mécanique de la cheville principalement via la capacité du tendon d'Achille à stocker et restituer de l'énergie (Anderson & Pandy, 1993 ; Fukashiro et al., 1995 ; Bobbert 2001).

1.3.3. Stockage-restitution d'énergie élastique : effet catapulte

Le stockage-restitution d'énergie élastique par les tissus tendineux des SMT est le principal mécanisme d'amplification de la puissance (e.g. Roberts & Azizi, 2011). Ce phénomène est le résultat de l'énergie de déformation stockée dans les tissus élastiques du muscle et du tendon via le travail musculaire (Cavagna et al., 1968 ; Asmussen & Bonde-Petersen, 1974 ; Alexander & Bennet-Clark, 1977 ; Komi & Bosco 1978). Lorsqu'un muscle est se contracte, de l'énergie élastique est stockée lentement au sein de la composante élastique série (tendons, aponévroses, muscle) sous l'augmentation de la force active du muscle avant d'être rapidement restituée lorsque le muscle se raccourcit, ou se relâche. Ainsi l'allongement ou le raccourcissement des muscles extenseurs des membres inférieurs pendant la préparation du saut induit une augmentation de la quantité d'énergie stockée dans les structures élastiques et donc de l'énergie transmise au squelette durant la phase de propulsion (e.g. Asmussen and Bonde-Petersen, 1974 ; Komi and Bosco, 1978 ; Bobbert et al., 1986 ; Kawakami et al., 2002). L'énergie libérée par le tendon est quasiment égale au travail effectué préalablement par le muscle (e.g. ~93% pour le tendon d'Achille, Alexander, 2002), mais elle est libérée plus rapidement pour produire des puissances plus élevées (puissance = travail/temps). Ceci souligne l'importance du comportement "ressort" des tissus tendineux qui sont capables de stocker une grande quantité d'énergie élastique afin de maximiser la performance de saut lors de la restitution à la fin de la phase de propulsion. Le timing d'activation musculaire ainsi que de restitution d'énergie élastique jouent un rôle majeur dans l'interaction entre les muscles et les tendons et affectent non seulement le travail mécanique mais également l'efficience du mouvement (e.g. Lichtwark & Wilson, 2007).

Ces échanges d'énergie au sein du SMT permettent de découpler le timing de production du travail musculaire relativement au timing du mouvement et ainsi de développer de plus grandes puissances selon un mécanisme que l'on peut assimiler à celui d'une catapulte (Hof et al., 1982) (Fig. 22B). Cet effet catapulte des tendons permet à l'homme et à l'animal de générer des puissances mécaniques qui excèdent largement leurs capacités de puissances musculaires (pour revue, Roberts & Azizi, 2011).

1.3.4. Amplification de la puissance mécanique

La puissance totale développée par les muscles recrutés lors d'un saut ou par les muscles synergistes d'une articulation (e.g. muscles du quadriceps) peut être inférieure à la puissance mécanique mesurée au sol ou au niveau de l'articulation. Cette observation reflète un phénomène d'amplification de puissance (Fig. 23 ; e.g. Alexander & Bennet-Clark, 1977, Hof et al., 1982). Ce mécanisme d'amplification est bien identifié chez l'animal (Alexander & Bennet-Clark, 1977 ; Aerts, 1998) et l'homme (e.g. Hof et al., 1982 ; Bobbert et al., 1986) depuis une quarantaine d'années. Il est principalement attribué à la restitution d'énergie élastique par les tissus tendineux des unités muscle-tendon du membre inférieur (e.g. Roberts & Azizi 2011). Cette amplification de la puissance est déterminante pour optimiser la performance en saut. Par exemple certaines espèces animales peuvent amplifier leur puissance mécanique jusqu'à 15 fois celle des muscles recrutés lors du saut (Fig. 23 ; Aerts, 1998). La compréhension des mécanismes qui sous-tendent ce processus d'amplification peut être très utile à l'amélioration de la performance motrice chez l'homme.



Fig. 23 : Exemple d'amplification de la puissance chez une pintade (« guinea fowl ») lors d'un saut avec contre-mouvement. Représentation graphique de la puissance développée par les muscles du membre postérieur (rapportée à la masse musculaire) en fonction du temps. La puissance développée augmente progressivement à partir du début de la propulsion (0 ms) et atteint un pic tardivement (-50 ms avant le décollage). La ligne pointillée à environ 350 W.kg-1 indique la puissance maximale théorique estimée des muscles du membre postérieur. Dans cet exemple, la puissance maximale mécanique développée est plus de deux fois supérieure aux capacités intrinsèques des muscles mises en jeu. Figure issue de Roberts & Azizi (2011).

Chez l'homme, Bobbert et al. (2001) rapportent une amplification de puissance moins importante d'environ 1,5 fois lors d'un saut vertical pour les muscles du triceps surae. Néanmoins, les données issues de simulations surestiment quelque peu les puissances mécaniques musculaires du triceps surae (i.e. 600-1000 W, Bobbert et al., 1986 ; Prilutsky et al., 1994) ce qui sous-estime le niveau d'amplification. En comparaison lors d'un CMJ, En utilisant un transducteur au niveau du tendon (Fukashiro et al. 1995) et ou à partir de la méthode de fibre optique (Finni et al. 2000), de précédents travaux ont calculé des puissances produites par le triceps surae de 169 W et ~450 W lors d'un CMJ. À partir de l'échographie, Kurokawa et al. (2003) ont cette fois estimé à 50 W le pic de puissance généré par le gastrocnemius medialis. En considérant qu'en moyenne la contribution du GM à la production de puissance du triceps surae est d'environ 15% (Fukunaga et al., 1996 ; Bobbert et al., 2001), la puissance mécanique développée par ce groupe musculaire dans son ensemble serait d'environ 330 W. En calculant la moyenne des puissances mécaniques articulaires relevées dans la littérature lors de CMJ (Fig. 19), la cheville produirait ~1800 W tandis que le genou produirait ~1500 W, soit des estimations d'amplification de puissance d'environ 4 à 10 fois pour la cheville et ~1,5 fois pour le genou (~1000 W pour les muscles du quadriceps ; Finni et al., 2000). Ces données confirment que l'amplification de la puissance varie en fonction de l'articulation et probablement de la compliance du tendon et qu'elle est plus importante pour les muscles distaux.

2. Effet de la surface sur la performance en saut avec contre-mouvement

Si quelques études se sont intéressées à l'influence de la surface sur la performance en saut vertical de type "drop jump" (Sanders & Allen, 1993 ; Arampatzis et al., 2004) et en saut horizontal (Coward et al., 2013), peu d'études se sont intéressées à l'effet du type de surface sur la réalisation d'un CMJ. Parmi elles, une étude a mis en évidence un effet de la surface sur la performance en CMJ réalisée par des volleyeurs sur du sable *vs* sur une plateforme de force (Giatsis et al., 2017). La hauteur atteinte était 12% inférieure (i.e. 3,5 cm) sur du sable par rapport à la surface dure. Toutefois, ces auteurs n'ont pas noté d'influence significative de la surface sur la production de force de réaction (~2000 N) et le taux de montée en force. Seule la puissance mécanique maximale était plus élevée de ~5% sur la plateforme de force via un travail mécanique positif plus important dans la phase de propulsion (Giatsis et al., 2017). Cela s'explique principalement par les propriétés spécifiques du sable qui augmentent l'instabilité lors de la phase de propulsion et altèrent la coordination des articulations du membre inférieur.

Néanmoins, le sable est une surface non-élastique (i.e. plastique, déformation irréversible) et n'est pas représentative des surfaces sportives communément utilisées dans les sports collectifs par exemple. L'étude de Malisoux et al. (2017) a comparé quatre types de surfaces indoor type parquet de basket-ball et une plateforme de force, toutes possédant cinq niveaux différents d'absorption de choc (de 0%, i.e. plateforme de force, à 45%). Ces auteurs ont notamment montré qu'à mesure que la compliance de surface augmentait, le taux de montée en force diminuait sans pour autant affecter le pic de force de réaction vertical. Toutefois, aucun effet de la surface n'a été obtenu sur les variables de travail mécanique négatif et positif et la hauteur de saut atteinte lors d'un CMJ était similaire entre les cinq surfaces. Très récemment, une autre équipe a investigué l'effet de trois surfaces engazonnées (i.e. une pelouse synthétique et deux naturelles) et d'une surface dure (i.e. plateforme de force) sur la performance en CMJ (Hatfield et al., 2019). Ces auteurs n'ont rapporté aucune différence de performance entres ces quatre surfaces, ni sur les estimations de force lors de la phase de propulsion suggérant des adaptions à la surface. Ces deux dernières études (Malisoux et al., 2017 ; Hatfield et al., 2019) sont les seules à avoir effectué une comparaison entre des surfaces sportives semblables et une surface très différente comme la plateforme de force lors de CMJ. Si nous ne possédons que des informations limitées sur l'influence du type de surface sur la performance en CMJ, elles suggèrent toutefois que l'homme est capable d'ajuster son comportement à la surface afin de préserver la hauteur atteinte en l'air sur des surfaces viscoélastiques et dures mais pas sur des surfaces très déformables comme le sable (Giatsis et al., 2017 ; Malisoux et al., 2017 ; Hatfield et al., 2019). Ces travaux invitent donc à explorer à fois les interactions muscle-tendon et les mécanismes neuromusculaires afin de valider l'hypothèse d'ajustements aux propriétés mécaniques de surface pour pouvoir maintenir une même performance en CMJ.

En résumé :

Le saut vertical maximal est une tâche nécessitant de produire un haut niveau de puissance mécanique afin d'accélérer le centre de masse.

Lors du saut, les muscles extenseurs des membres inférieurs s'activent selon une séquence proximo-distale permettant la rotation des trois articulations de la hanche, du genou et de la cheville selon la même séquence.

La performance en saut est fonction de la production de travail mécanique par les systèmes muscle-tendon. Les tissus tendineux permettent d'amplifier cette puissance via sa grande compliance et le stockage et restitution d'énergie élastique avec le muscle.

Les fibres musculaires du *gastrocnemius medialis* et du *vastus lateralis* produisent de la force sur une portion optimale de la relation force-longueur lors d'un saut vertical avec contre-mouvement.

Les propriétés mécaniques d'une surface peuvent influencer le mouvement. Toutefois, lors de sauts sur des surfaces sportives différentes, il semblerait que l'homme soit capable de maintenir un même niveau de performance.

Cela signifie qu'il existe probablement des régulations internes pour compenser les niveaux de raideur différents entre les surfaces.

Cependant, les mécanismes qui sous-tendent les ajustements du corps à la surface lors d'un saut vertical sont méconnues.

Objectifs expérimentaux

Au cours de cette revue de littérature, nous avons vu que la locomotion humaine et animale pouvait être altérée par le niveau de compliance du sol sur lequel les forces sont exercées et ainsi affecter la performance motrice (e.g. McMahon & Greene, 1979; Ferris et al., 1998; Kerdok et al., 2002 ; Astley et al., 2015). Ces adaptations aux propriétés mécaniques des surfaces ont essentiellement été rapportées au cours de rebonds et lors de la course à pied à intensité sous-maximale et maximale (Farley et al., 1998 ; Ferris et al., 1998 ; Kerdok et al., 2002 ; Arampatzis et al., 2004 ; Stafilidis & Arampatzis, 2007). Toutefois, si courir et rebondir nécessitent de conserver de l'énergie mécanique, sauter et se réceptionner requièrent respectivement, de produire de la puissance mécanique pour accélérer le centre de masse (Bobbert et al., 1986; Anderson & Pandy, 1993; Kurokawa et al., 2003), et atténuer la puissance mécanique à l'impact pour décélérer le corps (Konow et al., 2012 ; Konow & Roberts, 2015). En principe, ces flux d'énergie du corps vers le muscle et du muscle vers le corps (Roberts & Azizi, 2011) peuvent être influencés par la compliance de la surface qui se comporte comme un ressort en série lors d'une propulsion de saut et celui d'un amortisseur ou d'un absorbeur de choc lors d'une réception de saut. Ces mécanismes d'amplification (Arampatzis et al., 2004) ou d'atténuation de la puissance mécanique (Skinner et al., 2015) par la surface sont analogues au comportement viscoélastique des tissus tendineux lors de contractions dynamiques (Roberts & Azizi, 2011). Cela suggère que les propriétés mécaniques des surfaces peuvent influencer les interactions muscle-tendon et donc potentiellement avoir un impact sur la performance et le risque de dommages musculaires.

Nos connaissances des interactions muscle-tendon lors de tâches purement dissipatives d'énergie sont limitées. Particulièrement chez l'homme où une seule étude a décrit le comportement des fléchisseurs plantaires au cours d'une descente de marche (Werkhausen et al., 2017). Cependant, cette tâche est peu représentative des sollicitations d'une chute à la suite d'un saut du point de vue de la demande mécanique et de la contribution du genou à la dissipation d'énergie. Dans un contexte de performance motrice, il apparaît essentiel de décrire les ajustements des interactions muscle-tendon à des intensités plus élevées. Par conséquent, l'objectif principal de l'étude n°1 est de décrire les interactions muscle-tendon du GM et du VL en lien avec le contrôle neuromusculaire du mouvement lors de réceptions de chute. Nous souhaitons également comprendre quelles sont les conséquences d'une augmentation de la demande fonctionnelle sur les interactions muscle-tendon en faisant varier la hauteur de chute et le type de réception.

L'analyse de la littérature disponible dans le domaine montre que les propriétés mécaniques d'une surface pouvaient affecter le taux de montée en force et la valeur du pic de réaction de force verticale à la réception (Skinner et al., 2015). Plus la compliance d'une surface augmente et moins le corps dissipe d'énergie, ce qui influence potentiellement les interactions entre les muscles et les tissus tendineux. Toutefois, à l'heure actuelle, aucune étude ne s'est intéressée à décrire l'effet du type de surface sur ces interactions. Le rôle des propriétés de la surface revêt un intérêt majeur, à l'heure de l'implantation de nouveaux types de terrains engazonnés (e.g. hybrides), dont les effets sur le corps humain en mouvement sont peu connus. Par conséquent, dans la continuité de la précédente étude, l'objectif principal de l'étude n°2 est d'évaluer comment le type de surfaces sportives, et spécifiquement les surfaces engazonnées, influence les interactions muscle-tendon et les coordinations des muscles fléchisseurs plantaires au cours de la même tâche de réception.

Par ailleurs, l'ensemble des travaux sur les sauts avec contre-mouvement soulève des interrogations sur les mécanismes d'adaptation du membre inférieur à différents types de surface. En effet, si plusieurs études ont décrit les mécanismes qui sous-tendent la performance en CMJ au niveau cinématique, dynamique et des interactions muscle-tendon, peu d'entre elles ont investigué l'effet de la surface sur ces paramètres biomécaniques. De plus, à notre connaissance, aucune étude n'a analysé l'effet de la surface sur le comportement des SMT du membre inférieur lors d'un saut vertical. Pourtant, les mécanismes d'amplification de la puissance mécanique en CMJ suggèrent l'intérêt d'étudier l'influence de facteurs externes comme les propriétés mécaniques des surfaces. Celles-ci pourraient jouer un rôle de ressort en série supplémentaire dont la contribution pourrait être substantielle durant toute la phase d'impulsion particulièrement propice aux transferts d'énergie entre l'homme et le sol. Ces différents processus peuvent affecter in fine la régulation des échanges d'énergie entre l'homme et son environnement (Farley et al., 1998 ; Arampatzis et al., 2004). Par conséquent, l'objectif principal de l'étude n°3 est d'évaluer l'influence de surfaces présentant des propriétés mécaniques différentes sur la hauteur de saut atteinte, les interactions muscle-tendon et le niveau d'activité musculaire du GM et du VL lors de CMJ.

Méthodologie générale

Ce chapitre fait état de la méthodologie générale commune à l'ensemble des expérimentations menées dans le cadre de ce travail de thèse. Une partie méthodologique spécifique à chaque étude est proposée dans la partie contributions expérimentales (p. 82) et complète les informations qui vont suivre. L'ensemble des études a été réalisé sur des sujets masculins, sains et actifs dont les caractéristiques sont rassemblées dans le Tableau 2.

Tableau 2 : caractéristiques des participants aux études.

Etude	Nombre de participants	Âge (années)	Taille (cm)	Masse (kg)
1	15	25,5 ± 3,8	177,6 ± 5,8	72,2 ± 7,7
2	16	24,8 ± 2,2	1.78,8 ± 6,8	72,2 ± 8,4
3	16	24,8 ± 2,2	1.78,8 ± 6,8	72,2 ± 8,4

Les expérimentations ont été réalisé à l'Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance. L'étude n°1 s'est déroulée en laboratoire (Fig. 24A et 24B) tandis que l'étude n°2 et n°3 se sont déroulées en conditions extérieures sur des parcelles installées spécialement dans le cadre du partenariat INSEP-Natural Grass de ce projet de thèse (Fig. 24C et 24D) (cf. section Parcelles expérimentales, ci-dessous).



Fig. 24 : A : Laboratoire Sport, Expertise et Performance (INSEP) ; B : Zone d'expérimentation au laboratoire (étude n°1) ; C) Chantier d'installation des parcelles expérimentales ; D) Zone expérimentale extérieure (étude n°2 et n°3).

1. Analyse du mouvement

Des données de cinématique articulaire en deux dimensions ont été recueillies pour les trois études (i.e. plan sagittal). Pour l'étude n°1 en laboratoire, le système Vicon (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) (250 Hz) a été utilisé (i.e. 6 caméras infrarouges) tandis qu'un appareil photo avec acquisition vidéo à haute fréquence d'image (300 Hz ; Exilim EX-F1, Casio, Tokyo, Japan) a été utilisé pour les études n°2 et n°3 en extérieur. Des marqueurs réfléchissants ont été placés sur le côté droit de chaque sujet (Fig. 25A) permettant de reconstruire les segments du pied, de la jambe, de la cuisse et du tronc (Fig. 25B).

Les coordonnées des marqueurs étaient suivies à chaque instant du mouvement (i.e. Vicon : 4 ms ; appareil photo : 3,33 ms) (Fig. 25C). Les coordonnées étaient par la suite filtrées par un filtre passe-bas Butterworth du second ordre sans décalage temporel à une fréquence de coupure de 15 Hz pour l'étude n°1 (Winter, 2009) et 8 Hz pour les études n°2 et n°3 (Kurokawa et a., 2003) puis utilisées pour calculer les angles articulaires de la cheville, du genou et de la hanche. Les différences de fréquences de coupures ont été choisies en raison des conditions expérimentales et du logiciel de suivi des marqueurs. Les amplitudes et vitesses articulaires (flexion/extension) de la cheville, du genou et de la hanche étaient systématiquement calculées.



Fig. 25 : A) Vue sagittale du placement des marqueurs réfléchissants ; B) Reconstruction des segments via le logiciel d'analyse du Vicon ; C) Exemple de trajectoire des coordonnées Y de cinq marqueurs pendant un CMJ.

2. Plateforme de force

Une plateforme de force (60×40 cm, Kistler, Winterthur, Suisse) a été utilisée lors de l'étude n°1 afin de mesurer les forces de réaction au sol. Les signaux étaient échantillonnés à 1000 Hz

et transmis en direct à un boîtier d'acquisition (DT 9804, Data Translation, Marlboro, MA, Etats-Unis).

Un filtre passe-bas Butterworth du second ordre sans décalage temporel à une fréquence de coupure de 125 Hz a été appliqué aux signaux de plateforme. Les données de pics de force vertical étaient rapportées en valeur absolue (N) et normalisées par rapport au poids de corps (N.kg⁻¹). Le taux de montée en force était également calculé à partir du pic de force verticale divisé par le temps entre le moment du contact au sol et le pic de force (N.s⁻¹). La vitesse et le déplacement du centre de masse ont été obtenus par intégration et double intégration de l'accélération du centre de masse. Enfin, le travail mécanique négatif réalisé lors de la réception a été calculé en faisant le produit de la force verticale par le déplacement du centre de masse.

3. Capteurs de pression

Des capteurs de pression ont été fixés sur la semelle de la chaussure droite portée par les participants lors des études n°2 et n°3 afin d'identifier les phases de contact au sol. Ces capteurs appelés "footswitch" sont des capteurs de pression piézorésistifs reliés à un amplificateur qui transmet les signaux à l'unité sans fil du système EMG (Fig. 26A). Les seuils de pression de chaque capteur étaient vérifiés et ajustés avant chaque début de protocole.



Fig. 26 : A) En haut : positions des quatre capteurs de pression sur la semelle d'une chaussure de football utilisée lors des études n°2 et n°3. En bas : capteurs reliés à un amplificateur ; B) Exemple de signaux obtenus à partir des capteurs (en haut) synchronisés avec les signaux EMG lors de rebonds sur place. Les variations de voltage du canal footswitch indiquent les phases de contact et aériennes (rectangle rouge).

Les signaux des capteurs de pression étaient échantillonnés à une fréquence de 2000 Hz soit une précision de 0.0005 s. Les moments de contact avec le sol étaient identifiés pour synchronisation des phases d'intérêts de chaque mouvement (Fig. 26B).

4. Electromyographie de surface

L'électromyographie de surface (sEMG) a été enregistrée lors des trois études de thèse à l'aide du même système sans fil (ZeroWire, Aurion, Milan, Italy). Le même protocole de mise en place des électrodes a été suivi pour les trois études. La peau était d'abord rasée puis nettoyée avec de l'alcool afin de réduire l'impédance de la peau. Deux électrodes étaient ensuite placées à la surface des muscles d'intérêts et espacée d'une distance de 2cm (centre-à-centre) afin de suivre les recommandations SENIAM. Un amplificateur de signal relié aux électrodes était fixé sur la peau pour transmettre le signal à une unité réceptrice sans fil permettant l'acquisition en direct via une interface ordinateur. Lors de l'acquisition des données, les signaux EMG des muscles étaient préamplifiés (×1000), filtrés (filtre RC analogique passe-bande de largeur 10–500 Hz) et échantillonnés à 2000 Hz.

A noter que l'ensemble de l'analyse des données de chaque étude a été réalisé à l'aide de scripts personnalisés issus du langage de programmation Matlab (The Mathworks, Natick, MA). Pour les trois études, les signaux bruts sEMG étaient transformés en enveloppe RMS (root mean square) à partir d'une fenêtre glissante de 50 ms. Les méthodes de normalisation des signaux traités sont détaillées dans les parties méthodes de chaque chapitre expérimental. Pour les trois études, les données RMS étaient systématiquement moyennées par phase d'intérêt pour traitement statistique, et interpolées à 101 points pour représenter graphiquement l'activité musculaire en pourcentage du mouvement.

5. Échographie ultrarapide

Les études n°1, n°2, et n°3 s'appuyaient sur l'échographie ultrarapide (Aixplorer, Supersonic Imagine, Aix en Provence, France) afin d'observer le comportement des faisceaux musculaires des muscles *gastrocnemius medialis* (GM) et *vastus lateralis* (VL). La sonde échographique (5-12 MHz, SuperLinear 15-4, Vermon, Tours, France) avait un champ de vision de 5,5 cm, la profondeur d'image était modifiée en fonction du muscle. Il était possible d'enregistrer au maximum 1000 images. La fréquence d'échantillonnage était donc réglée spécifiquement en fonction du mouvement entre 500 Hz (i.e. 2 sec d'acquisition) et 1000 Hz (1 sec d'acquisition). Un porte-sonde fabriqué sur mesure était utilisé afin de fixer la sonde à la jambe du participant pour qu'elle ne se déplace pas tout au long du mouvement et du protocole. La sonde était systématiquement placée à la surface de la peau dans le même plan que les faisceaux musculaires afin de minimiser les erreurs de mesure en deux dimensions dues à des phénomènes en trois dimensions durant la contraction musculaire (e.g. Benard et al., 2009 ; Rana et al., 2013 ; Randhawa & Wakeling, 2018). Du gel spécial ultrason (Aquasonic® 100, Parker, Fairfield, Etats-Unis) était appliqué entre la sonde et la peau pour exclure la présence d'air et obtenir une meilleure conduction des ondes au sein des tissus. Pour le GM, la sonde était placée sur la partie centrale du muscle en s'assurant qu'aucune veine n'apparaisse pendant la contraction et tout en respectant des inclinaisons et rotations optimales de la sonde afin d'aligner les images échographiques avec les faisceaux musculaires (Fig. 27A) (Bolsterlee et al., 2016).



Fig. 27 : A) A gauche : dessin schématique du gastrocnemius medialis et de la pose de la sonde (rectangle gris) avec l'image du plan correspondant (rectangle jaune). A droite : effet de la rotation et de l'inclinaison de la sonde échographique sur l'orientation du plan de l'image. Figure issue de Bolsterlee et al. (2016) ; B) A gauche : emplacement des sites échographiques utilisés pour comparer les alignements de sonde échographie sur le gastrocnemius medialis. A droite : relations entre la rotation et l'inclinaison de la sonde en fonction de la zone du gastrocnemius medialis et des sujets (lignes de couleurs). Le numéro en haut à droite des graphiques indique la rotation à appliquer à la sonde pour un alignement optimal à 0° d'inclinaison. Dans nos études, nous avons privilégié la partie centrale du muscle (sites 2 et 5). Figure issue de Bolsterlee et al. (2016) ; C) Sites échographiques des muscles du quadriceps à différentes distances entre le bord supérieur de la patella et l'épine iliaque antérosupérieure. Figure issue de Blazevich et al. (2006) ; D) Architecture du vastus lateralis en fonction de la position de la sonde à 22%, 39% et 56% de la figure C. Évolution de l'angle de pennation entre le faisceau musculaire (f) et l'aponévrose inférieure (a). Figure issue de Blazevich et al. (2006) ; E) Trajectoires des faisceaux musculaires du vastus lateralis et du vastus intermedius à partir d'un système à deux sondes. On peut distinguer la courbure des faisceaux (tirets blanc) et celle de l'aponévrose centrale (tirets rouge). Dans nos études, nous avons privilégié la parte 27C [i.e. 39%]). Figure adaptée de Ando et al. (2017).

Un alignement quasi-optimal était permis en maintenant une inclinaison de la sonde à 0° et en appliquant une légère rotation de la sonde (Fig. 27B) (Bolsterlee et al., 2016). Pour le muscle

VL, la sonde était placée environ au milieu du muscle (Fig. 27C [i.e. 39%] et 27D [i.e. Middle]) afin d'éviter d'avoir la courbure des faisceaux du VL proche des insertions ainsi que la courbure de l'aponévrose profonde (Fig. 27E) (Blazevich et al., 2006).

La modalité d'image par ultrasons utilisée pour le suivi des faisceaux musculaires était le "Bmode" pour "Brightness mode". Des ondes planes sont d'abord transmises au sein du tissu via les transducteurs de la sonde échographique. La sonde agit ensuite en tant que réceptrice pour recevoir les signaux qui se réfléchissent avant de les numériser en signaux de radiofréquence bruts. Enfin, les signaux de radiofréquence bruts sont convertis en images B-mode suivant une procédure classique de formation de faisceaux prenant en compte les décalages temporels d'émission réception pour évaluer les distances à partir d'une vitesse ultrasonore constante (beamforming). Les images B-mode permettent de distinguer les contrastes entre les tissus et ainsi différencier les tissus conjonctifs tendineux qui sont très échogènes étant donné leur teneur en collagène, des faisceaux musculaires qui le sont moins en raison de leur forte teneur en eau. L'échogénicité, c'est la capacité à faire rebondir un écho, i.e. renvoyer les ondes sonores. Lorsque l'échogénicité est élevée, la surface sur laquelle rebondit l'écho sonore reflète efficacement les ondes et apparaît en blanc sur les images B-mode. A l'inverse, les tissus à faible échogénicité apparaissent en noir ou en gris (pour une revue voir Lichtwark, 2017).

Une fois les images B-mode exportées, un script de traitement développé pour le suivi semiautomatique des faisceaux et des aponévroses musculaires était utilisé (Cronin et al., 2011 ; Gillett et al., 2013). Un faisceau musculaire et les aponévroses superficielles et profondes étaient systématiquement identifiés sur la première image de l'acquisition échographique puis suivis automatiquement sur chaque image permettant d'obtenir la position à chaque instant du faisceau musculaire et *in fine* son déplacement. La longueur du faisceau musculaire correspond à la distance entre les deux points qui croisent les droites des aponévroses superficielles et profondes (Fig. 28A). L'angle formé à l'intersection entre le faisceau musculaire et l'aponévrose profonde correspond à l'angle de pennation. Lorsque le faisceau musculaire n'était pas totalement visible dans le champ de vision de la sonde, une extrapolation de sa longueur était faite à partir d'un calcul trigonométrique (Fig. 28B et 28A) (e.g. Finni et al., 2003 ; Hauraix et al., 2015 ; Werkhausen et al., 2017). Toutefois, cette nécessité d'extrapolation induit des erreurs d'estimation de la longueur des faisceaux musculaires ce qui peut affecter *in fine* l'interprétation des résultats (Finni et al., 2003 ; Brennan et al., 2017). Nous avons réalisé quelques tests pilotes à deux sondes sur le muscle du VL afin d'estimer la magnitude des erreurs avec une seule sonde. Les résultats de ces tests sont présentés à la fin de ce chapitre (cf. Analyse pilote : une sonde versus deux sondes, p. 78).



Fig. 28 : A) Image échographique du gastrocnemius medialis avec un faisceau musculaire tracé en bleu entre les aponévroses superficielle et profonde. La distance entre ces aponévroses représente l'épaisseur musculaire de la zone ; B) Image échographique du vastus lateralis avec un faisceau musculaire tracé en bleu entre les aponévroses superficielle et profonde. La partie visible est la ligne solide tandis que la partie extrapolée est la ligne en pointillé. L'intersection du faisceau musculaire avec l'aponévrose inférieure forme un angle *a*) appelé angle de pennation.

Avant calcul des variables, la longueur et l'angle de pennation des faisceaux musculaires étaient filtrés par un filtre passe-bas Butterworth du second ordre sans décalage temporel à une fréquence de coupure de 60 Hz pour l'étude n°1 et 30 Hz pour les études n°2 et n°3 en fonction de la vitesse de mouvement.

La longueur de du système muscle-tendon (SMT) des muscles GM et VL était obtenue à partir de deux modèles anthropométriques associée à l'angle de l'articulation du genou et de la cheville (Grieve et al., 1978 ; Visser et al., 1990) (Equations 1 & 2).
$$L_{GM} = L_{refGM} + \left(A_0 + A_1 \times \theta_c + A_2 \times \theta_c^2 + B_0 + B_1 \times \theta_g + B_2 \times \theta_g^2\right) \times \frac{L_s}{100}$$
(1)

$$L_{VL} = L_V + \left(A_0 + A_1 \times \theta_g + A_2 \times \theta_g^2\right) \times \frac{L_V}{100}$$
(2)

Où L_{refGM} correspond à la longueur de référence du GM, définie comme la distance entre l'épicondyle latéral du fémur et le centre de la malléole latérale lorsque les articulations du genou et de la cheville sont à un angle de 90°. L_s correspond à la longueur de la jambe, définie comme la distance entre les centres de rotation des articulations du genou et de la cheville. L_V correspond à la longueur de la cuisse. θ_c et θ_g correspondent respectivement aux angles de la cheville et du genou. Le tableau 2 présente les valeurs des coefficients A et B des modèles utilisés :

Muscles	A ₀	<i>A</i> ₁	A ₂	B ₀	<i>B</i> ₁	<i>B</i> ₂
GM	-22,18468	-0,30141	-0,00061	6,46251	-0,07987	0,00011
VL	-0,50954	0,24677	-0,00082			

Tableau 3 : coefficients utilisés dans les calculs de longueur SMT du GM et du VL

La longueur des tissus tendineux (longueur du tendon d'Achille et longueur des aponévroses) était calculée à partir de l'estimation de la longueur de l'SMT, de la longueur du faisceau et de l'angle de pennation tel que :

$$L_{TT} = L_{SMT} - L_{faisceau} \times \cos\alpha \tag{3}$$

Où L_{TT} correspond à la longueur des tissus tendineux, L_{SMT} correspond à la longueur de l'unité muscle-tendon, $L_{faisceau}$ correspond à la longueur du faisceau musculaire et α correspond à l'angle de pennation. Une autre approche plus directe permet de distinguer le comportement du tendon d'Achilles de celui des autres éléments élastiques de la composante série (i.e. principalement les aponévroses) en suivant la position de la jonction myotendineuse (Lichtwark & Wilson, 2006). Cette approche a récemment mis en évidence des différences de comportement entres les éléments de la composante élastique série lors d'une descente de marche (Werkhausen et al., 2017). Dans l'ensemble de nos études, nous utiliserons le terme tissus tendineux pour faire référence à l'ensemble de la composante élastique série. A noter que ces deux approches permettent de rendre compte des déformations longitudinales des tissus tendineux mais pas des déformations transverses (Azizi et al., 2009).

Pour les trois études, les amplitudes de raccourcissement et d'allongement ainsi que les vitesses de déplacement des faisceaux musculaires, des SMT et des tissus tendineux du GM et du VL ont été systématiquement rapportées.

6. Synchronisation des signaux

Pour les trois études, les signaux d'échographies et d'électromyographies étaient synchronisés via leur trigger externe respectif sur un boîtier d'acquisition externe (DT9800 ; Data Translation, Marlboro, Etats-Unis) reliée à un ordinateur. Lors de l'étude n°2 et n°3, deux échographes ont été utilisés simultanément. Lors du déclenchement d'une acquisition, les échographes étaient synchronisés à partir de leur trigger interne, d'un convertisseur A/D (PowerLab 16/35, AD Instruments, Australie) et du trigger externe d'un des deux échographes, relié à un boitier avec carte d'acquisition externe (DT9800 ; Data Translation, Marlboro, Etats-Unis). Lors de l'étude n°1, les données de plateforme de force et de Vicon n'ont pas pu être synchronisées via le trigger du Vicon (délai aléatoire du trigger). Afin de synchroniser les données mécaniques, nous avons lancé un marqueur réfléchissant sur la plateforme de force avant le début du mouvement. Nous avons ensuite repéré le moment du contact sur la plateforme (Fig. 29A) et via la cinématique (Fig. 29B) afin de réaliser la synchronisation temporelle. Sachant que la fréquence d'échantillonnage était de 1000 Hz pour la plateforme de force et 250 Hz pour le Vicon, la précision de la synchronisation était théoriquement ≤ 4 millisecondes. Cette méthode a été répétée avant chaque enregistrement. Le délai temporel entre les données de force et de cinématique était très consistant entre les essais (de 0.5 ± 1.4 ms à $3,5 \pm 1,4$ ms) et entre les sessions $(2,2 \pm 2,0$ ms).



Fig. 29 : A) Force de réaction verticale en fonction du temps. Détection d'une force correspondant au contact du marqueur sur la plateforme. B) Coordonnées Y du marqueur réfléchissant à partir du début de l'enregistrement des données Vicon. On peut distinguer le lancer du marqueur, le moment du contact avec la plateforme qui correspond au moment le plus bas et la récupération du marqueur à la main.

7. Parcelles expérimentales

Trois surfaces ont été testées lors des études n°2 et n°3 : 2 parcelles expérimentales engazonnées (i.e. pelouse hybride et pelouse synthétique 3^{eme} génération) d'une taille de 20 m × 5 m, installées spécifiquement au sein de l'INSEP pour ce projet et la piste d'athlétisme en tartan (Stade Omnes, INSEP) située à côté de l'installation. La parcelle en gazon synthétique est composée d'un tapis de gazon synthétique posé sur une couche amortissante (i.e. « shock pad ») (Fig. 30A). L'épaisseur de remplissage est d'environ 40 mm. Le remplissage désigne un mélange de sable et de granulats de caoutchouc SBR déposées dans le tapis de gazon synthétique est composée d'un gazon naturel de lester le tapis et d'apporter un amortissement supplémentaire grâce aux granulats de SBR. La parcelle hybride est composée d'un gazon naturel de type ray-grass anglais enraciné dans un substrat de synthèse composé de liège, de sable fin siliceux et de microfibres synthétiques (Fig. 30B). La piste d'athlétisme est une surface en tartan synthétique composée de résine de polyuréthane et d'une couche d'élastomère (caoutchouc) (Fig. 30C).



Fig. 30 : Schémas de coupes transversales des surfaces utilisées dans les études n°2 et n°3 : de la pelouse synthétique (A), de la pelouse hybride (B) et de la piste d'athlétisme (C).

Les deux pelouses, et spécifiquement la pelouse hybride, étaient entretenues depuis l'installation jusqu'à la fin des expérimentations. L'entretien consistait en des tontes régulières, arrosage, entretien mécanique et opérations de regarnissage (sur-semis) si nécessaire. La zone d'expérimentation (Fig. 31A) d'environ 6 m² et l'ensemble du matériel étaient déplacés (Fig. 31B) sur les trois surfaces tout au long d'un protocole dans un ordre aléatoire et sur une zone différente de la parcelle d'expérimentation afin de préserver l'intégrité des surfaces entre chaque participant.



Fig. 31 : A) zone d'expérimentation d'environ 6 m² sous une tente. Les trois surfaces testées pendant les études n°2 et n°3 sont identifiées en couleur : la pelouse synthétique est en vert au premier plan, l'hybride est en vert au second plan et la piste d'athlétisme est à droite ; B) matériels déplacés d'une surface à une autre après chaque protocole.

7.1. Tests mécaniques des surfaces

Tout au long des expérimentations n°2 et n°3 et entre chaque participant, des relevés de Clegg étaient réalisés afin de vérifier l'homogénéité de la dureté du sol. Le Clegg est un outil de terrain basé sur l'accélérométrie. Une masse instrumentée de 2,25 kg (NF EN 14954) est lâchée dans un cylindre et guidée jusqu'au sol. Lors de l'impact, un signal d'accélération est utilisé pour rendre compte de la dureté de la surface. Les résultats moyens au Clegg sur l'ensemble des tests montrent des duretés à l'impact allant de 64,7 ± 5,4g pour la surface hybride et 68,1 ± 6,1g pour la surface synthétique à 135,0 ± 22,4g pour le tartan. Les tests montrent de faibles variations d'un jour à l'autre ce qui garantit l'homogénéité des propriétés mécaniques des surfaces pour l'ensemble des sujets.

Par ailleurs, un laboratoire indépendant spécialiste des certifications et tests d'équipements sportifs (Novarea, Gellainville, France), a réalisé différents tests mécaniques standardisés afin de déterminer les propriétés mécaniques des trois parcelles. Ces tests ont été réalisés conformément aux recommandations de la Fédération Internationale Football Association (FIFA) et de l'International Rugby Board (IRB) pour les deux pelouses et de l'International Association of Athletics Federations (IAAF) pour la piste d'athlétisme. Les tests étaient réalisés en 3 points différents sur chaque parcelle. Dans un premier temps, un outil de mesure portable appelé « Advanced Artificial Athlete » (triple A ; Deltec, Equipment, Duiven, The Netherlands) a été utilisé pour caractériser le comportement des trois surfaces. Le triple A est une masse de 20 kg qui est lâchée d'une hauteur de 55 mm sur un ressort (2000 N/mm) associé à une plaque (Figure 32A). L'accélération de la masse est enregistrée entre le début du largage de la masse et l'impact sur la surface. A partir du signal enregistré, la réduction de la force, la déformation verticale ainsi que la restitution d'énergie sont calculées. La réduction de force est calculée telle que :

$$RF = ((1 - (F_{max}/F_{r})) \times 100)$$
 (4)

Où *RF* correspond à la réduction de force, F_{max} correspond au pic de force obtenu pendant le test et *Fr* correspond à la force de référence fixée à 6760 N qui est à peu près égale à la valeur théorique obtenue sur du béton. F_{max} est calculée de la façon suivante :

$$F_{max} = m \times g \times G_{max} + m \times g \tag{5}$$

Où G_{max} correspond au pic d'accélération durant l'impact exprimé en g (1 g = 9,81 m/s²), m correspond à la masse et g correspondant à la constante d'accélération gravitationnelle (9,81 m/s²).



Fig. 32 : A) Schéma du système AAA (« Advanced Artificial Athlete ») ; B) Exemple de courbe force-déformation obtenue à partir d'une tête instrumentée modifiée (noir = tartan, rouge = synthétique, bleu = hybride). L'estimation de raideur a été réalisée à partir de ces données.

Un autre outil appelé HIC pour « Head Injury Criteria » permet de mesurer la hauteur de chute critique selon la norme d'essai NF EN 1177. C'est une fausse tête (hémi-sphère) instrumentée qui heurte la surface de différentes hauteurs de chute. Le signal de l'accéléromètre placé dans la tête instrumentée est traité de façon à obtenir un niveau de gravité défini comme critère de blessure à la tête (HIC). La courbe représentant le HIC de chaque impact est tracée et la hauteur de chute critique est déterminée comme étant la plus faible hauteur de chute produisant un indice HIC de 1000. Le même principe de tête instrumentée d'un accéléromètre a été utilisé pour estimer des niveaux de raideur de surface à partir des relations force-déformation (Fig. 32B) obtenue lors de chute de la tête d'une hauteur fixe de 50 cm. Cette valeur de raideur représente la capacité d'une surface à résister à la déformation en réponse à une force appliquée.

Tableau 4 : Détails des caractéristiques mécaniques des trois surfaces testées pendant la thèse ainsi que les valeurs de références de la FIFA, l'IRB et l'IAAF.

Surface	Synthétique	Hybride	Tartan	FIFA & IRB	IAAF
Absorption de choc (%)	65 ± 2	55 ± 2	28 ± 1	55-70	35-50
Déformation verticale (cm)	9 ± 0	6 ± 0	2 ± 0	4 – 11	0,6-2,5
Restitution d'énergie (%)	38 ± 2	29 ± 2	65 ± 1	20-50	
HIC (m)	2,1 ± 0,1	>3 ± 0		≥ 1,3	

8. Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel Statistica (StatSoft, Tulsa, Oklahoma, Etats-Unis) pour l'étude n°1 et avec Origin (Origin Pro 2018, OriginLab Corporation, Northampton, MA, Etats-Unis) pour les études n°2 et n°3. D'abord, un test de normalité de Kolmogorov-Smirnov était réalisé puis des tests paramétriques de type ANOVA et T-test ou non paramétrique de type Kruskall-Wallis. Un test post-hoc était utilisé lorsque l'hypothèse nulle était rejetée. Les spécificités des tests statistiques pour chaque étude sont précisées dans les chapitres de contribution expérimentale.

9. <u>Analyse pilote : une sonde versus deux sondes</u>

La longueur des faisceaux du VL est souvent trop grande pour le champ de vision de la sonde échographique. Les méthodes d'extrapolation de la longueur induisent des erreurs d'estimations (e.g. 2-7% pour le GM, Finni et al., 2003 ; 20% pour le VL ; Brennan et al. 2017) qui peuvent être amplifiées lors du calcul d'amplitude de raccourcissement ou d'allongement jusqu'à ~20-50% lors de contractions isométriques sur ergomètre (voir Figure 2B de Brennan et al., 2017) et peut être influencée par le mouvement et son intensité ce qui questionne la validité de la mesure de longueur du faisceau VL (Fig. 33A et 33B). L'un des moyens de surmonter cette limite consiste à utiliser des sondes à plus grand champ de vision (e.g. 10 cm ; Sharifnezhad et al., 2014; Nikolaidou et al., 2017). Cependant, les sondes plus longues ont souvent une fréquence d'image limitée et peuvent avoir une qualité d'image réduite en fonction du nombre de cristaux par unité de longueur (Brennan et al., 2017). Une autre méthode consiste à placer deux sondes synchronisées en série (Herbert et al., 2015 ; Brennan et al., 2017). Récemment, Brennan et al. (2017) ont démontré lors de contractions dynamiques qu'utiliser cette méthode à deux sondes permettait d'éviter les mauvaises estimations des longueurs absolues des faisceaux du VL en comparaison à l'utilisation d'une sonde unique à champ de vision réduit (e.g. 5-6 cm) avec extrapolation. Néanmoins, les patterns de variation de longueur des faisceaux étaient similaires entre les deux méthodes et ces auteurs ont conclu que l'utilisation d'une méthode à une sonde était appropriée pour comparer des conditions réalisées lors d'une même session expérimentale (Brennan et al., 2017).



Fig. 33 : A) Pourcentage d'extrapolation de la longueur du VL en fonction du temps lors d'un atterrissage à deux jambes de 50 cm ; B) Représentation schématique de l'extrapolation de la longueur du faisceau initialement suivi lors du même essai. La longueur tracée entre les limites du champ de vision de la sonde (rectangle gris) permet d'estimer 49,6 mm du faisceau du VL sur la première image.

Cette première étude méthodologique a permis de mieux situer les différences d'extrapolation des faisceaux du VL lors d'extensions de genou isométriques maximales à 6 angulations différentes de flexion de genou ($50^{\circ}-100^{\circ}$) (Brennan et al., 2017). Dans le cadre de nos travaux, nous avons réalisé une analyse pilote lors de réceptions à une et deux jambes afin d'estimer les différences entre la méthode une sonde et deux sondes. Un sujet a réalisé trois réceptions à une et deux jambes après une chute de 50 cm. Il était équipé d'un dispositif de deux sondes en série (champ de vision : 12,3 cm [5,5 cm × 2 sondes + 1,3 cm d'espace]) (Fig. 34A et 34B). L'une des deux sondes était positionnée environ au milieu du muscle, de manière similaire aux expérimentations de thèse, et servait au suivi des faisceaux pour la méthode à une sonde. Nous avons calculé les amplitudes d'allongement des faisceaux du VL et moyenné les trois essais de chaque condition de réception que nous avons exprimé en valeur absolue (cm) et en valeur relative (%). Cette valeur relative a été obtenue en divisant la valeur absolue d'allongement par la longueur du faisceau lorsque le sujet était au repos en position debout.



Fig. 34 : A) Système à deux sondes fixé sur le VL lors d'une réception après chute ; B) Champ de vision (12,3 cm) des deux sondes en série et suivi de deux faisceaux (rouge) ainsi que des aponévroses supérieures et inférieures ; C) Données issues des réceptions à deux jambes et à une jambe. De haut en bas : longueur du faisceau du VL en valeur absolue (rouge = deux sondes ; noir = une sonde), longueur du faisceau du VL en valeur absolue (rouge = deux sondes ; noir = une sonde), longueur du faisceau du VL en valeur absolue et relative. L'écart entre les deux méthodes est exprimé en pourcentage.

Nous avons observé que la méthode à une sonde extrapole l'amplitude d'allongement des faisceaux du VL en moyenne d'environ 14% lors de réceptions à deux jambes et d'environ 20% lors de réceptions à une jambe en comparaison à la méthode à deux sondes (Fig. 34C). Toutefois, les deux méthodes montrent des patterns de variation de longueur similaire et les différences observées sont largement réduites (i.e. 3-4%) lorsqu'on les exprime relativement à la longueur de faisceau au repos. Ces résultats sont similaires aux seuils bas de valeurs absolues

de raccourcissement obtenus par Brennan et al. (2017) lors d'extensions de genou isométrique. Si les données d'un seul sujet ne suffisent pas à démontrer la fiabilité du suivi des longs faisceaux du VL avec une sonde de 5,5 cm, la normalisation des données d'amplitudes de raccourcissement ou d'allongement permet de réduire les erreurs d'estimation. Les résultats de cette analyse pilote confirment donc que la comparaison des variations de longueurs de faisceaux du VL entre conditions lors d'une même session est possible à partir d'une seule sonde (6 cm ; Brennan et al., 2017). A noter que la méthode à deux sondes n'est pas une méthode de référence mais apparaît comme la plus pertinente à l'heure actuelle lorsqu'on souhaite suivre le comportement de longs faisceaux en condition dynamique. Enfin, il est important de faire la distinction entre l'extrapolation de la longueur des faisceaux (Fig. 33A-B), de l'extrapolation de l'amplitude de raccourcissement ou d'allongement des faisceaux (Fig. 34C).

Etude n°1:

Interactions entre les faisceaux et les tissus tendineux du *gastrocnemius medialis* et du *vastus lateralis* lors d'une réception

Interactions between fascicles and tendinous tissues in *gastrocnemius medialis* and *vastus lateralis* during drop landing

Publication associée :

Hollville, E., Nordez, A., Guilhem, G., Lecompte, J., & Rabita, G. (2019). Interactions between fascicles and tendinous tissues in gastrocnemius medialis and vastus lateralis during drop landing. *Scand J Med Sci Sports*, 29(1), 55-70.

Communication associée :

Hollville, E., Nordez, A., Guilhem, G., Lecompte, J., & Rabita, G. (2017). Fascicletendon interaction during drop-landing. XXVI Congress of the International Society of Biomechanics. Brisbane, Australie

ORIGINAL ARTICLE

WILEY

Interactions between fascicles and tendinous tissues in gastrocnemius medialis and vastus lateralis during drop landing

Enzo Hollville^{1,2} Giuseppe Rabita¹

Antoine Nordez^{3,4} | Gaël Guilhem¹ | Jennyfer Lecompte^{2,5} |

¹Laboratory Sport, Expertise and Performance (EA 7370), Research Department, French Institute of Sport (INSEP), Paris, France

²NG lab, Natural Grass, Paris, France

³Laboratory 'Movement, Interactions, Performance' (EA 4334), Faculty of Sport Sciences, University of Nantes, Nantes, France

⁴Faculty of Health and Environmental Sciences, Health and Rehabilitation Research Institute, Auckland University of Technology, Auckland, New Zealand

⁵LBM - Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France

Correspondence

Giuseppe Rabita, Laboratory Sport, Expertise and Performance (EA 7370), Research Department, French Institute of Sport (INSEP), Paris, France. Email: giuseppe.rabita@insep.fr

Abstract

Animal tendons have been shown to act as shock absorbers to protect muscle fascicles from exercise-induced damage during landing tasks. Meanwhile, the contribution of tendinous tissues to damping activities such as landing has been less explored in humans. The aim of this study was to analyze in vivo fascicle-tendon interactions during drop landing to better understand their role in energy dissipation. Ultrafast ultrasound images of the gastrocnemius medialis (GM) and vastus lateralis (VL), lower limb electromyographic activity, 2-D kinematics, and ground reaction forces were collected from twelve participants during single- and double-leg drop landings from various heights. For both muscles, length changes were higher in tendinous tissues than in fascicles, demonstrating their key role in protecting fascicles from rapid active lengthening. Increasing landing height increased lengthening and peak lengthening velocity of VL fascicle and GM architectural gear ratio, whereas GM fascicle displayed similar length and velocity patterns. Single-leg landing lengthens the tendinous tissues of GM and, to a greater degree, VL muscles, without affecting the fascicles. These findings demonstrate the adjustment in fascicle-tendon interactions to withstand mechanical demand through the tendon buffer action and fascicle rotation. The higher VL fascicle contribution to negative work as the drop height increases would suggest muscle-specific damping responses during drop landing. This can originate from the distal-to-proximal sequence of joint kinetics, from differences in muscle and tendon functions (one- and two-joint muscles), architectural and morphological properties (eg, tendon stiffness), as well as from the muscle activity of the GM and VL muscles.

KEYWORDS

buffer mechanism, eccentric, fascicle lengthening, muscle mechanics, ultrafast ultrasound

1 **INTRODUCTION**

The ability of muscle-tendon units to dissipate energy is fundamental in preventing muscle and bone injuries¹ in various daily-life and sport tasks that involve braking actions and eccentric muscle actions.² Griffiths' work on isolated cat muscles³ first suggested that tendons act as a mechanical buffer during rapid stretching of the muscle-tendon unit. This buffer mechanism was recently elucidated by a series of animal studies that elegantly analyzed fascicle-tendon interactions involved in damping processes.⁴⁻⁶ These works appended further evidence that tendons act as a shock absorber to avoid excessive fascicle lengthening and velocity to protect muscle fibers from subsequent damage.

In humans, in vivo fascicle-tendon interactions of lower limb have been extensively studied using B-mode ultrasound ⁷ during stretch-shortening cycles^{8,9} and concentric tasks.¹⁰ These studies highlighted the role of tendons in enhancement of muscle fascicle's performance through a catapult mechanism.¹¹ In a study involving monoarticular eccentric exercises, Hicks et al¹² showed that the tendon partly accounts for the amplitude of muscle-tendon unit lengthening, suggesting its potential role in mechanical load modulation. Along this line, Guilhem et al ¹³ demonstrated that the amount of lengthening and braking work withstood by muscle fascicles influences the amount of exercise-induced muscle damage. These findings strongly suggest that the assessment of fascicle behavior during eccentric contractions is of primary interest to better understand the mechanisms involved in the shock absorption. Most of previous studies explored fascicle-tendon interactions in eccentric conditions during monoarticular tasks ¹²⁻¹⁴ or low-intensity exercises.^{15,16} A recent study examined the fascicle-tendon interactions of the human triceps surae during a pure energy dissipation task of step landing.¹⁷ These authors elegantly demonstrated that both gastrocnemius medialis and soleus muscles displayed quite similar fascicle lengthening during step landing irrespective of the loading condition (ie, body weight vs body weight with added mass) thanks to a buffering action of tendinous tissues. The greater stretch of tendinous tissues observed in the added mass condition underlines the key role of these structures to modulate energy dissipation.

Although the aforementioned study provides new insight into the role of fascicle and tendinous tissues when energy is dissipated,¹⁷ only the muscles that cross the ankle joint were considered. However, with regard to the distal-to-proximal sequence of joint kinetics during landing tasks,¹⁸ the analysis of both ankle and knee extensor muscles might be required for a better understanding of the whole energy dissipation process throughout the lower limb. In addition, the load applied in this previous study remained relatively low (ie, ~ 2 times body weight) compared to more intensive tasks such as jump or drop landing (ie, more than 10 times body weight,¹⁹) that occurs in many sports. Indeed, regarding the high occurrence of injuries resulting from jump landings,²⁰ these tasks have been especially studied from both biomechanical ^{19,21} and neurophysiological ^{22,23} points of view. In addition, it has been reported that the risk of sustaining a lower limb injury increased during a single-leg landing.²¹ However, to date, the role of tendons in an intensive and multiarticular eccentric task, such as drop landing, remains poorly understood.

The main purpose of the present study was to analyze *in vivo* muscle fascicle and tendinous tissues interactions of the gastrocnemius medialis (GM) and vastus lateralis (VL) muscles during drop landing. We examined the influence of various heights (ie, 25, 50, and 75 cm) on these interactions. In order to appraise the impact of the load on the behavior of the muscle-tendon unit, we also analyzed a single-leg landing

type that should be representative of the maximal load that could be applied during landing. Based on previous studies on the ankle extensors during landing 5,6,17 and considering the differences between GM and VL function during locomotion,^{7-9,24} we hypothesized that: (a) Elastic structures strongly contribute to the muscle-tendon unit lengthening of GM and VL to reduce both fascicle lengthening amplitude and velocity thanks to a decoupling mechanism between the fascicles and the tendinous tissues; (b) increasing landing height would not impact fascicle lengthening of the GM muscle due to a greater tendinous tissues contribution to the elongation of the whole muscle-tendon unit, while the VL fascicle would undergo higher lengthening and velocity; and (c) single-leg landing would decrease the knee joint flexion reducing the muscle-tendon unit elongation of the VL and increasing the one of the GM. This would result to an increase in the tendinous tissues lengthening of both muscles.

2 | MATERIALS AND METHODS

2.1 | Participants

Fifteen recreationally active men (age: 25.5 ± 3.8 years; height: 177.6 ± 5.8 cm; body mass: 72.2 ± 7.7 kg) volunteered to participate in the study. None of them had suffered a previous lower limb injury. All participants were fully informed about the nature and aim of the study before they gave their written informed consent to participate. The study was approved by the local ethics committee (Ouest IV) and conducted in accordance with the Declaration of Helsinki.

2.2 | Experimental design

2.2.1 | Familiarization session

Participants attended a familiarization session one day before the measurement session. They were instructed to drop from a box with both legs extended and to keep both hands on their hips throughout the movement. The motion of arms and feet was restricted to the sagittal plane of motion to ensure the two-dimensional nature of the task.¹⁹ At the beginning of each trial, subjects were standing on the box on both legs. To impose a standardized drop height, participants were asked to start the movement with both legs over the box, to move their body forward with the right leg straight into the void while keeping a horizontal trajectory of the hip. The free fall then started, and a quick hip extension was performed to bring back the left leg. For the single-leg landing, participants did the same process without bringing back their left leg and landed on the right. To avoid extreme landing strategies (ie, too low or broad range of motion), we instructed to "land as naturally as possible by avoiding too low or high body deceleration at impact."

Participants were also familiarized to maximal voluntary isometric contraction (MVC) before the test sessions. During familiarization and test sessions, each participant wore the same pair of shoes (Essential Star 2.0, Adidas, Herzogenaurach, Germany). The lengths of shank, thigh, and GM muscle were measured using a measuring tape.^{25,26}

2.2.2 | Test session

After a standardized warm-up and the assessment of isometric MVC peak torque, participants performed the same drop landing protocol twice to determine the behavior of both GM and VL muscle using one ultrasound scanner. Participants performed the vertical drop landing from a box onto the force platform. They executed double-leg drop landing from 25, 50, and 75 cm and a single-leg drop landing from 50 cm, with three trials for each condition. All participants were well familiarized to these tasks and the technical aspects of singleand double-leg drop landings thanks to a visual feedback during the familiarization session. Single-leg landings were performed on the right leg which was also the leg chosen for all measures in every condition (single- and double-leg drop landings). The order of ultrasound-tracked muscle, landing height, and landing type were randomized. The experimenter visually checked the following criteria: (a) no jump-off or step-down at the start to ensure similar drop height; (b) the feet were placed entirely on the force platform throughout the landing phase; and (c) the participant self-controlled his reception without loss of balance. Trials that did not meet one of these prerequisites were discarded and repeated.

2.3 | Instrumentation and data collection

2.3.1 | Force platform and motion analysis

Ground reaction force (GRF) data were recorded during landings by means of a force platform (60×40 cm, Kistler, Winterthur, Switzerland). The force signals were digitized at a sampling rate of 1000 Hz (DT 9804, Data Translation, Marlboro, MA). A motion capture system (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK), with six infrared cameras, recorded the three-dimensional coordinates of eight reflective markers (12 mm diameter) located on the right part of the body at the following locations²⁷: on the 5th metatarsal, lateral calcaneus, lateral malleolus, tibia head, lateral femoral epicondyle, great trochanter, iliac crest, and on the bony prominence on top of the shoulder. The sampling frequency was set to 250 Hz.

2.3.2 | Ultrasound

The fascicles of GM and VL were visualized using an ultrasound scanner (Aixplorer, Supersonic Imagine, Aix en Provence, France) and a linear transducer (5-12 MHz, 55 mm). The scanner was set at research mode to record raw radio-frequency signals during ultrafast acquisitions (1000 frames per second). For the GM, the transducer was placed on the skin surface over the muscle belly at different distances between the medial condyle and the musculo-tendinous junction depending on the subject's GM morphology. For the VL, the transducer was placed at the midpoint of the muscle to avoid fascicle curvature existing close to insertions.²⁸ For the VL muscle, as fascicles are often too long for the transducer size,²⁴ optimization of the transducer orientation was achieved when most of the muscle fascicles could be traced between the aponeurosis to limit poor estimates in extrapolation of the visible part of the fascicle. We securely attached the transducer with custom-made equipment and carefully ensured that it was not displaced throughout the experimental protocol.

2.3.3 | Surface electromyography

Surface electromyography (EMG) was recorded with a wireless device (ZeroWire, Aurion, Italy) from tibialis anterior (TA), gastrocnemius medialis (GM), soleus (SOL), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), and gluteus maximus (GMax) using bipolar silver/silver chloride surface electrodes (Blue Sensor Q-00-S, Baltorpbakken, Denmark). The electrodes were placed longitudinally with respect to the fibers' orientations. The skin was shaved and cleaned with alcohol, and electrodes were placed over the skin with an interelectrode distance of 20 mm (center-to-center) according to the SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) recommendations. Raw EMG signals were pre-amplified (input impedance; 20 MM, common mode rejection ratio: 90 db; signal-to-noise ratio: >50 dB; gain: 1000), digitized at 2000 Hz, and then transmitted wirelessly to a remote unit.

2.3.4 | Synchronization

Ultrasound and EMG measurements were synchronized with force platform signals thanks to external triggers sent by both devices to the digital converter used to record force platform signals (DT 9804, Data Translation, Marlboro, MA). Before the drop landing task, a reflective marker was launched on the force platform. The impact was detected on the vertical ground reaction force to synchronize kinematic measurements and force platform signals. The temporal delay between GRF and kinematics data was very consistent between trials (ranged from 0.5 ± 1.4 ms to 3.5 ± 1.4 ms) and between sessions (2.2 ± 2.0 ms).

2.4 | Data processing

All data were analyzed using custom-written MATLAB scripts (The MathWorks, Natick, MA). The onset and offset

of each landing trial were detected as the initial contact on the force platform and the peak knee flexion angle, respectively. For each trial, the processing was focused on this landing phase (landing duration ranged from 96 ms at 25 cm to 272 ms at 75 cm) and the pre-activation phase starting 150 ms before the initial contact until initial contact. Due to the variability in landing duration, data were resampled and interpolated (ie, spline interpolation) such that they all have an equal number of points (ie, 101 points; time normalization) for both phases to allow between-participants and between-conditions comparisons. The trials that were the closest among the three GM and VL trials were selected for analysis. For that purpose, trials were compared in terms of joint angles, GRF, and center-of-mass displacement.

2.4.1 | Kinematics and kinetics

Raw force platform signals were low-pass filtered using a Butterworth second-order and zero-phase-lag filter at a cutoff frequency of 125 Hz (Figure 1A). Peak vertical GRF was normalized to body weight. Vertical ground reaction forces were

used to calculate center-of-mass acceleration, velocity, and displacement using the second law of Newton. To compute the center-of-mass velocity, we firstly determined the initial vertical velocity from the vertical coordinates of the hip marker over the last two video frames prior to foot-ground contact.⁵ Center-of-mass displacement was obtained by integration of the center-of-mass velocity. The negative center-of-mass work was also calculated by taking the dot product of the vertical GRF and vertical center-of-mass displacement. We also computed the rate of force development (RFD) by dividing the peak vertical GRF by the GRF peak time. The reflective marker positions were low-pass filtered using a Butterworth second-order and zero-phase-lag filter at a cutoff frequency of 15 Hz.²⁷ Given the 3-D coordinates data from the reflective markers, we first calculated the absolute 2-D angles of lower limb segments to obtain relative ankle, knee, and hip angles in the sagittal plane (Figure 1B). By convention, the ankle angle was set to 0° when the foot is perpendicular to the shank. Knee and hip angles were set to 0° when fully extended.²⁷ A negative value of ankle angle corresponded to plantar flexion, while positive knee and hip angles were linked to flexion.



FIGURE 1 Individual examples of instrumentation and measurements from a double-leg drop landing from 50 cm. A, vertical ground reaction forces (GRF); B, ankle and knee joint angles; C, *gastrocnemius medialis* (GM) fascicle length; D, *vastus lateralis* (VL) fascicle length; E, GM and VL muscle activity. Joint angle and fascicle length data allowed the computation of muscle-tendon unit length (F) and tendinous tissue length (G and H)

2.4.2 | EMG analyses

Raw EMG signals of lower limb muscles were band-pass filtered (10-500 Hz, second-order zero-phase-lag Butterworth filter) and consistently analyzed with a 50 ms moving root mean square (RMS) window to produce a RMS envelope that was then normalized to the maximal corresponding muscle activity recorded during isometric MVC. The EMG RMS was averaged for pre-activation and landing phases in order to compare the same muscle between heights and landing types.

2.4.3 | Ultrasound analyses

Raw radio-frequency signals were converted to B-mode images through a classical beam-forming procedure. The displacement of fascicles and aponeuroses was automatically tracked on B-mode images using the method proposed by Cronin et al.^{29,30}. When the fascicle was not fully visible, its length was extrapolated as the length of the straight line between the superficial and deep aponeurosis using a trigonometry method.^{9,24} The pennation angle was calculated as the angle formed between the fascicle and the deep aponeurosis. Muscle fascicle length and pennation angle were low-pass filtered using a Butterworth second-order and zero-lag filter at a cutoff frequency of 60 Hz. The fascicle lengths of GM and VL were derived to obtain fascicle velocities. Peak fascicle lengthening was calculated during the landing phase for each muscle and all drop landing conditions. According to the equations derived by Grieve et al ²⁵ and Visser et al, ²⁶ we estimated the instantaneous length of the whole GM and VL muscle-tendon units using ankle and knee angles (Figure 1F). The length of tendinous tissues was estimated as the difference between muscle-tendon unit length and the horizontal projection of fascicle length (ie, fascicle length multiplied by the cosine of pennation angle)^{8,10} (Figure 1G,H). Tendinous tissues length changes were computed during both pre- and landing phases, while tendinous tissues peak lengthening velocity was computed during the landing phase (Figure 1F-H). The effect of fascicle rotation has been characterized as the muscle's gear ratio ^{31,32} (AGR) calculated by the ratio between the horizontal fascicle length variation to the fascicle length variation during the landing phase (Δ horizontal fascicle length/ Δ fascicle length ^{31,32}). This ratio was used to determine how the fascicle lengthening could be minimized by the fascicle rotation. Methodological differences existed to calculate the AGR between the original in vitro method of Brainerd & Azizi³² and the *in vivo* adaptation in the current study. The horizontal projection of fascicle length ^{9,13} was considered rather than muscle length.

The moment of maximal stretch of the tendinous tissues was defined as the moment at which the tendinous tissues do not contribute any further to the muscle-tendon unit lengthening and expressed in ms (Figure 1G). In order to specify the muscle fascicle behavior, the landing phase was divided into two subphases based on GRF-time course (Figure 1). First, we defined "force rise" as the phase between the ground contact (ie, 0% of landing phase) and the time of peak vertical GRF. "Force decay" corresponded to the phase between the peak vertical GRF and the end of the landing phase.¹⁷ It must be noted that the phases we used are based on the vertical GRF ¹⁷ and differ from the method initially proposed by Konow & Roberts ^{4,5} based on the muscle-tendon unit force of turkeys. Fascicle lengthening amplitudes and AGR of the GM and VL muscles were calculated for these two phases.

2.5 | Statistical analyses

Statistical analyses were completed using Statistica (StatSoft, Tulsa, OK). Since the data consistently passed the normality test (Shapiro-Wilk's test), all data were expressed as mean \pm standard deviation (SD). Statistical significance was set at P < 0.05.

First, reliability assessments (within-subject coefficient of variation [CV], intraclass correlation coefficient [ICC], and standard error of measurement [SEM]) were performed for relative peak vertical GRF, negative centerof-mass work, center-of-mass velocity, landing duration, and joint range of motion (ROM). Second, for double-leg drop landing conditions, one-way ANOVAs for repeated measures were used to assess the effects of landing height (25, 50, and 75 cm). These analyses were applied for the following: (a) kinetics variables (ie, relative peak vertical force; negative center-of-mass work); (b) kinematics variables (ie, center-of-mass velocity; landing duration; ROM for ankle, knee, and hip; RFD; and time to peak vertical force); (c) length changes and peak lengthening velocity for the muscle-tendon unit, fascicles, and tendinous tissues for both GM and VL; and (d) architectural gear ratio, the moment of maximal tendinous tissues stretch. All these parameters were tested only for the landing phase, except for the length changes in the muscle-tendon unit, fascicles, and tendinous tissues that were analyzed for pre-activation phase, landing phases, force rise, and force decay phases. Third, paired t tests were performed to determine the effects of landing type (single- vs double-leg for the 50 cm landing height) on the same parameters. Fourth, repeated measures two-way ANOVAs (2 phases \times 3 heights) were performed to compare the activity of the seven muscles between phases (pre-activation, landing) and across the three landing heights (25, 50, and 75 cm). Fifth, repeated measures two-way ANOVAs (2 phases \times 2 landing types) were performed to compare the activity of the seven muscles between phases (pre-activation and landing) and landing type (single- vs double-leg landing at 50 cm). When

TABLE 1	Kinematics an	id kinetic	s parame	ters obtai	ined during drop i	landing	task in the 1	four tested co	onditions							
	Double-leg	25 cm			Double-leg 50	cm			Double-leg 75	s cm			Single-leg 50	cm		
Parameters	Mean ± SD	CV (%) ICC	TE	Mean ± SD	CV (%)	ICC	TE	Mean ± SD	CV (%)	ICC	TE	Mean ± SD	CV (%)	ICC	TE
Peak vertical force (body weight) ^{a,b}	4.8 ± 1.1	7.9	0.89	0.5	6.5 ± 1.9	7	0.94	0.7	7.7 ± 2.3	7.8	0.93	0.7	5.7 ± 0.9	5.7	0.85	0.4
Landing duration (ms) ^{a,b}	143 ± 20	14.3	0.48	29	157 ± 36	5.4	0.94	11	183 ± 48	6.8	0.93	17	198 ± 29	10	0.66	22
Negative center-of- mass work (J) ^{a,b}	362 ± 97	7.8	0.91	36	589 ± 82	10.6	0.42	69	<i>7</i> 39 ± 114	8.6	0.68	150	447 ± 79	4.6	0.93	27
Center-of-mass velocity (m/s) ^{a,b}	s 2.1 ± 0.2	5.3	0.72	0.1	2.7 ± 0.3	9	0.63	0.2	3.1 ± 0.3	5.6	0.67	0.7	2.4 ± 0.3	3.5	0.94	0.1
Ankle range of motion $(^{\circ})^{a,b}$	48±9	7.4	0.74	S	57 ± 7	5.4	0.81	4	62 ± 7	4.3	0.84	4	60 ± 6	3	0.92	3
Knee range of motion $(^{\circ})^{a,b}$	50 ± 8	5.6	0.87	4	64 ± 8	6.3	0.76	4	71 ± 9	6.5	0.71	9	57 ± 8	6.8	0.78	5
Hip range of motion $(^{\circ})^{a}$	24 ± 6	14.8	0.66	4	35 ± 7	11.7	0.68	2	46 ± 14	15.1	0.74	6	34 ± 7	12.6	0.6	5
Time to peak vertical force (ms) ^{a,b}	58 ± 14	8.9	0.86	6.2	56 ± 11	6.5	0.89	5.4	52 ± 8	3.2	0.96	11.9	51 ± 8	2.2	0.98	1.7
Rate of force development (N/s) ^a	62.5 ± 27	14.5	0.89	11.8	87 ± 40.5	11.3	0.94	14.8	109.1 ± 50.1	9.3	0.96	17.8	80.7 ± 25.1	7.1	0.95	7.5
Positive ankle joir ^a Significant main ^b Significant effect	nt angle correspo effect of landing of landing techn	nds to ank height. ique (sing	de plantar de- vs doul	flexion. Pc ble-leg lan	ositive knee and hip ding).	joint an	gle correspon	d to knee and	hip flexion. Valu	es are pre	sented as mea	n ± SD. Stati	stical significance	e was set	at $P < 0.05$.	

TABLE 2 Gastrocnemius medialis and vastus lateralis behavior during the landing phase of drop landing task in the four tested conditions

Parameters	Double-leg 25 cm	Double-leg 50 cm	Double-leg 75 cm	Single-leg 50 cm
Gastrocnemius medialis				
Muscle-tendon unit behavior				
Length changes (pre-activation phase, cm) ^b	-1.1 ± 0.66	-1.37 ± 0.87	-1.17 ± 0.63	-1.82 ± 0.62
Lengthening amplitude (landing phase, cm) ^{a,b}	2.61 ± 0.91	3.08 ± 0.6	3.38 ± 0.62	3.48 ± 0.62
Peak lengthening velocity (landing phase, cm/s) ^{a,b}	44 ± 16	52.7 ± 12.1	59.7 ± 11.7	60.1 ± 11.1
Fascicle behavior				
Length changes (pre-activation phase, cm) ^b	-0.92 ± 0.52	-1.02 ± 0.66	-0.92 ± 0.41	-1.35 ± 0.51
Lengthening amplitude (landing phase, cm)	1.71 ± 0.81	1.71 ± 0.88	1.62 ± 0.81	1.64 ± 0.61
Lengthening amplitude (force rise, cm) ^a	0.93 ± 0.56	0.62 ± 0.37	0.6 ± 0.39	0.72 ± 0.48
Lengthening amplitude (force decay, cm)	0.78 ± 0.38	1.09 ± 0.78	1.02 ± 0.77	0.92 ± 0.58
Peak lengthening velocity (landing phase, cm/s)	42 ± 16.5	44.5 ± 18.4	43.1 ± 18.9	50.7 ± 15
Architectural gear ratio (landing phase, %) ^a	1.09 ± 0.02	1.1 ± 0.04	1.14 ± 0.06	1.13 ± 0.06
Architectural gear ratio (force rise, %) ^b	1.08 ± 0.08	1.09 ± 0.09	1.11 ± 0.07	1.14 ± 0.07
Architectural gear ratio (force decay, %)	1.12 ± 0.05	1.12 ± 0.09	1.16 ± 0.15	1.14 ± 0.05
Tendinous tissues behavior				
Length changes (pre-activation phase, cm)	-0.12 ± 0.11	-0.21 ± 0.26	-0.21 ± 0.21	-0.16 ± 0.16
Lengthening amplitude (landing phase, cm) ^a	2.08 ± 0.75	2.68 ± 0.62	2.93 ± 0.73	2.91 ± 0.82
Peak lengthening velocity (landing phase, cm/s) ^a	46.5 ± 28.7	63.1 ± 19.6	71.9 ± 19.5	65.2 ± 19.4
Time to maximal tendinous tissues lengthening (ms)	68 ± 12	66 ± 9	69 ± 13	66 ± 20
Vastus lateralis				
Muscle-tendon unit behavior				
Length changes (pre-activation phase, cm) ^{a,b}	0.62 ± 0.44	1.08 ± 0.49	0.95 ± 0.39	0.56 ± 0.37
Lengthening amplitude (landing phase, cm) ^{a,b}	4.38 ± 0.66	5.28 ± 0.67	5.43 ± 0.79	4.7 ± 0.69

7

WILE

TABLE 2 (Continued)

8

Parameters	Double-leg 25 cm	Double-leg 50 cm	Double-leg 75 cm	Single-leg 50 cm
Peak lengthening velocity (landing phase, cm/s) ^a	42.8 ± 6.8	50.1 ± 7.5	52.9 ± 7.8	47.3 ± 5.1
Fascicle behavior				
Length changes (pre-activation phase, cm)	0.27 ± 0.29	0.27 ± 0.4	0.17 ± 0.23	0.16 ± 0.23
Lengthening amplitude (landing phase, cm) ^a	1.45 ± 0.73	1.78 ± 0.69	2.04 ± 0.82	1.37 ± 0.4
Lengthening amplitude (force rise, cm) ^{b,c}	0.5 ± 0.45	0.58 ± 0.55	0.45 ± 0.31	0.2 ± 0.11
Lengthening amplitude (force decay, cm) ^{a,c}	0.92 ± 0.3	1.15 ± 0.31	1.56 ± 0.75	1.15 ± 0.28
Peak lengthening velocity (landing phase, cm/s) ^a	23.2 ± 8.3	27.8 ± 6.4	37.7 ± 19.3	25.6 ± 11.4
Architectural gear ratio (landing phase, %)	1.03 ± 0.05	1.03 ± 0.04	1.03 ± 0.03	1.05 ± 0.05
Architectural gear ratio (force rise, %)	1.01 ± 0.04	1.01 ± 0.04	1 ± 0.06	1.01 ± 0.15
Architectural gear ratio (force decay, %) ^c	1.03 ± 0.03	1.04 ± 0.03	1.05 ± 0.03	1.07 ± 0.07
Tendinous tissues behavior				
Length changes (pre-activation phase, cm) ^{a,b}	0.33 ± 0.33	0.78 ± 0.29	0.76 ± 0.29	0.38 ± 0.22
Lengthening amplitude (landing phase, cm) ^b	2.48 ± 0.72	2.65 ± 0.75	2.8 ± 0.74	3.03 ± 0.82
Peak lengthening velocity (landing phase, cm/s) ^a	38.8 ± 11.7	43.8 ± 13.9	50.9 ± 8.9	49.6 ± 10.6
Time to maximal tendinous tissues lengthening (ms) ^a	118 ± 27	119 ± 29	94 ± 31	127 ± 25

A negative value of length changes corresponds to shortening. Values are presented as mean \pm SD. Statistical significance was set at P < 0.05.

^aSignificant main effect of landing height

^bSignificant effect of landing type (single- vs double-leg landing)

^cSignificant effect of phase (force rise vs force decay)

the sphericity assumption was violated (Mauchly's test), a Geisser-Greenhouse correction was used. Bonferroni post hoc analyses ($\alpha = 0.05$) were conducted when appropriate.

3 | RESULTS

Due to the low quality of ultrasound data for three different trials (over 120 trials, representing 3.3%), two participants were discarded from the analysis. In addition, the kinematic data of another participant were erroneous. Therefore, results were obtained for 12 participants.

3.1 | Landing kinetics and kinematics

All the kinematics and kinetics parameters reported in Table 1 were significantly altered by both landing height (all *P* values <0.01) and landing type (all *P* values <0.009), except for hip ROM and RFD, which were affected by landing height (P < 0.001) but not by landing type (*P* values: 0.65 and 0.26). CV, ICC, and SEM are provided in Table 1. CVs for peak vertical force, center-of-mass velocity, negative center-of-mass work, time to peak vertical force, and knee and ankle ROM ranged between 3.0% and 10.6%. Landing duration, hip ROM, and RFD presented higher CVs with almost all

conditions higher than 10% with the maximal CV value of 15.2%. Overall, these results (ie, CV values of 20 conditions over 28 were under 10%) combined with those of ICC and SEM values demonstrated a satisfying reliability in the mechanics of landing.

3.2 | Gastrocnemius medialis behavior

Architectural measurements of *gastrocnemius medialis* are presented in Table 2 and patterns of muscle-tendon unit, muscle fascicle, and tendinous tissue length in Figure 2A-C. During the pre-activation phase, the muscle-tendon unit (Figure 2A, -1.10 ± 0.66 to -1.82 ± 0.62 cm) and muscle

fascicles (Figure 2B, -0.92 ± 0.52 to -1.35 ± 0.51 cm) shortened, while tendinous tissue lengths remained almost constant (Figure 2C, -0.12 ± 0.11 to -0.21 ± 0.26 cm). In addition, there was no significant effect of the landing height for the muscle-tendon unit (P = 0.19), fascicles (P = 0.27), and tendinous tissue length changes (P = 0.61). The shortening was significantly larger for the single-leg condition compared to the double-leg for both muscle-tendon unit (+25%, P = 0.004) and fascicles (+24%, P = 0.049), while it was not significantly different for the tendinous tissues (P = 0.45).

During the landing phase, the muscle-tendon unit, fascicles, and tendinous tissues lengthened (Figure 2A-C, landing phase). Lengthening and peak lengthening velocity of



FIGURE 2 Averaged patterns of *gastrocnemius medialis* (GM) muscle-tendon unit (A), muscle fascicle (B), and tendinous tissue (C) length changes and averaged patterns of *vastus lateralis* (VL) muscle-tendon unit (D), muscle fascicle (E), and tendinous tissue (F) length changes throughout pre-activation and landing phases (in % of phase duration). Standard deviations are omitted for clarity. The vertical black dotted line between the two phases indicates the instant of foot-ground contact. The time of peak vertical ground reaction forces is represented in the landing phase by vertical lines with corresponding colors to each of the four conditions

WILEY-

the muscle-tendon unit increased with the landing height (lengthening: +23%, P < 0.001, and peak velocity: +24%, P < 0.001 for the 25 cm vs the 75 cm landing) and was higher in single-leg compared to the double-leg condition (lengthening: +11.5%, P = 0.006, and peak velocity: +12%, P = 0.003). Lengthening and peak lengthening velocity of tendinous tissues were also affected by increasing landing height (lengthening: +29%, P < 0.001, and peak velocity: +38%, P = 0.007 for 25 cm vs 75 cm landing), but not by the landing type (lengthening: P = 0.31 and peak velocity: P = 0.32, respectively). However, lengthening and peak lengthening velocity of fascicles were not significantly influenced either by landing height (lengthening: P = 0.36and peak velocity: P = 0.94, respectively) or by landing type (lengthening: P = 0.78, and peak velocity: P = 0.36, respectively). When looking at the force rise phase, the GM fascicle lengthening decreased as the dropping height increased (25 vs 50 and 75, P = 0.014) without any effect of landing type (P = 0.44). We found no effect in the force decay phase for both landing height and type (P = 0.72 and 0.57). Therefore, the effect of landing height was accounted for only by the tendinous tissues without effects for the fascicles (all $P \le 0.007$). Architectural gear ratio ranged between 1.09 ± 0.02 and 1.14 ± 0.06 during the whole landing phase and was increased with landing height (P = 0.004 for 25 cm vs 75 cm landing), but no significant effect was found for landing type (P = 0.07). In addition, there was an effect of landing type on fascicle rotation during force rise (+4%)during single-leg landing, P = 0.007). We found no effect of landing height during force rise (P = 0.49) and landing height and type during force decay (P = 0.65 and 0.76). Finally, tendinous tissue maximal lengthening occurred almost at the same time between the four conditions (66-69 ms) without a significant effect of landing height (P = 0.63) or landing type (P = 0.93).

3.3 | Vastus lateralis behavior

Architectural measurements of vastus lateralis are presented in Table 2 and patterns of instantaneous muscle-tendon unit, muscle fascicle, and tendinous tissue length in Figure 2D-F. During the pre-activation phase, the muscle-tendon unit (Figure 2D, 0.56 ± 0.37 to 1.08 ± 0.49 cm) and tendinous tissues (Figure 2F, 0.38 ± 0.22 to 0.78 ± 0.29 cm) were slowly stretched, while muscle fascicles exhibited a quasi-isometric behavior (Figure 2E, 0.16 ± 0.23 to 0.27 ± 0.29 cm). In addition, lengthening of the muscle-tendon unit and tendinous tissues was significantly influenced by both landing height (muscle-tendon unit: +35%, P = 0.02, and tendinous tissues: +57%, P < 0.001for 25 vs 75 cm) and type (muscle-tendon unit: +48%, P = 0.004 for the double-leg vs single-leg, and tendinous tissues: +51%, P = 0.004 for the double-leg vs single-leg). On the contrary, no significant effects of landing height (P = 0.31) and landing type (P = 0.32) were found for fascicle lengthening.

During the landing phase, the muscle-tendon unit, fascicle, and tendinous tissues lengthened (Figure 2D-F, landing phase). Lengthening (+16%, P < 0.001 for 25 cm compared to 75 cm landing) and peak lengthening velocity (+19%, P < 0.001 for 25 cm vs 75 cm landing) of the muscle-tendon unit were significantly increased with landing height. A landing type effect was not significant for lengthening (P = 0.44)or peak lengthening velocity (P = 0.10) of the muscle-tendon unit. For tendinous tissues, lengthening was not changed by landing height condition (P = 0.23), while peak lengthening velocity (P = 0.002) increased when height increased. Differences in landing types were significant for lengthening of tendinous tissues (+12.5% for the single-leg vs the double-leg landing type, P = 0.036) and not significant for peak lengthening velocity (P = 0.10). VL fascicle lengthening amplitude was affected by landing height (+29%, P = 0.025 for 25 cm vs 75 cm landing) but not by landing types (P = 0.06). Along the same line, the peak lengthening velocity of fascicles increased with landing height (+38%, from 25 to 75 cm landing; P = 0.02), while we observed no effect of landing type (P = 0.56). Fascicle lengthening was lower before than after the peak vertical GRF (phase effect, P < 0.001). During the force rise, the VL fascicle lengthening was significantly different between landing types (-34% of lengthening for single-leg landing, P = 0.02) with no effect of landing height (P = 0.30) suggesting a large contribution of the elastic structures during this phase. The fascicle lengthening during the force decay was greater as the drop height increased (P = 0.006) with no significant effect of landing type (P = 0.97). No significant effects of landing height (P = 0.78) or landing type (P = 0.08) on AGR values $(1.03 \pm 0.03 \text{ and } 1.05 \pm 0.05)$ were reported. Fascicle rotation was greater during force decay compared to force rise (phase effect: P = 0.003) suggesting that this mechanism helps the VL to dissipate the greater fascicle lengthening during the force decay. Finally, the time to maximal lengthening of tendinous tissues (ranging between 94 ms and 140 ms) displayed a landing height effect (-24 ms, P < 0.01for 25 vs 75 cm landing), while there was no effect found for landing type (P = 0.34).

3.4 | EMG activity

The time course of EMG patterns for the seven lower limb muscles is displayed in Figure 3, and the mean EMG activity (expressed in percentage of the maximal RMS value) during each phase is provided in Table 3. Larger values were almost always obtained in the single-leg condition. In this condition, the highest values were reached by VL ($72.7\% \pm 37.4\%$ in the landing phase), GMax ($53.5\% \pm 35.8\%$ in the landing phase), and GM ($51.9\% \pm 14.5\%$ in the pre-activation phase).

A significant main effect of phase was found for all the muscles (all *P* values <0.042). All the muscles displayed a higher muscle activity during the landing phase compared to the pre-activation phase (all *P* values <0.043), except for the gastrocnemius medialis, which was significantly more activated in the pre-activation phase (P < 0.001). Indeed, GM muscle activity peaked in the pre-activation phase before

decreasing slowly (Figure 3). Activities of BF, TA, and GMax remained relatively low until initial foot-ground contact. VL, RF, and SOL muscle activities increased slowly from ~75 ms before the impact and continued to increase during the landing phase.

A significant increase in muscle activity as the landing height increased was found for all muscles (25 vs 75 cm



FIGURE 3 Averaged time course of normalized EMG activity patterns (%Max) from seven lower limb muscles during the different landing conditions. Standard deviations are omitted for clarity. The vertical dashed line indicates the instant of ground contact. The raw EMG data were full-wave rectified and smoothed using a second-order, low-pass, Butterworth filter with a cutoff frequency of 10 Hz to obtain a linear envelope. TA: *Tibialis anterior;* GM: *Gastrocnemius medialis;* SOL: *Soleus;* VL: *Vastus lateralis;* RF: *Rectus femoris;* BF: *Biceps femoris;* GMax: *Gluteus maximus*

landing; from +3.8% for the BF to +13.2% for SOL), except for GMax (P = 0.20). A significant main landing type effect was found for all muscles (all P values <0.05) with higher activity during the single-leg drop landing for all muscles (from +4.5% for the BF to +17.6% for the GMax), except for the TA, which displayed higher activity during a double-leg landing (P = 0.04, +4.6% of MVC).

4 | DISCUSSION

The present study confirms the key role of tendinous tissues to buffer the work done by muscle fascicle during a pure energy-dissipating task. Gastrocnemius medialis and vastus lateralis differently contributed to the dissipation of mechanical energy upon various landing conditions (height or type). The elastic structures of both muscles initially lengthened to account for the muscle-tendon unit elongation, while muscle fascicles actively lengthened after the foot-ground contact. In addition, the peak of fascicle lengthening was notably delayed according to the lengthening of tendinous tissues. This decoupling mechanism between the muscle-tendon unit, muscle fascicle, and tendinous tissues is consistent with previous animal^{5,6} and human studies.¹⁷ In accordance with our first hypothesis, GM tendinous tissues lengthened more when the loading increased allowing for a constant fascicle lengthening amplitude and peak velocity during landing. One could notice that GM muscle fascicle lengthening was reduced as the mechanical demand increased during the force rise phase (ie, first 50-60 ms after landing). This observation is strengthened by a greater fascicle rotation and the muscle activity before landing. Conversely, VL fascicle lengthening amplitude increased concomitantly to the increase in VL muscle-tendon unit, while the tendinous tissues only increased their lengthening velocity. As the height increased, VL fascicle maintained the same range of lengthening during the force rise phase resulting to a higher storage of elastic energy by tendinous tissues during this period. For both muscles, single-leg landing resulted in tendinous tissues lengthening that preserves fascicles from high eccentric contractions.

The drop landing task used in the present study imposed mechanical loads that were in accordance with the literature (ie, exposing the body to forces ranging from 3.3 to 12.0 times body weight). Several previous studies reported increases in center-of-mass velocity and GRF as the drop landing height increased^{19,21} and during a double-leg compared to single-leg drop landing type.²¹ The higher mechanical demand resulting from a higher drop landing altered lower extremity kinematics as reflected by larger ankle and knee joint ROM.^{19,21,33} Ankle ROM was higher during single-leg compared to double-leg drop landing due to higher plantar flexion in the preactivation phase, while the opposite was found for the knee ROM.^{19,21} Consequently, the adopted strategy during single-leg landing seemed to alleviate the knee extensors and overload plantar flexors.³³

TABLE 3 Averaged EMG from RMS during the pre-activation and landing phases of seven lower limb muscles

Muscle activity	Double-leg 25	5 cm	Double-leg 50) cm	Double-leg 75 cm		Single-leg 50	cm
(% RMS _{max})	Pre	Land	Pre	Land	Pre	Land	Pre	Land
Tibialis anterior (TA) ^{a,b,d}	8.6 ± 8.6	31.3 ± 29.2	10.6 ± 14.4	40.2 ± 28.4	9.5 ± 7.4	40.8 ± 27.1	8.8 ± 5.3	32.7 ± 24.6
Gastrocnemius medialis (GM) ^{a,b,d}	39.5 ± 16.8	19.2 ± 18.8	47 ± 20.2	25.1 ± 20.2	47.2 ± 18.1	37.4 ± 41.4	51.9 ± 14.5	38.3 ± 36.8
Soleus (SOL) ^{a,b,d}	17.9 ± 9.6	23.5 ± 17.3	26.3 ± 18.7	36.5 ± 24	27.5 ± 11.3	40.2 ± 28.3	39 ± 17.8	48.7 ± 25.4
Vastus lateralis (VL) ^{a,b,c,d,e}	10.1 ± 6.2	34.4 ± 18.7	13.2 ± 12.7	49.3 ± 27.5	11.6 ± 6.3	54.1 ± 32.2	18.9 ± 8.7	72.7 ± 37.4
Rectus femoris (RF) ^{a,b,c,d,e}	9.6 ± 5	18.6 ± 10.6	11.6 ± 7.5	27.5 ± 13	12.7 ± 7.4	34.7 ± 21.6	17 ± 11.5	41.2 ± 17.6
Biceps femoris (BF) ^{a,b,d,e}	3.9 ± 3.2	8.4 ± 8	6.6 ± 6.5	9.3 ± 7.3	6.6 ± 6.3	13.3 ± 16.9	7.5 ± 5.8	17.5 ± 14.7
Gluteus maximus (GMax) ^{b,d,e}	5.3 ± 4	21.4 ± 28.3	8 ± 13.3	26.1 ± 39.4	5.6 ± 3.7	23.1 ± 26.2	16 ± 10.8	53.5 ± 35.8

TA: *Tibialis anterior;* GM: *Gastrocnemius medialis;* SOL: *Soleus;* VL: *Vastus lateralis;* RF: *Rectus femoris;* BF: *Biceps femoris;* GMax: *Gluteus maximus.* EMG data were normalized to the maximum isometric RMS and then averaged for each phase. Values are presented as mean \pm SD. Statistical significance was set at P < 0.05. ^aMain effect of landing height

^bSignificant effect of phase (pre-activation vs landing phase)

^cSignificant interaction height × phase effect

^dSignificant effect of landing type (single- vs double-leg landing)

^eSignificant interaction landing type × phase effect

The behavior of GM fascicle during drop landing presented a clear turning point (Figure 2B) from shortening to lengthening following the impact with a small delay of shortening between the foot-ground contact and the onset of fascicle lengthening (ranged from 3 to 12 ms). Our patterns of fascicle lengthening were similar to those reported during the landing phase of a step-down.¹⁷ In the current study, although stretching of the GM muscle-tendon unit was greater as landing height increased, muscle fascicle lengthening and peak lengthening velocity remained unchanged. This finding suggests that the increasing mechanical demand resulting from landing was buffered by tendinous tissues due to a greater stretch of elastic tissues (from 2.08 at 25 cm to 2.93 cm at 75 cm) compared to fascicles in GM muscle. This is in accordance with the recent work of Werkhausen et al ¹⁷ for lower intensities. They showed that the increase in muscle-tendon elongation due to the increased mass results in greater tendinous tissues lengthening without any additional participation of the fascicles. The step landing task analyzed in this previous study ¹⁷ induced relatively low ground reaction forces up to ~2 times body weight vs 12 times body weight in the present study. This suggests that, thanks to the buffering action of the tendon, there is a similar GM response in a continuum of lengthening demand from low to high loading constraint. While speculative, it is very likely that this limits the amount of exercise-induced muscle damage and potential risk of injury at high intensity. Furthermore, the maximal lengthening of GM tendinous tissues occurred 66-69 ms following ground contact, without significant differences between the four landing conditions (Figure 2F). Regardless of the drop height, the tendinous tissues reached their maximum length (ie, end of the stretch) at the same time (few milliseconds after the peak vertical GRF). This may be related to the buffering action of tendinous tissues enabled by the decoupling between the muscle-tendon unit, muscle fascicles, and tendinous tissues. The first milliseconds of muscle-tendon unit lengthening was mainly withstood by the tendinous tissues before the fascicles actively lengthened.^{5,6,17} The lengthening of the GM tendinous tissues increased with the increase in height, while the global fascicle lengthening was unchanged. Moreover, the fascicle lengthening was even reduced for the higher height in the force rise phase. This can be seen as a protective mechanism for the GM muscle fascicles. These results are in agreement with Konow & Roberts ⁵ who found that tendinous tissues of turkeys reached their maximum length at the same time (~60 ms) during landing from various drop heights. However, contrary to animal studies,⁵ the stretch of fascicles started few milliseconds after the ground contact (on average after: 7 ms of GM shortening and 12 ms of VL isometric behavior) and muscle-tendon unit elongation was taken by both GM fascicle and tendinous tissues

for most of the ankle and knee joints' excursion. Hence, in human GM, the stretch of tendinous tissues helps to reduce the lengthening velocity and amplitude of fascicles during landing with a smaller delay before the onset of fascicle lengthening as previously shown on turkeys.⁵ The GM muscle-tendon unit lengthening amplitude and peak velocity were higher during a single-leg landing than during a double-leg landing. However, if the fascicles withstood the same level of lengthening at a similar rate, the tendinous tissues did not undergo additional lengthening. This may be due to the concomitant higher muscle activity and shortening amplitude of the GM during the pre-activation which stiffen the muscle to prepare the landing and allow a higher gearing potential thanks to a higher pennation during the force rise.

VL muscle fascicles contracted almost isometrically, while VL muscle-tendon unit and tendinous tissues slightly lengthened during the pre-activation phase. After the foot-ground contact, while VL fascicle started to lengthen after ~12 ms, muscle-tendon unit and tendinous tissues lengthened continuously until the maximum knee flexion similarly to that reported during a single support low-intensity braking task.³⁴ During a stair descent from 16 cm, larger VL fascicle lengthening amplitudes were reported (up to 3.2 cm) compared to a drop landing task (from 1.45 cm at 25 cm to 2.04 cm at 75 cm). These results confirm that modulation of fascicle length changes is highly dependent on the nature and intensity of the task.9 The VL fascicle lengthening and peak lengthening velocity increased with landing height, while tendinous tissues stretched over a similar amplitude. However, VL tendinous tissues reached their maximal lengthening earlier as the drop height increased. This induced an increase in tendinous tissues peak lengthening velocity, while the lengthening amplitude was unchanged. Hence, VL fascicle lengthened earlier, over larger amplitude and upon higher velocity. This drop height effect occurred during the force decay with a similar lengthening amplitude of VL fascicle (~0.50 cm) during the first 50-60 ms of landing (ie, force rise). This demonstrates the crucial contribution of the VL fascicle in energy dissipation throughout landing. The VL muscle-tendon unit lengthening was higher during the single-leg in comparison with the double-leg condition. The fascicles lengthened similarly in both landing types, while the tendinous tissues stretched more when using one versus two legs. This behavior results in a lower VL fascicle lengthening during the force rise phase.

While the time course of fascicle length changes was similar for the two muscles (progressive increase during the whole landing phase,Figure 2B,E), our results clearly showed different muscle-tendon unit behaviors between GM and VL that could be mainly explained by five factors. First, GM is biarticular while VL is monoarticular. GM contributes both to extend the ankle and to flex the knee, while VL only extends the knee joint. During the landing phase, the GRF tends to flex the ankle joint which is offset by the motion of the knee joint. Our results show that the biarticular GM muscle mitigates length changes and velocity associated with increases in landing height. We also observed that the increases in drop height increased the amplitude and peak velocity in the monoarticular VL. Second, the maximal stretching of the muscle-tendon unit and tendinous tissues occurred later for VL compared to GM. This can result from the joint sequence involved in landing ^{18,35} given that the ankle is the first joint impacted by ground contact. There is evidence that the shockabsorbing phase of a jump (ie, landing) would require a distal-to-proximal sequence of joint kinetics, with the proximal muscles helping the distal muscles to dissipate mechanical energy.^{18,33,35} In our study, the peak joint angular velocity of the ankle, knee, and hip joint (ranging from the highest to the lowest) combined with the observed EMG patterns (Figure 3) support this previous finding of a distal-to-proximal sequence during drop landing. Third, the intrinsic tissue properties of Achilles and patellar tendons, such as stiffness, may also affect the elongation capacity of the tendinous tissues.^{36,37} In humans, the Achilles tendon is categorized as a high-stress tendon that can sustain maximum stress about twofold greater than that of the patellar tendon.^{36,37} Moreover, it has recently been shown in vivo that Achilles tendon stiffness is independent of loading rate ³⁸ inversely to the patellar tendon.¹² The difference in viscosity between both tendons may explain why the GM tendinous tissues largely prevent the short GM muscle fascicles from rapid lengthening, while VL muscle fascicles stretched with increasing velocity when the landing height and velocity increased. Fourth, the difference in muscle activity in the pre-activation phase could contribute to differentiate the fascicles behavior of VL and GM. In our study, increases in drop height increased the mean EMG amplitude of the GM over the pre-activation phase, attesting of "preparatory" muscle activity before ground contact. This may stiffen the muscle ²³ and adjust active muscle force before ground contact to meet the demand resulting from the increased mechanical load.²³ This process may in turn reduce both fascicle lengthening amplitude and velocity during landing. Conversely, the low EMG activity of the VL in the pre-activation phase is reflective of a distal-to-proximal activation sequence that provides more time for the quadriceps to activate its larger muscle mass. Together with its longer fascicles, the high force-generating capacity of the VL then favors its contribution to braking work in the late phase of landing. Fifth, another important finding of the present study is related to the larger muscle fascicle rotation as the landing height increases for the GM (AGR from 1.09 to 1.14). This suggests that fascicle rotation substantially reduced the stretch sustained by GM fascicles throughout landing (between 9% and 14%), 31 while it remained constant for the VL (AGR from 1.03 to 1.05). This result may presumably be attributable to a larger lengthening potential allowed by longer fascicles.

Joint ROM data showed that the strategy adopted during single-leg landing seemed to unload the knee extensors and overload plantar flexors.³³ This is in agreement with the decrease in VL fascicle lengthening for the single-leg landing compared to double-leg and the higher activity of proximal muscles during single-leg landing compared to double-leg (mean 1.5-times higher in single-leg vs double-leg). In addition, higher EMG activity in knee joint muscles enables adequate dampening of excessive loading. It is also interesting to note that, thanks to the buffering action of tendinous tissues, this overload did not induce any overstretching of GM fascicles. Thus, the adopted strategy during single-leg landing seems efficient for limiting fascicle stretching of both muscles but overused both tendinous tissues which might lead to tendinopathy.²⁰

Substantial methodological considerations should be kept in mind when interpreting the present data. Similar to all previous 2D ultrasound studies,⁷ we assumed the linearity and homogeneity of fascicles' line of action, whereas previous reports showed a fascicle curvature close to aponeuroses' insertions resulting in slight length underestimation.²⁸ In addition, when the fascicle was not fully visible, mainly in VL, we used trigonometry computations to estimate fascicle length. The error for estimating fascicle with the extrapolation method has been reported to be $2\%-7\%^{9,24}$ and could potentially be larger when considering the high speed of drop and ground contact intensity (>3 m/s at 75 cm). A recent study suggests that using two synchronized in-series transducers could overcome this limit and avoid absolute fascicle lengths misestimation compared to extrapolated method.³⁹ As previously reported with the single transducer method, the fascicle data set may not perfectly reflect fascicle behavior; however, it could be assumed that this method does not alter the effects of landing height and type (ie, "similar differences in muscle contraction dynamics within participants."39). In our study, we estimate tendinous tissues length changes from fascicle length estimation and lower limb joint angles. This approach is imperfect and has recently been questioned due to potential incorrect interpretations regarding tendon behavior.⁴⁰ While we acknowledge that tendinous tissues length changes must be seen in light of this limit, the changes in fascicle length remain valid. Since our main results are directly inferred from these length changes, the potential bias in estimating tendinous tissues length would not influence the main conclusions of our study. Considering the difficulty of the drop landing task, we only included the best trial per condition for the data analysis. In order to compare GM and VL behavior, this trial was chosen considering the reliability in the landing mechanics and the quality of ultrasound data. This choice prevented us to assess the reliability of our fascicle length measurement. Finally, due to our single ultrasound scanner, we were not able to track both muscles at the same time, and the procedure involved repeating the protocol twice. However, we found good reliability in the mechanics of landing

measured at the global level, which is in line with a previous work on landing from a hang bar (ie, height standardization) that revealed ICC coefficients ranging from 0.79 to 0.93.⁴¹

5 | CONCLUSION AND PERSPECTIVES

The present study demonstrated that, during drop landing, tendinous tissues of both gastrocnemius medialis and vastus lateralis act as shock absorbers by rapidly stretching and storing elastic energy, which is then released to the fascicles and dissipated through active muscle lengthening. A previous study showed that mechanical loading up to ~2 times body weight did not influence GM fascicle stretch or lengthening velocity.¹⁷ The present study demonstrated that GM behavior remains similar for landings with GRF up to ~12 times body weight indicating that the elastic structures absorb mechanical energy to protect GM fascicles from potential damage and injury. In addition, novel evidence was provided that VL fascicle behavior differs by increasing its contribution to the muscle-tendon unit elongation as the landing height increased. This study showed that simultaneous analyses of fascicle-tendon interactions and muscle activity involved in multijoint braking actions, especially at high intensity, allow to improve our understanding of the energy dissipation process in humans.

Among different perspectives, further studies could focus on the effect of surface mechanical properties on the fascicletendon damping responses during landing. As human lands, energy is absorbed and released by the surface depending on its intrinsic mechanical properties and at the end dissipated by muscle fascicles. Specifically, energy storage is a function of both surface stiffness and deformation. Hence, the transfer of mechanical energy between the body and the surface can have a considerable influence on athletic performance. Such investigations would be paramount to determine whether these interfaces influence the risk of injury in sports tasks like tendinopathies.²⁰

ACKNOWLEDGEMENTS

Enzo Hollville is funded by the Natural Grass company. We warmly thank Hugo Hauraix for his technical support.

CONFLICT OF INTEREST

No conflict of interest, financial or otherwise, is declared by the authors.

ORCID

Giuseppe Rabita D http://orcid.org/0000-0002-0548-3019

REFERENCES

- Proske U, Morgan DL. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *J Physiol*. 2001;537(Pt 2):333-345.
- Lindstedt SL, LaStayo PC, Reich TE. When active muscles lengthen: properties and consequences of eccentric contractions. *News Physiol Sci.* 2001;16:256-261.
- Griffiths RI. Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *J Physiol.* 1991;436:219-236.
- Konow N, Azizi E, Roberts TJ. Muscle power attenuation by tendon during energy dissipation. *Proc Biol Sci.* 2012;279(1731):1108-1113.
- Konow N, Roberts TJ. The series elastic shock absorber: tendon elasticity modulates energy dissipation by muscle during burst deceleration. *Proc Biol Sci.* 1804;2015(282):20142800.
- Roberts TJ, Azizi E. The series-elastic shock absorber: tendons attenuate muscle power during eccentric actions. *J Appl Physiol* (1985). 2010;109(2):396-404.
- Cronin NJ, Lichtwark G. The use of ultrasound to study muscletendon function in human posture and locomotion. *Gait Posture*. 2013;37(3):305-312.
- Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, Fukashiro S, Kanehisa H, Maganaris CN. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc Biol Sci.* 2001;268(1464):229-233.
- Ishikawa M, Finni T, Komi PV. Behaviour of vastus lateralis muscle-tendon during high intensity SSC exercises in vivo. *Acta Physiol Scand*. 2003;178(3):205-213.
- Kurokawa S, Fukunaga T, Fukashiro S. Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. J Appl Physiol (1985). 2001;90(4):1349-1358.
- Alexander RM, Bennet-Clark HC. Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature*. 1977;265(5590):114-117.
- Hicks KM, Onambele-Pearson GL, Winwood K, Morse CI. Gender differences in fascicular lengthening during eccentric contractions: the role of the patella tendon stiffness. *Acta Physiol* (*Oxf*). 2013;209(3):235-244.
- Guilhem G, Doguet V, Hauraix H, et al. Muscle force loss and soreness subsequent to maximal eccentric contractions depend on the amount of fascicle strain in vivo. *Acta Physiol (Oxf)*. 2016;217(2):152-163.
- Reeves ND, Narici MV. Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. J Appl Physiol (1985). 2003;95(3):1090-1096.
- Penailillo L, Blazevich AJ, Nosaka K. Muscle fascicle behavior during eccentric cycling and its relation to muscle soreness. *Med Sci Sports Exerc*. 2015;47(4):708-717.
- Spanjaard M, Reeves ND, van, Dieen JH, Baltzopoulos V, Maganaris CN. Gastrocnemius muscle fascicle behavior during stair negotiation in humans. *J Appl Physiol (1985)*. 2007;102(4):1618-1623.
- Werkhausen A, Albracht K, Cronin NJ, Meier R, Bojsen-Moller J, Seynnes OR. Modulation of muscle-tendon interaction in the human triceps surae during an energy dissipation task. *J Exp Biol.* 2017;220(Pt 22):4141-4149.
- Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011;21(4):602-609.
- McNitt-Gray JL. Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. J Biomech. 1993;26(9):1037-1046.

- Bisseling RW, Hof AL, Bredeweg SW, Zwerver J, Mulder T. Relationship between landing strategy and patellar tendinopathy in volleyball. *Br J Sports Med.* 2007;41(7):e8.
- Yeow CH, Lee PV, Goh JC. Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *Knee*. 2010;17(2):127-131.
- Galindo A, Barthelemy J, Ishikawa M, et al. Neuromuscular control in landing from supra-maximal dropping height. J Appl Physiol (1985). 2009;106(2):539-547.
- Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait Posture*. 2005;21(1):85-94.
- Finni T, Ikegawa S, Lepola V, Komi PV. Comparison of forcevelocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiol Scand*. 2003;177(4):483-491.
- Grieve D, Pheasant S, Cavanagh PR. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: Asmussen E, Jorgensen K, eds. *Biomechanics VI-A*. Baltimore, MA: University Park Press; 1978:405-412.
- Visser JJ, Hoogkamer JE, Bobbert MF, Huijing PA. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1990;61(5–6):453-460.
- 27. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*, 4th edn. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons; 2009.
- Blazevich AJ, Gill ND, Zhou S. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. J Anat. 2006;209(3):289-310.
- Cronin NJ, Carty CP, Barrett RS. Lichtwark G. Automatic tracking of medial gastrocnemius fascicle length during human locomotion. J Appl Physiol (1985). 2011;111(5):1491-1496.
- Gillett JG, Barrett RS, Lichtwark GA. Reliability and accuracy of an automated tracking algorithm to measure controlled passive and active muscle fascicle length changes from ultrasound. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2013;16(6):678-687.
- Azizi E, Roberts TJ. Geared up to stretch: pennate muscle behavior during active lengthening. J Exp Biol. 2014;217(Pt 3):376-381.
- Brainerd EL, Azizi E. Muscle fiber angle, segment bulging and architectural gear ratio in segmented musculature. *J Exp Biol.* 2005;208(Pt 17):3249-3261.

- Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32(4):812-819.
- Chleboun GS, Harrigal ST, Odenthal JZ, Shula-Blanchard LA, Steed JN. Vastus lateralis fascicle length changes during stair ascent and descent. J Orthop Sports Phys Ther. 2008;38(10):624-631.
- Prilutsky BI, Zatsiorsky VM. Tendon action of two-joint muscles: transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *J Biomech.* 1994;27(1):25-34.
- Hansen P, Bojsen-Moller J, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP. Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21(1):54-58.
- Lichtwark GA, Wilson AM. In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *J Exp Biol.* 2005;208(Pt 24):4715-4725.
- Peltonen J, Cronin NJ, Stenroth L, Finni T, Avela J. Viscoelastic properties of the Achilles tendon in vivo. *Springerplus*. 2013;2(1):212.
- Brennan SF, Cresswell AG, Farris DJ, Lichtwark GA. In vivo fascicle length measurements via B-mode ultrasound imaging with single vs dual transducer arrangements. *J Biomech*. 2017;64:240-244.
- Zelik KE, Franz JR. It's positive to be negative: Achilles tendon work loops during human locomotion. *PLoS One*. 2017;12(7):e0179976.
- Kernozek TW, Torry MR, VanHoof H, Cowley H, Tanner S. Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Med Sci Sports Exerc*. 2005;37(6):1003– 1012; discussion 1013.

How to cite this article: Hollville E, Nordez A, Guilhem G, Lecompte J, Rabita G. Interactions between fascicles and tendinous tissues in gastrocnemius medialis and vastus lateralis during drop landing. *Scand J Med Sci Sports*. 2018;00:1–16. https://doi.org/10.1111/sms.13308

Etude n°2 :

Comment les propriétés des surfaces affectent les interactions faisceau-tendon lors d'une réception ?

How surface properties affect fascicle-tendon interactions during drop landing?

Publication associée :

Hollville, E., Nordez, A., Guilhem, G., Lecompte, J., & Rabita, G. How surface properties affect fascicle-tendon interactions during drop landing?. *Scand J Med Sci Sports* submitted

Communication associée :

Hollville, E., Nordez, A., Guilhem, G., Lecompte, J., & Rabita, G. (2018). Influence of surface properties on fascicle-tendon interactions during drop landing. 23rd congress of the European college of sport science. Dublin, Irlande



How surface properties affect fascicle-tendon interactions during drop landing?

Journal:	Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports
Manuscript ID	Draft
Manuscript Type:	Original Article
Date Submitted by the Author:	n/a
Complete List of Authors:	Hollville, Enzo; French Institute of Sport (INSEP), Research Department, Laboratory Sport, Expertise and Performance (EA 7370); NG lab, Natural Grass, Nordez, Antoine; University of Nantes, "Motricité, Interactions, Performance" (EA 4334), UFR STAPS; Guilhem, Gaël; Institut National du Sport et de l'Education Physique, Research department Lecompte, Jennyfer; NG lab, Natural Grass; LBM - Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech Rabita, Giuseppe; Naional institute of Sport and Physical Education - INSEP, Research Department
Keywords:	



Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports - PROOF

Abstract

Muscle-tendon units are forcefully stretched during rapid deceleration events such as landing. Yet, tendons act as shock absorbers by buffering the negative work done by the muscle fascicles likely to protect against muscle damage. Landing surface properties can also modulate the amount of energy dissipated by the body which can in turn affect the risk of injury. This study aimed at evaluating the influence of three different surfaces on the muscle-tendon interactions of gastrocnemius medialis (GM) and vastus lateralis (VL) during single and double-leg landings from 50 cm. Ultrasound images, muscle activity and joint kinematics were collected from 12 participants. Surface testing revealed large differences in mechanical behavior. During single-leg landing, the stiffer surface increased VL fascicle lengthening and velocity, and muscle activity without joint kinematics differences while GM length changes remained constant between surfaces. Double-leg landing imposed a moderate load resulting in similar fascicles and tendinous tissues behavior despite greater knee flexion on the stiffer surface. This demonstrates that the VL fascicles contribution is greater when the surface stiffness increases, specifically during single-leg landing. Contrary to double-leg landing, the knee joint is overloaded when landing on one leg because of a limited range of motion and the increase in surface stiffness increases the mechanical demand taken up by fascicles. GM muscle-tendon interactions seem optimal between landing surfaces and types. Together, this suggests that surface damping properties mainly affect the VL muscle-tendon unit with a potential higher risk of injury as the surface stiffness increases when landing on one leg.

Key words: ultrafast ultrasound; muscle mechanics; stiffness; energy dissipation; lengthening contraction, sport surface

1. INTRODUCTION

A number of daily living task (e.g. step landing) as well as sport-specific task (jump-landing, downhill walking/running) imply to absorb and dissipate mechanical energy through active lengthening of lower limb muscle-tendon units ¹⁻⁵. These tasks are crucial because most of lower limb injuries tend to occur during rapid energy-dissipating events where muscle-tendon units withstand a large amount of mechanical work at ground contact. Recent works in animals showed that tendons act as power attenuators during dissipative tasks by buffering the shock in order to protect fascicles from high and fast lengthening contractions ^{3,6}. In humans, a couple of recent studies showed the relevance of this mechanical buffer action for the plantar flexor (*gastrocnemius medialis* and *soleus*)^{4,5} and knee extensor muscles (*vastus lateralis*)⁵.

There is evidence that playing surface is one of the risk factors associated with non-contact lower limb injury in team sports ^{7,8}. During landing, the amount of energy that athlete has to dissipate can substantially be influenced by the damping properties of the surface (such as the level of stiffness and viscosity) ⁹⁻¹⁵. Previous experimental and simulation studies observed a reduction of both vertical peak force and rate of force increase when landing on cushioning surfaces compared to stiffer surfaces (e.g. concrete) ^{9,12,15}. Hence, the transfer of mechanical energy between the human body and the surface can modulate the amount of energy dissipated by the human body. The knee joint is considered as the most commonly injured site in sports activities implying jump-landing sequences ^{7,16,17}. Typical injuries are linked to both passive (e.g. soft tissues) and active (i.e. muscle lengthening) mechanisms depending on the strategy used by the participant ¹⁵ which significantly varies with the mechanical demand associated with motor task (e.g. single vs. double leg landing ¹⁸; drop height ¹⁹), skills ^{9,20}, subjective evaluation of cushioning and landing surface properties ^{10,11,15}. For example, it has been shown that patellar tendinopathy may be related to repeated load exposure of the quadriceps muscletendon units during landing on a stiff surface ¹⁶. Because the nature of the coupling between contractile (muscle fascicles) and elastic component (tendinous tissues) may mitigate the load applied to each muscle, these interactions may in turn influence the risk of injury ^{7,15}. Considering that various sport activities involve repeated jump-landing sequences throughout a game, up to thousands over a season, it is crucial to consider the behavior of lower limb muscle-tendon units during these tasks regarding the influence of landing surface mechanical behavior.

The human-surface interaction has been widely studied to better understand the influence of surface properties on the mechanics and energetics of human locomotion (e.g. during hopping ^{21,22}), running ^{23,24}, walking ²⁵, jumping ¹⁴, landing ^{10,11,15}). Yet, to our knowledge, little is known about the mechanisms underlying such human body adjustments with different surfaces at the muscle-tendon interactions level.

The present study was designed to determine how surfaces with different mechanical properties influence the interplay between muscle fascicles and tendinous tissues of *gastrocnemius medialis* (GM) and *vastus lateralis* (VL) during a pure energy dissipation task of landing (i.e. double-leg and single-leg drop landings from 50 cm). Considering the different function of both muscles during landing (e.g. ^{4,5}), we hypothesized that the contribution of the VL fascicles to the muscle-tendon unit elongation would be higher with increasing surface stiffness, without affecting the fascicle behavior of GM. The GM tendon mechanical buffer action would thus preserve fascicles from high and fast lengthening contractions. In addition, we hypothesized that the single-leg drop landing task would involve additional strain on the musculoskeletal system, exacerbating differences in fascicles and tendinous tissues length changes between surfaces.

2. MATERIALS AND METHODS

2.1. Participants

Sixteen recreationally-active men (age: 24.8 ± 2.2 years; height: 178.8 ± 6.8 cm; body mass: 72.2 ± 8.4 kg) volunteered to participate in the study. None of them had a history of severe lower limb injury and were free of lower limb injury in the year before the experiment. All participants were fully informed about the nature and aim of the study before they gave their written informed consent to participate. The study was approved by the local ethics committee (agreement n° 16/18) conducted in accordance with the Declaration of Helsinki.

2.2. Experimental protocol

All testing was carried out outdoor under a tent on three surfaces with different properties (Fig.1): a third-generation artificial turf, a hybrid turf and an athletic track (see details in surface configurations). Both the tent and materials were moved over the surfaces to repeat the protocol (Fig. 1). Participants performed a standardized warm-up comprising of ~10 min of running and dynamic stretching before being equipped. Each participant wore the same pair of football boots (Adidas, Herzogenaurach, Germany) throughout the protocol. They had ~10-15 min of

preparation with the drop landing movements, the shoes, the material used and the landing surfaces before starting the protocol. It is important to note that participants were aware of the surface during landing and were familiarized to it. It enabled them to have a normal behavior, similar to the one that can be used in sport practice. Participants achieved double-leg and single-leg drop landings from a box height of 50 cm over the surfaces in a random order. Three trials per landing type and surface were considered for further analysis. Participants received the same instructions as previously described in detail ⁵. Briefly, participants were instructed to drop from a box and to keep both hands on their waist throughout the movement. Participants chose their preferred strategy to land and all avoided excess straight legs or bent legs landings ^{5,10,11}. Single-leg landings were performed on the dominant right leg which was also the leg chosen for all measures throughout the protocol.



Fig 1. Experimental setup. Three surfaces were tested: a hybrid turf (a), an artificial turf (b) and an athletic track (c). The experiments were realized under a tent (d) which was moved with materials throughout a protocol. A high-speed camera (e) was placed on the sagittal plane to record marker' coordinates. The frontal view of the experimental setup shows the two synchronized ultrafast ultrasound (f) used to record the fascicle length and pennation angle of the gastrocnemius medialis and vastus lateralis muscles during landings.

2.3. Surface configurations

All testing was carried out outdoor on three distinct surfaces: a third-generation artificial turf (~40 mm pile height, sand and rubber granules combined as infill, 15 mm shock pad), a hybrid turf (substrate made of cork, sand and micro-synthetic fibers, AirFibr®, Natural Grass, Paris, France) and an athletic track (polyurethane). Using the method described below, we showed the hybrid turf had similar mechanical characteristics than a natural turf.

An independent, regulated surface testing institution (Novarea, Gellainville, France) performed standardized mechanical tests to determine the surface properties according to the Fédération Internationale Football Association and International Rugby Board guidelines (see ²⁶). A

portable Advanced Artificial Athlete device (AAA; Deltec Equipment, Duiven, The Netherlands), was used to assess: i) the force reduction; ii) the vertical deformation under a given applied load (20kg mass dropped from 55mm onto a 2000 N/mm stiffness spring linked to a 70 mm diameter spherical plate) and iii) the energy restitution of the surface. This test attempt to reproduce the impact of an athlete's heel on the surface when running. For both turf surfaces, a separate test, the head injury criteria (HIC), was used to assess the critical fall height above which the athlete can sustain damage to the brain.

2.4. Data processing

All data were analyzed using custom-written Matlab scripts (The MathWorks, Natick, MA). The processing was focused between 150 ms before ground contact (detected as described below using footswitches) and the end of the landing phase (peak knee flexion angle, see below) 5 . After variables computation, all data were interpolated such that they all have an equal number of points (i.e. 101 points) to express them as a percentage of both pre-landing and landing phases. The trials considered for further analysis were selected on the following criteria: the same trial for GM and VL ultrasound acquisitions, concomitant good quality of ultrasound acquisitions of GM and VL and footswitches signals. Four subjects did not meet these criteria for at least one trial for one condition over 6 (3 landing surfaces × 2 landing types). Hence, data analysis was performed one trial per condition per subject, on 12 out of the 16 participants.

2.4.1. Kinematics

Landings were filmed from the right in the coronal plane with a 300 frame/s video camera (Casio Exilim EX-F1, Japan) (Fig. 1). Reflective markers were placed on the right following locations: the 5th metatarsal, lateral calcaneus, lateral malleolus, lateral femoral epicondyle, great trochanter and acromion. The locations were first digitized using Dartfish software (Dartfish ProSuite 9.0, Fribourg, Switzerland), then low-pass filtered (8 Hz) using a Butterworth 2nd-order and zero-phase-lag filter ²⁷. Three 2-dimensional joint angles were identified (ankle, knee, hip) and joint range of motion during landing were computed. Ground contact was detected at 2000 Hz using four footswitches (Kistler, Winterthur, Switzerland) fixed onto the right shoe sole. Footswitches signals were synchronized with electromyographic and ultrasound signals thanks to external triggers (DT 9804, Data Translation, Marlboro, MA). Kinematics data were synchronized based on foot-touchdown visual detection on the video and checked with the 5th metatarsal *y*-coordinate.

2.4.2. Ultrafast ultrasound

High-frame rate 2-dimensional B-mode ultrasound images were acquired from the GM and VL muscles using two ultrafast ultrasound systems (Aixplorer, Supersonic Imagine, Aix en Provence, France) synchronized with a common trigger to a digital converter. Linear transducers (5–12 MHz, 55 mm) were placed over muscle bellies and securely attached using custom-made equipment (Fig. 1). Raw signals were collected at 1 kHz then converted to B-Mode images through a classical beamforming procedure before being processed using an automatic tracking software ^{28,29}. As the probe field of view usually represents less than 50% of VL fascicle length, reliable measurements of the fascicle length were more challenging to obtain compared to the GM. In a recent study, Brennan et al. (2017) demonstrated that using two synchronized in series transducers avoid absolute fascicle lengths misestimation of the VL muscle compared to a single transducer extrapolation method ³⁰. However, these authors concluded that the use of a single transducer method is appropriate to compare conditions performed in one experimental session because of similar differences in muscle contraction dynamics within-participants ³⁰. In a pilot analysis, we compared the results of fascicle tracking from one transducer (the one placed at mid-portion of the VL) with those of two transducers during single and double-leg drop landings from 50 cm. Briefly, we observed up to 20% of fascicle lengthening overestimation for the single transducer method. However, the shape and the amplitude of fascicle length changes were very similar. In addition, when the fascicle length was normalized to the fascicle length at rest, we observed less than 5% of fascicle lengthening differences between the single and dual transducer methods. Considering these data, we chose to report fascicle length changes in both absolute (cm) and relative (L/Lrest) values obtained with one transducer.

Muscle fascicle length and pennation angle were low-pass filtered (30 Hz) using a Butterworth 2nd order and filter. The instantaneous length of GM and VL muscle-tendon units were estimated by the measurement of knee and ankle angles and anthropometric data ^{31,32}. The instantaneous length of GM and VL tendinous tissues were estimated as the difference between muscle-tendon unit length and the horizontal projection of fascicle length ^{4,5,27}. The muscle-tendon unit, fascicle and tendinous tissues lengths were derived to obtain velocities and we identified the peak lengthening velocities which occurred during the landing phase. For the prelanding phase, the fascicle length changes of the GM and VL were reported. For the landing phase, the fascicle, muscle-tendon unit and tendinous tissues lengthening amplitudes were reported for both muscles.

2.4.3. <u>Surface electromyography</u>

Surface electromyography (EMG) was recorded from GM and VL with a wireless device (Zerowire, Aurion, Italy) and bipolar silver/silver chloride surface electrodes (Blue Sensor Q-00-S, Baltorpbakken, Denmark). The electrodes were placed longitudinally with respect to the fibers' orientations. The skin was shaved and cleaned with alcohol and electrodes were placed over the skin with an inter-electrode distance of 20 mm. Raw EMG signals were pre-amplified, digitized at 2000 Hz, and then transmitted wirelessly to a remote unit. Raw EMG signals were bandpass filtered (10-450 Hz, 2nd-order Butterworth filter), and consistently analyzed with a 50 ms moving root mean square (RMS) window. The mean RMS EMG was computed during the pre-landing and landing phase and expressed as a percentage of the mean RMS EMG from the respective phase for the athletic track trial (i.e. the stiffest surface)³³. Due to the challenging aspect of fixing a transducer and EMG electrodes near the same location over the muscle belly (i.e. mainly for GM), we ensured of EMG signal quality for each trial by careful visualization and frequency domain analysis. Over the 12 remaining participants, we were able to analyze 7 participants for EMG data.

2.5. Statistical analyses

All data were expressed as mean \pm standard deviation. Statistical significance was set at *P* < 0.05. Statistical analyses were performed using Origin software (OriginPro 2018, OriginLab Corporation, Northampton, MA). One-way analysis of variance for repeated measures was used (n=12) to assess the effects of landing surface on: landing duration, joint range of motion, fascicle length changes during the pre-landing and landing phases, tendinous tissues and muscle-tendon unit lengthening during the landing phase and peak lengthening velocity of the muscle-tendon unit, fascicles and tendinous tissues for both GM and VL. Additionally, due to a low sample-size (n=7), rank-based nonparametric tests (Kruskal-Wallis H Test) were completed for EMG analyses in order to compare GM and VL muscle activity over the landing surfaces and to link the neuromuscular control of the movement relative to length changes. Non-parametric test was also used to compare the effect of the three landing surfaces on mechanical data. When the sphericity assumption was violated (Mauchly's test), a Geisser-Greenhouse correction was systematically used. Bonferroni post hoc analyses ($\alpha = 0.05$) were conducted for parametric tests while Dunn's test was used for nonparametric tests.
3. <u>RESULTS</u>

3.1. Mechanical testing of surfaces

Surface characteristics are reported in Table 1. Mechanical testing showed systematic differences between each surface for all parameters (all P<0.01). The artificial turf was the most force-absorbing and deformable surface (~65%, 9 mm), then the hybrid turf (~54%, 6 mm) and the athletic track (~28%, 2 mm). All surfaces significantly differed in their energy restitution capacity and HIC critical drop height values (HIC>1000) occurred at lower height for the artificial turf compared to the hybrid turf (2.1 m vs. > 3.0 m).

Table 1. Surface mechanical properties of the three landing surfaces tested: athletic track, hybrid turf and artificial turf. Force reduction is expressed in percentage of a reference value on concrete (\sim 6760 N). Three trials per test per surface were averaged. All landing surfaces were significantly different between them (all P < 0.01).

	Artificial turf Hybrid		Athletic track
Surface performance parameters	Mean \pm SD	$Mean \pm SD$	Mean \pm SD
Vertical deformation (mm)	9.1 ± 0.3 [#] *	6.0 ± 0.2 [#]	2.0 ± 0.1
Force reduction (%)	65.3 ± 1.7 **	53.5 ± 2.1 [#]	28.3 ± 0.5
Energy restitution (%)	37.5 ± 1.7 **	29.0 ± 1.8 [#]	65.0 ± 1.2
Head Injury Criteria (m)	2.1 ± 0.1 *	$>3 \pm 0$	

[#]Significantly different from athletic track

* Significantly different from hybrid turf

3.2. Single-leg drop landing

All parameters for single-leg drop landing are reported in Table 2 and patterns are depicted in Fig. 2. Landing duration was similar across the three surfaces (P=0.44). We found no significant effect of landing surface on joint kinematics during single-leg landing despite a trend towards greater hip (P=0.06) joints excursion by about 3° on the artificial turf and athletic track compared to the hybrid turf (Table 2).

GM muscle-tendon unit shortened at 150 ms until around 30 ms prior to ground contact and then lengthened until ~40% of the landing phase for all surfaces (Fig. 2E). We found no effect of landing surface on the GM muscle-tendon unit lengthening (P=0.66) and peak lengthening velocity (P=0.49). Similarly, we observed no difference between surfaces for GM tendinous tissues lengthening (P=0.36; Fig. 2G) and peak lengthening velocity (P=0.12) despite a higher rate of lengthening on the athletic track compared to the artificial turf ($+15\% \pm 18\%$) and hybrid turf ($+13\% \pm 20\%$) (P=0.12). GM fascicles actively shortened during the pre-landing phase (0.97-1.01 cm) and lengthened after ground contact (1.90-2.03 cm) without being affected by

landing surfaces (P=0.88 and 0.91, respectively; Table 2, Fig. 2C). No surface effect was found

for GM fascicle peak lengthening velocity (P=0.65).

Table 2. Joint kinematics (n=12), muscle-tendon interactions (n=12) and muscle activity (n=7) for gastrocnemius medialis and vastus lateralis muscles during single-leg drop landing task over three surfaces. Negative values of length changes correspond to shortening, positive values correspond to lengthening. Values are presented as mean \pm SD. Statistical significance was set at P < 0.05. Muscle activity is expressed as a percentage of the mean RMS values obtained for both phases on athletic track.

	Artificial turf	Hybrid turf	Athletic track	Statistics
Single-leg drop landing parameters	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	P values
Kinematics				
Landing duration (ms)	216 ± 53	100 + 46	208 + 40	0 11
Ankle range of motion (°)	52 ± 6	51 + 7	203 ± 40 52 + 9	0.56
Knee range of motion (°)	52 ± 0 53 ± 8	51 ± 7 50 ± 9	52 ± 9 54 ± 11	0.50
Hip range of motion (°)	29 ± 5	26 ± 7	29 ± 6	0.06
Gastrocnemius medialis				
Muscle-tendon unit behavior				
Lengthening amplitude (cm)	2.79 ± 0.49	2.71 ± 0.53	2.80 ± 0.63	0.66
Peak lengthening velocity (landing phase, cm.s ⁻¹)	$44.9~\pm~7.0$	43.2 ± 9.1	$44.6~\pm~10.6$	0.49
Fascicle behavior				
Length changes (pre-landing phase, cm)	-1.01 ± 0.42	-0.98 ± 0.36	-0.97 ± 0.31	0.88
Lengthening amplitude (landing phase, cm)	2.03 ± 0.98	1.90 ± 1.24	1.90 ± 0.94	0.91
Lengthening amplitude normalized (L/Lrest)	0.34 ± 0.14	0.32 ± 0.19	0.34 ± 0.22	0.93
Peak lengthening velocity (landing phase, cm.s ⁻¹)	29.0 ± 10.9	25.2 ± 11.4	27.6 ± 14.5	0.65
Peak lengthening velocity normalized (L/Lrest)	4.9 ± 2.1	4.4 ± 2.5	4.9 ± 3.4	0.71
Muscle activity (pre-activation phase %RMS)	121 + 39	109 + 30		0.78
Muscle activity (landing phase, %RMS)	114 ± 39	95 ± 33		0.25
Tendinous tissues behavior				
Lengthening amplitude (cm)	215 ± 0.69	215 ± 0.58	237 ± 0.85	0.36
Peak lengthening velocity (landing phase, cm s ⁻¹)	39.4 ± 8.3	40.3 ± 9.2	46.5 ± 14.5	0.12
Vastus lateralis				
Muscle-tendon unit behavior				
Lengthening amplitude (cm)	4.43 ± 0.70	4.31 ± 0.79	4.53 ± 0.78	0.19
Peak lengthening velocity (landing phase, cm.s ⁻¹)	$43.0~\pm~3.6$	41.9 ± 6.2	$44.2~\pm~3.6$	0.15
Fascicle behavior				
Length changes (pre-landing phase, cm)	$-0.13 \pm 0.53 *$	0.12 ± 0.42	$-0.25 \pm 0.57 *$	< 0.001
Lengthening amplitude (cm)	2.78 ± 0.94	2.43 ± 1.02 [#]	3.32 ± 1.12	0.008
Lengthening amplitude normalized (L/Lrest)	0.34 ± 0.12	0.30 ± 0.12 [#]	0.41 ± 0.14	0.006
Peak lengthening velocity (landing phase, cm.s ⁻¹)	38.5 ± 18.1	28.5 ± 8.6 [#]	45.0 ± 22.3	0.011
Peak lengthening velocity normalized (L/Lrest)	4.7 ± 1.7	3.5 ± 1.1 [#]	5.5 ± 2.5	0.012
Muscle activity (pre-activation phase, %RMS)	104 ± 25	113 ± 29		0.39
Muscle activity (landing phase, %RMS)	80 ± 15 [#]	93 ± 21		0.03
Tendinous tissues behavior				
Lengthening amplitude (cm)	2.52 ± 0.89	2.64 ± 0.96	2.26 ± 0.76	0.10
Peak lengthening velocity (landing phase, cm.s ⁻¹)	46.4 ± 17.3	41.7 ± 15.7	43.4 ± 13.3	0.67
[#] Significantly different from athletic track				
* Significantly different from hybrid turf				

VL muscle-tendon unit and fascicle lengths remained almost constant over the pre-landing phase before lengthening during the landing phase up to maximum knee flexion angle (Fig. 2F).

We did not find significant differences for muscle-tendon unit lengthening (P=0.19) and peak lengthening velocity (P=0.15) between surfaces during the landing phase (Table 2). Tendinous tissues displacements were similar between surfaces during the pre-landing phase and remained unchanged during the landing phase (P=0.10; Fig. 2H). Peak lengthening velocity of the tendinous tissues was not influenced by landing surface P=0.69). VL fascicles behavior was significantly different between surfaces during the pre-landing phase (P<0.001), with a slight shortening reported on both artificial turf and athletic track and a slight lengthening on hybrid turf (Table 2; Fig. 2D). The onset of VL fascicle lengthening occurred ~10-15 ms after ground contact and reached different peak length depending on the surface. This resulted in significant differences in lengthening amplitude between athletic track and hybrid turf, the latter exhibiting a lower lengthening by ~0.90 cm (P=0.008) (Fig. 2D; Table 2). We also observed that the rate of VL fascicle lengthening was affected by landing surface with athletic track inducing higher lengthening velocity than on hybrid turf (+37% ± 31%; P=0.011; Table 2).

During the pre-landing phase, GM and VL muscle activity was not significantly different between surfaces (P=0.39 and 0.78) (Table 2). GM muscle activity peaked about 50 ms, 45 ms and 30 ms before ground contact on artificial turf, hybrid turf and athletic track, respectively, then largely decreased during the landing phase when the muscle fascicles lengthened (Fig. 2A). During pre-landing, VL muscle activity increased from around 100 ms before ground contact while VL fascicles lengthened (Fig. 2B). A surface effect was observed for VL muscle activity during the landing phase where VL muscle exhibited higher activity on athletic track than on artificial turf by 20% \pm 15% (P=0.03) (Fig. 2B). No differences were observed for GM muscle activity during the landing phase (P=0.25).



Fig. 2. Averaged patterns of gastrocnemius medialis and vastus lateralis muscle activity (A & B), fascicle (C & D), muscle-tendon unit (D & E) and tendinous tissue length changes (G & H) during single-leg drop landings over three surfaces (black line: artificial turf; dark grey: hybrid turf; light grey: athletic track). Standard deviations are omitted for clarity. The vertical dotted line between the two phases indicates the instant of foot-ground contact.

3.3. Double-leg drop landing

All parameters for double-leg drop landing are reported in Table 3 and patterns are depicted in Fig. 3. During double-leg drop landing the knee joint range of motion was greater by about 6° and 5° on the athletic track than on the artificial and hybrid turf ($P \le 0.01$), respectively, while

no significant effect of landing surface was found for ankle (P=0.49) and hip (P=0.17) range of motion. No difference was observed for landing duration (P=0.33; Table 3).

Similarly to single-leg landing, we found no significant landing surface effect on GM muscletendon unit and tendinous tissues lengthening (P=0.33 and P=0.20; Fig. 3E, 3G) and peak lengthening velocity during the landing phase (P=0.13 and P=0.65; Table 3). GM fascicles length changes were unaffected by landing surface both during the pre-landing phase (i.e. shortening amplitude, P=0.11) and the landing phase (i.e. lengthening amplitude, P=0.73) (Table 3, Fig. 3C). The rate of GM fascicle lengthening was about 30 cm.s⁻¹ with no surface effect (P=0.98).

Table 3. Joint kinematics (n=12), muscle-tendon interactions (n=12) and muscle activity (n=7) for gastrocnemius medialis and vastus lateralis muscles during double-leg drop landing task over three surfaces. Negative values of length changes correspond to shortening, positive values correspond to lengthening. Values are presented as mean \pm SD. Statistical significance was set at P < 0.05. Muscle activity is expressed as a percentage of the mean RMS values obtained for both phases on athletic track.

	Artificial turf	Hybrid turf	Athletic track	Statistics
Double-leg drop landing parameters	Mean \pm SD	Mean \pm SD	Mean \pm SD	P values
Kinematics				
Landing duration (ms)	210 ± 49	205 ± 60	225 ± 52	0.33
Ankle range of motion (°)	51 ± 9	49 ± 8	50 ± 8	0.49
Knee range of motion (°)	54 ± 7 [#]	$55 \pm 9^{\#}$	60 ± 11	0.01
Hip range of motion (°)	35 ± 11	40 ± 14	41 ± 11	0.17
Gastrocnemius medialis				
Muscle-tendon unit behavior				
Lengthening amplitude (cm)	2.49 ± 0.69	2.36 ± 0.61	2.35 ± 0.54	0.33
Peak lengthening velocity (landing phase, cm.s ⁻¹)	42.3 ± 10.0	39.0 ± 9.3	40.6 ± 8.1	0.13
Fascicle behavior				
Length changes (pre-activation phase, cm)	-0.67 ± 0.31	-0.79 ± 0.36	-0.72 ± 0.33	0.11
Lengthening amplitude (landing phase, cm)	1.74 ± 0.42	1.78 ± 0.75	1.90 ± 0.86	0.73
Lengthening amplitude normalized (L/Lrest)	0.28 ± 0.06	0.29 ± 0.11	0.31 ± 0.13	0.73
Peak lengthening velocity (landing phase, cm.s ⁻¹)	29.4 ± 8.9	30.0 ± 10.6	29.4 ± 11.1	0.98
Peak lengthening velocity normalized (L/Lrest) EMG	4.8 ± 1.4	5.0 ± 1.9	4.9 ± 1.9	0.96
Muscle activity (pre-activation phase, %RMS)	109 ± 20	100 ± 38		0.23
Muscle activity (landing phase, %RMS)	126 ± 36	109 ± 41		0.56
Tendinous tissues behavior				
Lengthening amplitude (cm)	1.96 ± 0.73	1.75 ± 0.54	1.77 ± 0.66	0.20
Peak lengthening velocity (landing phase, cm.s ⁻¹)	38.6 ± 11.4	35.0 ± 11.8	37.0 ± 10.3	0.65

Vastus lateralis

Muscle-tendon unit behavior				
Lengthening amplitude (cm)	5.00 ± 0.71 [#]	5.01 ± 0.84 [#]	5.46 ± 0.70	0.02
Peak lengthening velocity (landing phase, cm.s ⁻¹)	42.5 ± 8.4	43.4 ± 10.4	48.7 ± 16.7	0.23
Fascicle behavior				
Length changes (pre-activation phase, cm)	0.47 ± 0.70	0.28 ± 0.88	0.48 ± 0.91	0.21
Lengthening amplitude (cm)	3.83 ± 1.44	3.62 ± 1.47	3.78 ± 1.30	0.82
Lengthening amplitude normalized (L/Lrest)	0.48 ± 0.17	0.46 ± 0.19	0.48 ± 0.17	0.79
Peak lengthening velocity (landing phase, cm.s ⁻¹)	45.3 ± 20.8	42.7 ± 14.1	40.5 ± 15.4	0.72
Peak lengthening velocity normalized (L/Lrest)	5.7 ± 2.5	5.3 ± 1.5	5.1 ± 1.9	0.77
EMG				
Muscle activity (pre-activation phase, %RMS)	119 ± 33	98 ± 43		0.57
Muscle activity (landing phase, %RMS)	95 ± 20	94 ± 25		0.86
Tendinous tissues behavior				
Lengthening amplitude (cm)	2.48 ± 0.74	2.72 ± 0.91	2.80 ± 0.83	0.30
Peak lengthening velocity (landing phase, cm.s ⁻¹)	43.8 ± 6.0 #*	47.0 ± 6.2	47.1 ± 4.0	0.004
# C1 1 1 1 0 0 1 1 1 1 1 1				

[#]Significantly different from athletic track

* Significantly different from hybrid turf

Due to a greater knee joint flexion, significative greater VL muscle-tendon lengthening was found during landing over the athletic track compared to artificial (+8% \pm 13%, 0.46 cm, P=0.38) and hybrid turf (+8% \pm 15%, 0.45 cm, P=0.043; Table 3, Fig. 3F). However, no surface effect was detected for peak lengthening velocity of VL muscle-tendon unit (P=0.23). Whereas VL tendinous tissues lengthening was not influenced by landing surface (P=0.30; Fig. 3H), VL tendinous tissues lengthening velocity was lower on artificial turf (by 7% \pm 13%, P=0.004) than on the athletic track and hybrid turf (Table 3). Unlike during single-leg landing, VL muscle fascicles were only elongated during the pre-landing phase (0.28-0.48 cm, P=0.21) and throughout the landing phase without being affected by the surface (P=0.82; Table 3, Fig. 3D). No significant differences were found between the three surfaces for VL fascicle peak lengthening velocity (P=0.72).

No surface effect was reported for GM and VL muscle activity across the three surfaces and for both phases (Table 3). GM muscle activity consistently peaked about 45 ms before ground contact across surfaces while low muscle activity was reported during the landing phase when the muscle fascicles lengthened. VL muscle activity increased from 75 ms before ground contact and reached a plateau about 25% of the landing phase while VL fascicles lengthened (Fig. 3A & 3B).



Fig. 3. Averaged patterns of gastrocnemius medialis and vastus lateralis muscle activity (A & B), fascicle (C & D), muscle-tendon unit (D & E) and tendinous tissue length changes (G & H) during double-leg drop landings over three surfaces (black line: artificial turf; dark grey: hybrid turf; light grey: athletic track). Standard deviations are omitted for clarity. The vertical dotted line between the two phases indicates the instant of foot-ground contact.

4. **DISCUSSION**

The aim of this study was to appraise the influence of surface properties on the behavior of *gastrocnemius medialis* and *vastus lateralis* during drop landing. In accordance with our hypotheses, GM fascicles behavior was not affected by landing surface properties while VL fascicle length changes and muscle activity were greater with increasing surface stiffness during single-leg drop landing. Although knee joint excursion was greater as the surface stiffness increased during double-leg drop landing, the landing surface properties did not substantially affect either GM and VL fascicle behavior or muscle activity. All these results and the mechanisms underlying such adjustments will be discussed specifically in the following sections.

4.1. Influence of surface on joint kinematics is trivial

Despite large differences in surface mechanical properties, moderate variations were observed on joint kinematics during both landing types. Knee joint was more bended on the athletic track than on the grass surfaces during double-leg drop landing by about 5°. This suggests that joint kinematics was moderately influenced by surface properties, which is in line with the results of McNitt-Gray et al. (1993) who reported only higher knee range of motion onto stiff compared to soft mat composition during double-leg drop landings¹¹. However, this moderate kinematic effect hints an essential difference in the mechanisms used to dissipate energy between single and double-leg landing. As previously noted by Yeow et al. (2010), the knee joint is able to respond more effectively against ground reaction forces via active knee flexion during doubleleg landing, compared to single-leg landing ¹⁸. The increased knee flexion over stiffer surface (athletic track) in double-leg landing may illustrate this active mechanism to dissipate energy ¹⁵. This regulation seems unwieldy in single-leg condition for which the limited knee range of flexion reduces shock absorption capacity and increases knee loading ¹⁸. Muscle-tendon-unit lengthening and the interaction between VL fascicles and tendinous tissues may be in turn impacted by this altered knee joint kinematics.

4.2. Landing surface: differential effects in muscle-tendon interactions between GM and VL

Length changes patterns of GM and VL muscle-tendon unit, fascicles and tendinous tissues during single and double-leg drop landings were very consistent with previous investigations ^{4,5} (Fig. 2 & 3). During double-leg drop condition, the larger VL muscle-tendon unit lengthening over the athletic track compared to the artificial and hybrid turf could be partly explained by the greater knee flexion over the stiffer surface. However surprisingly, there was no influence

of surface on fascicle-tendon interactions in GM or VL. These results could be due to the moderate load imposed on the lower extremity when landing on relatively compliant surfaces. Indeed, ankle, knee and hip joint kinematics, i.e. joint amplitude (Table 3) and spatiotemporal values (Table 3) obtained during double-leg landing from 50 cm in the present study were very close to those previously found during double-leg landing from 25 cm on a very stiff surface (i.e. force plate)⁵. This strongly suggests that the compliant surfaces tested in the present study reduced the mechanical demand experienced during landing from 50 cm compared to a stiff force plate and could explain the lack of differences at the muscle-tendon interaction level. The movement strategy adopted by an individual to achieve a task is included in a range of available solutions which is submitted to muscle-tendon basic properties and to the mechanical constrains associated with motor task ³⁴. An alternative explanation for the lack of surface effect on muscle-tendon interactions could arise from the moderate load imposed by double-leg landing. Such reduced mechanical constraint may increase the panel of possible muscle coordination, and in turn contribute to the substantial variability observed in muscle-tendon mechanics in the present study in this condition. This hypothesis is strengthened by the larger variability obtained in EMG activity patterns from VL muscle in double-leg versus single leg drop landing (Table 2 and 3).

During single-leg landing, no modulation of VL muscle-tendon unit behavior was observed between surfaces. However, the main result of this study was a greater contribution of VL fascicles to energy dissipation (increased lengthening and lengthening velocity) observed over the athletic track in comparison to the hybrid surface (Fig. 2D). In accordance with our hypothesis, VL fascicle contribution was higher on the stiffest surface. As previously mentioned, VL muscle is a critical contributor of energy dissipation as knee joint is recognized to adjust most of variations in the mechanical demand ^{11,19}. During single-leg landing, the knee joint flexion is constrained, which overloads the VL muscle-tendon unit without any modulation of the muscle-tendon unit lengthening. However, in response to an increase in surface stiffness, the rate and amplitude of VL lengthening increased. Similar alterations of the VL fascicle behavior during landing have been reported when the mechanical demand increased with drop height ⁵. Without being able to infer about potential landing kinetics differences among surfaces in the current study, we can assume that in addition to a greater loading on one leg (e.g. ~40% more ground reaction forces on one leg during single-leg than double-leg landing from 50 cm on a force plate ⁵, the athletic track surface would have imposed a greater mechanical demand than the artificial and hybrid turf surfaces. This could be explained by an increased peak ground reaction forces ^{9,15,20} or/and a higher loading rate on stiffest surfaces compared to a more deformable and cushioning surface ^{11,12,15} resulting in a higher rate of force development.

Unlike the VL, GM muscle-tendon interactions were unchanged between surfaces. This could be explained by a similar landing mechanics (similar magnitude of ankle and knee-joint excursion) as well as the low magnitude of joints deceleration at touchdown which is related to the moderate landing intensity. It seems likely that the behavior of the GM muscle-tendon unit was optimal thanks to the tendon buffer mechanism which participate to protect fascicles from high lengthening contractions ³ without being affected by surface stiffness.

4.3. Neuromuscular changes for landing on different surfaces

VL muscle activity during the pre-landing phase was similar between surfaces and landing types. During the landing phase, we only observed differences during single-leg landing with a larger burst of VL muscle activity during the first ~50 ms over the athletic track compared to the artificial turf. This higher VL muscle activity during single-leg landing on the athletic track allows for appropriate active knee flexion probably to cope with the greater mechanical load imposed on this surface. It also probably contributes to limit the knee flexion and fascicle lengthening. GM muscle pre-activity remained almost the same between surfaces and was higher during single-leg compared to double-leg landing. Considering that the neural strategy is adjusted as a function of the required muscle-tendon stiffness at touchdown ³⁵, this suggests that participants estimated that GM activation is appropriate to decelerate the ankle over the three surfaces in response to the greater mechanical demand during single-leg landing.

Without having been presented, we also computed joint kinematics at touchdown and found no effect of surface during both landing types. These results suggest that participants might have tended to use a 'default' extended position of the joints at touchdown ³⁵ probably because they expected that joints range of motion would be adequate after touchdown whatever the landing surface. This is somewhat surprising since changes in limb posture at contact have been shown to be an active adaptation that compensates for passive mechanical effects of the surface during running ³⁶. However, during landing, little or no modulation of lower limb orientation before touchdown has been reported on surface of different stiffness and would rely rather on skills level ²⁰. This result is supported by a similar pre-landing muscle activity of the GM and VL muscles during both landing types (Fig. 2A & 3B).

4.4. Surface effect on muscle-tendon interactions: practical implications for sport activity

Double-leg landing from 50 cm on tested surfaces seem of a similar request for muscle fascicles than landing from 25 cm on a force plate, which is stiffer. VL fascicle length changes were affected by the stiffness of the surface while GM fascicle behavior remained constant during single-leg landing independently of surface properties. Together these results demonstrate that a decrease in surface stiffness reduces landing intensity. Our approach enabled us to put in light changes in intrinsic mechanisms that cannot be seen with a conventional kinematic analysis. Landing after a jump height of 50 cm is relatively common in team sports ¹⁷. In our study, it seems that the stiffness of the three surfaces tested associated with the behavior of the muscletendon units protect the musculoskeletal system from excessive loading during double-leg drop landing executed from 50 cm. However, single-leg landing induced a greater musculoskeletal loading compared to double-leg landing with a reduced ability to attenuate shocks. This seems to be intensified by the level of surface stiffness as shown for the athletic track compared to hybrid turf with little or no modulation of the contribution of VL tendinous structures to the whole muscle-tendon unit lengthening. This could be detrimental for VL fascicles which are exposed to forcefully and faster lengthening contractions on the stiffer surface and potentially exposed to more muscle damage ³⁷. Moreover, exposing the patellar tendon to repetitive excessive loads on a stiff surface can lead to degenerative changes such as tendinopathy (overuse injuries) ^{16,17}. Despite the higher damping properties exhibited by the artificial turf compared to the athletic track, no significant biomechanical differences in athlete's landings was observed regarding these two surfaces. While additional investigations are required to better understand whether the substrate properties of the hybrid turf (e.g. mostly resiliency of the granulated cork) is able to lower impact forces during landing for energy dissipation purpose, our results clearly showed that the artificial turf lead to higher loads during landing (i.e. similar to an athletic track) contrary to the result found with mechanical AAA testing. This could highlight the biomechanical disadvantages associated with artificial turf that is commonly used in several sports and the important limitation of some simple "gold standard" mechanical surface testing to address the performance and safety complex question of sport surfaces ³⁸.

4.5. Limitations and methodological considerations

The present study was performed outdoor on the field. While such a technical challenge was completed (Fig. 1), this prevented us to measure landing kinetics data to fully understand what happened when the human body and the surface interacted under loading over different surfaces ^{14,15,21,22}. While we did not evaluate the reliability of fascicle measurements in dynamic

conditions a few studies reported satisfying test-retest reliability of dynamic changes in GM and VL muscle fascicle length and pennation angle ^{39,40}. Considering the low quality of some ultrasound images and the difficulty of fascicle tracking during drop landing (e.g. high movement frequency, lengthening extrapolation), we only included one trial per condition per subject for further analysis. A single trained operator carefully checked each remaining fascicle patterns ⁴⁰. Then, for each subject, one fascicle was identified on the initial image over the two muscles and kept for analysis across trials over the three landing surfaces.

Electromyographic analyses were performed over 7 out of the 12 remaining participants after data quality check. This was due to several issues concerning the EMG recordings on the field such as: the available space on the GM muscle for both transducer and electrodes, the noise due to landing impact, the duration of the experimentation with displacement of the materials over the three surfaces. Despite careful processing of EMG data, these data should be interpreted with caution regarding the small sample size. However, we found patterns and a level of muscle activity comparable to those obtained when landing in laboratory conditions ⁵. In addition, the decrease in muscle activity variability with loading is in line with the current motor control theories and strengthens the relevance of the EMG data considered in the present study.

5. <u>CONCLUSION AND PERSPECTIVES</u>

This study was designed to better understand the muscle-tendon mechanics involved in energy dissipation during drop landing over different surface. Such an investigation arises from the fact that both kinematics data and surface mechanical testing are not sufficient to provide insight on human-surface interaction. We demonstrated that surface properties may increase the negative work performed by the VL muscle-tendon unit when landing on one leg, as most-commonly observed at the muscle fascicle level. This is due to both surface stiffness increases and the landing task itself for which the restricted knee range of motion suggests a diminished shock absorption ability and an increase in knee loading. However, neither the GM fascicles length changes nor the tendon buffer mechanism were affected by landing surface and landing types suggesting a moderate load applied to the ankle on the surface tested. Finally, despite a greater active knee bending on the stiffest surfaces. While both surface properties and landing type can modulate energy dissipation withstood by the muscle fascicles, VL fascicles are particularly exposed from forcefully and fast lengthening contractions likely increasing the risk of muscle injury. Together, our results emphasize the crucial role of the interplay between

muscle fascicles and tendinous tissues when landing over various sports surfaces to better understand the modulation of mechanical energy exchange between the body and the surface.

Among different perspectives, further investigations should extend the spectrum of surface assessed in this study by investigating human landing on a range of elastic and damped surfaces ^{21,22,33}. It may be paramount to better understand how humans adapt their strategies to land depending on changes in surface mechanical properties and in what extent this may influence muscle-tendon interactions in combination with the neuromuscular control of movement.

6. <u>REFERENCES</u>

1. Lindstedt SL, LaStayo PC, Reich TE. When active muscles lengthen: properties and consequences of eccentric contractions. *News Physiol Sci.* 2001;16:256-261.

2. Hoffman BW, Cresswell AG, Carroll TJ, Lichtwark GA. Muscle fascicle strains in human gastrocnemius during backward downhill walking. *J Appl Physiol (1985)*. 2014;116(11):1455-1462.

3. Konow N, Roberts TJ. The series elastic shock absorber: tendon elasticity modulates energy dissipation by muscle during burst deceleration. *Proc Biol Sci.* 2015;282(1804):20142800.

4. Werkhausen A, Albracht K, Cronin NJ, Meier R, Bojsen-Moller J, Seynnes OR. Modulation of muscletendon interaction in the human triceps surae during an energy dissipation task. *J Exp Biol*. 2017;220(Pt 22):4141-4149.

5. Hollville E, Nordez A, Guilhem G, Lecompte J, Rabita G. Interactions between fascicles and tendinous tissues in gastrocnemius medialis and vastus lateralis during drop landing. *Scand J Med Sci Sports*. 2019;29(1):55-70.

6. Konow N, Azizi E, Roberts TJ. Muscle power attenuation by tendon during energy dissipation. *Proc Biol Sci.* 2012;279(1731):1108-1113.

7. Dufek JS, Bates BT. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Med.* 1991;12(5):326-337.

8. Walden M, Krosshaug T, Bjorneboe J, Andersen TE, Faul O, Hagglund M. Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. *Br J Sports Med.* 2015;49(22):1452-1460.

9. Nigg BM, Yeadon MR, Herzog W. The influence of construction strategies of sprung surfaces on deformation during vertical jumps. *Med Sci Sports Exerc.* 1988;20(4):396-402.

10. McNitt-Gray JL, Yokoi T, Millward C. Landing strategies used by gymnasts on different surfaces. *Journal of Applied Biomechanics*. 1994;10(3):237-252.

11. McNitt-Gray JL, Yokoi T, Millward C. Landing Strategy Adjustments Made by Female Gymnasts in Response to Drop Height and Mat Composition. *Journal of Applied Biomechanics*. 1993;9(3):173-190.

12. Fritz M, Peikenkamp K. Simulation of the influence of sports surfaces on vertical ground reaction forces during landing. *Med Biol Eng Comput.* 2003;41(1):11-17.

13. Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Energy and Performance Aspects in Sport Surfaces. In: Nigg BM, Cole G, Stefanyshyn DJ, eds. *Sport Surfaces-Biomechanics, Injuries, Performance, Testing and Installation*. University of Calgary; 2003.

14. Arampatzis A, Stafilidis S, Morey-Klapsing G, Bruggemann GP. Interaction of the human body and surfaces of different stiffness during drop jumps. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(3):451-459.

15. Skinner NE, Zelik KE, Kuo AD. Subjective valuation of cushioning in a human drop landing task as quantified by trade-offs in mechanical work. *J Biomech*. 2015;48(10):1887-1892.

16. Ferretti A. Epidemiology of jumper's knee. *Sports Med.* 1986;3(4):289-295.

17. Bisseling RW, Hof AL, Bredeweg SW, Zwerver J, Mulder T. Relationship between landing strategy and patellar tendinopathy in volleyball. *Br J Sports Med.* 2007;41(7):e8.

18. Yeow CH, Lee PV, Goh JC. Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *Knee*. 2010;17(2):127-131.

19. Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32(4):812-819.

20. McKinley P, Pedotti A. Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution. *Exp Brain Res.* 1992;90(2):427-440.

21. Ferris DP, Louie M, Farley CT. Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proc Biol Sci.* 1998;265(1400):989-994.

22. Farley CT, Houdijk HH, Van Strien C, Louie M. Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol (1985)*. 1998;85(3):1044-1055.

McMahon TA, Greene PR. The influence of track compliance on running. *J Biomech*. 1979;12(12):893-904.

24. Kerdok AE, Biewener AA, McMahon TA, Weyand PG, Herr HM. Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol (1985)*. 2002;92(2):469-478.

25. Lejeune TM, Willems PA, Heglund NC. Mechanics and energetics of human locomotion on sand. *J Exp Biol.* 1998;201(Pt 13):2071-2080.

26. Charalambous L, von Lieres Und Wilkau HC, Potthast W, Irwin G. The effects of artificial surface temperature on mechanical properties and player kinematics during landing and acceleration. *J Sport Health Sci.* 2016;5(3):355-360.

27. Kurokawa S, Fukunaga T, Nagano A, Fukashiro S. Interaction between fascicles and tendinous structures during counter movement jumping investigated in vivo. *J Appl Physiol (1985)*. 2003;95(6):2306-2314.

28. Cronin NJ, Carty CP, Barrett RS, Lichtwark G. Automatic tracking of medial gastrocnemius fascicle length during human locomotion. *J Appl Physiol (1985)*. 2011;111(5):1491-1496.

29. Gillett JG, Barrett RS, Lichtwark GA. Reliability and accuracy of an automated tracking algorithm to measure controlled passive and active muscle fascicle length changes from ultrasound. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2013;16(6):678-687.

30. Brennan SF, Cresswell AG, Farris DJ, Lichtwark GA. In vivo fascicle length measurements via B-mode ultrasound imaging with single vs dual transducer arrangements. *J Biomech*. 2017;64:240-244.

31. Grieve D, Pheasant S, Cavanagh PR. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: Asmussen E, Jorgensen K. Baltimore M, eds. *Biomechanics VI-A*. University Park Press1978:405-412.

32. Visser JJ, Hoogkamer JE, Bobbert MF, Huijing PA. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1990;61(5-6):453-460.

33. Moritz CT, Greene SM, Farley CT. Neuromuscular changes for hopping on a range of damped surfaces. *J Appl Physiol (1985)*. 2004;96(5):1996-2004.

34. Kutch JJ, Valero-Cuevas FJ. Challenges and new approaches to proving the existence of muscle synergies of neural origin. *PLoS Comput Biol.* 2012;8(5):e1002434.

35. Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait Posture*. 2005;21(1):85-94.

36. Hardin EC, van den Bogert AJ, Hamill J. Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(5):838-844.

37. Guilhem G, Doguet V, Hauraix H, et al. Muscle force loss and soreness subsequent to maximal eccentric contractions depend on the amount of fascicle strain in vivo. *Acta Physiol (Oxf)*. 2016;217(2):152-163.

38. Fleming P, Young C, Carré M. Mechanical testing and characterisation of sports surfaces. In: Dixon S, Fleming P, James I, Carré M, eds. *The Science and Engineering of Sport Surfaces*. Routledge ed.2015:46-89.

39. Aggeloussis N, Giannakou E, Albracht K, Arampatzis A. Reproducibility of fascicle length and pennation angle of gastrocnemius medialis in human gait in vivo. *Gait Posture*. 2010;31(1):73-77.

40. Kwah LK, Pinto RZ, Diong J, Herbert RD. Reliability and validity of ultrasound measurements of muscle fascicle length and pennation in humans: a systematic review. *J Appl Physiol (1985)*. 2013;114(6):761-769.

Etude n°3 :

Interactions muscle-tendon lors d'un saut : influence des propriétés de surfaces

Muscle-tendon interactions in jumping: influence of surface properties

ABSTRACT

Jump height is function of the mechanical work produced by the muscle-tendon units. A decoupling mechanism between muscle fascicles and joint motion allows the amplification of mechanical power thanks to the compliance of the series elastic elements and the neural control of movement. Surface properties can also contribute to the storage and release of elastic energy and affect jumping performance. This study aimed at evaluating the effect of three surfaces with different properties on the muscle-tendon interactions of the gastrocnemius medialis (GM) and vastus lateralis (VL) during a countermovement jump. Ultrasound images, muscle activity and joint kinematics were collected from 12 participants in outdoor conditions. Jumping performance was the same between surfaces (~35 cm). Both GM and VL fascicles length changes were similar between surfaces despite wide surface differences. As the surface stiffness decreased, both GM activity and tendinous tissues shortening velocity increased. This resulted in a greater GM muscle-tendon unit velocity and a greater ankle plantarflexion velocity late in the jump. These findings provide evidence that both muscle-tendon interactions and neuromuscular control of movement can be affected by surface properties during jumping. However, these adaptations were different between GM and VL muscles. We found an optimization of the GM muscle-tendon interactions through the higher muscle activation and greater tendinous tissues contribution as the surface stiffness decreased. Nevertheless, it is likely that the VL behavior was maximal when jumping over the stiffer surface which prevent additional increase of muscle activity or fascicle shortening over compliant surfaces.

Key words: ultrafast ultrasound; muscle fascicle; stiffness/compliance; sports surface; power amplification

1. INTRODUCTION

Jumping ability strongly depends on the mechanical power produced by the muscle-tendon units to propel the body by accelerating the center of mass through the transformation of joint rotation ¹⁻⁴. As such, the jumping performance could be analyzed on the light of the muscle tendon-unit behavior. Particularly, there is evidence for a decoupling mechanism between muscle fascicles and joint motion thanks to the compliance of series elastic elements within muscles and tendinous tissues (i.e. tendon, aponeuroses, connective tissues, titin; for review ⁵). This mechanism allows the amplification of muscle-tendon units power output produced by the muscle fascicles. Thus, tendinous tissues act in a catapult-like fashion by slowly storing elastic strain energy and very quickly releasing it to the fascicles ^{6,7}. These mechanical factors are regulated by the muscle activation levels during jumping which directly influence the power amplification by the series elastic elements ². A proximal-to-distal timing of leg muscle activation patterns from the hip to the ankle was previously reported ^{8,9} which is similar to the kinematics sequence of joint extension during jumping ^{8,10} This allows the appropriate transformation of rotations in joints into translation of the center of mass upward through the coordinated action of biarticular and monoarticular muscles during the propulsion ^{10,11}.

During common daily and sports tasks, the surface level is compressed under the body weight and can affect the movement efficiency, performance and risk of injury ¹²⁻¹⁴. When jumping on surface of different stiffness, the surface can play the role of an additional spring in series ^{15,16}. However, it seems that common indoor and outdoor sports surfaces do not improve or impair the jumping height during countermovement jumping even if the surface mechanical properties widely differ ^{17,18}. This can be explained by the low contribution of the surface spring to the total mechanical work performed during the propulsion causing by the small magnitude of surface deformation. A previous study during sprinting on tracks of different stiffness reported only a minor surface compression (< 1 cm) with no effect on sprint performance and leg mechanics ¹⁹. However, internal regulations may occur in order to maintain a similar performance under different surface conditions. These adjustments may be difficult to identify through classical measurements of joints kinematics or force data while they could be detected from neuromuscular ²⁰ or muscle-tendon interactions ²¹. Nevertheless, no study has considered these aspects when jumping on surfaces of different stiffness.

Therefore, the purpose of this study was to evaluate the effect of sports surfaces with different mechanical properties in muscle-tendon units, muscle fascicles and tendinous tissues behavior

of the *gastrocnemius medialis* (GM) and *vastus lateralis* (VL) and their respective activity levels during a maximal countermovement jump. Considering previous studies, the influence of surface properties would probably be marginal for the jumping performance due to small surface deformation. However, we hypothesized that surface properties would induce changes in the neuromechanics of jumping that may be revealed through the analysis EMG activity levels and fascicle-tendon interactions.

2. MATERIALS AND METHODS

2.1. Experimental protocol

Sixteen actives males (age: 24.8 ± 2.2 years; height: 178.8 ± 6.8 cm; body mass: 72.2 ± 8.4 kg) participated in this study after giving written informed consent. Data collected for this study were recorded at the same time as a previous study and therefore participants were the same (Hollville et al, 2019). The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the local ethics committee (agreement n° 16/18). Experimental protocol was performed outdoor under a tent which was moved successively over three surfaces with different properties (Fig.1A): a third-generation artificial turf, a hybrid turf and an athletic track (for details, see ²²). Each participant performed three maximal vertical CMJ without arm swing at preferred CMJ depths over the surfaces in a random order. All the participants were familiar with performing maximal jumping tasks and were aware of the objectives of this study.

Surface mechanical behavior was evaluated by an independent surface testing institution (Novarea, Gellainville, France) and both vertical deformation, force reduction and energy restitution were computed from acceleration-time signals as previously described elsewhere ²². Surfaces hardness homogeneity was controlled after each protocol between subjects to ensure similar conditions of performance between subjects.



Fig. 1. Representative plots of the raw data used for the processing. (A) Experimental setup outdoor under a tent which was moved along the protocol over the three surfaces (i.e. hybrid turf, synthetic turf and athletic track); Positions of the transducer and electrodes over the gastrocnemius medialis (B) and vastus lateralis (C) muscle belly. Four footswitches were placed over the insole of the right shoe and synchronized with the electromyographic data.

2.2. Kinematics

A single high-speed video camera (300 frame/s; Casio Exilim EX-F1, Japan) was used to record the two-dimensional positions of 6 reflective markers placed on the right part of the body at the following locations: the 5th metatarsal, lateral calcaneus, lateral malleolus, lateral femoral epicondyle, great trochanter and on the acromion. Marker coordinates were semi-automatically digitized (Dartfish ProSuite 9.0, Fribourg, Switzerland), low-pass filtered (8 Hz) ³ and used to compute ankle, knee and hip joint angles. To detect changes in the proximal-to-distal joint sequence due to surface properties, onset of joint extension was determined as the point at which angular velocity exceeded 50 deg.s^{-1 23}. Four footswitches (2000 Hz; Cometa systems, Milan, Italy) (Fig.1C) were used in order to synchronize jumping take-off with ultrasound data (Fig.1) and to compute jump height based on flight time ²⁴. Simultaneous take-off of both legs was visually checked. Kinematics data were synchronized with footswitches based on visual detection of take-off instant. Onset of countermovement motion was identified as when the velocity of a marker attached over the great trochanter was inferior to -0.05 m.s⁻¹. Onset of

propulsion phase (i.e. upward motion) was identified when the velocity of the same marker exceeded 0.05 m.s^{-1} (Fig.1) ²³.

2.3. Muscle-tendon unit mechanics

GM and VL muscle fascicles were simultaneously imaged at 500 Hz using two ultrafast ultrasound systems (Aixplorer, Supersonic Imagine, Aix en Provence, France) synchronized with a common trigger to a digital converter. Linear transducers (SL 15-4, 55 mm) were placed over muscle bellies (Fig.1A & 1B) and securely attached using a transducer support and elastic bandages. Muscle fascicle and aponeuroses length were tracked on B-mode images using a semi-automatic tracking software previously validated ^{25,26}. To improve fascicle length reliability between trials over the surfaces, the same fascicle was identified on the initial image of all trials for each participant. Considering the long fascicles of VL muscle for our transducer field of view, fascicle length changes were reported in both absolute (cm) and relative (i.e. divided by fascicle length at rest) values ²⁷. Muscle-tendon units' length were computed at each point in time based on joint angles and anthropometric models ^{28,29} while tendinous tissues length was estimated from muscle-tendon unit length, fascicle length and pennation angle (e.g. ^{3,23}). A velocity amplification ratio was computed between the muscle-tendon unit peak shortening velocity and the fascicle peak shortening velocity. This represented the amplification of the muscle-tendon unit velocity owing by the compliance of the tendinous tissues.

2.4. Surface electromyography

Surface electromyography (EMG) was recorded to measure muscle activity for the GM and VL using a wireless system (2000 Hz; Zerowire, Aurion, Italy) which was synchronized with footswitches and ultrasound via an external trigger. Bipolar electrodes were placed longitudinally with respect to the fascicle's alignment and the ultrasound position. Raw EMG data were processed with a custom Matlab (The MathWorks, Natick, MA, USA) script. The DC offset was removed from raw signals which were then bandpass filtered (10-450 Hz) and the RMS was calculated over consecutive windows of 50 ms. To look at the muscle activity when subjects going downward and upward, EMG data were averaged in two phases: the muscle activity during the last 100 ms of the countermovement (i.e. downward phase), and the muscle activity during the propulsion phase (i.e. upward phase). EMG data were normalized against the averaged values recorded on the athletic track surface ²⁰.

2.5. Data reduction and statistical analysis

Due to participant-specific low image quality, ultrasound data for four participants were excluded, resulting in N=12 for both GM and VL muscle-tendon interactions. Additionally, because of the complexity of placing EMG electrodes next to the ultrasound transducer, EMG data for two participants and four participants over the 12 remaining were erroneous, respectively for GM and VL, and were therefore excluded, resulting in N=10 for GM and N=8 for VL. The coefficient of variation (2-4% within-subject) and standard error of the mean (1.7-1.9 cm) for CMJ performance (i.e. highest jump) showed good intra-subject reliability. Thus, the best jumping trial per surface was used for statistical comparison.

All variables were analyzed from the downward motion initiation until the point of take-off. Statistical analysis was performed with Origin software (Origin Pro 2018, OriginLab Corporation, Northampton, MA, USA). Statistical effects of surface properties on muscle-tendon interactions (i.e. GM and VL muscle-tendon units, fascicles, tendinous tissues length changes and velocity and velocity amplification ratio) and joint kinematics (i.e. range of motion, angular velocity, timing of joint extension) were tested via one-way repeated-measures ANOVA while Kruskal-Wallis nonparametric tests with multiple comparisons were completed for muscle activation due to low sample size. For the ANOVA, a Greenhouse-Geisser correction was utilized when sphericity was violated. Bonferroni post hoc tests were running when the results were statistically significant (i.e. $P \le 0.05$).

3. <u>RESULTS</u>

Mechanical testing revealed systematic differences between surfaces (all P < 0.01) (Table 1). The artificial turf was considered as the most compliant surface due to greater force reduction and vertical deformation while the athletic track was the stiffest.

The CMJ performance was not significantly different between surfaces (P=0.66) with mean jump height ranging between 0.35-0.36 m (Table 1). Similar jump height was associated with similar duration of the countermovement (P=0.52) and propulsion phase (P=0.23) meaning that all participants took the same time for performing CMJ whatever the surface. Joint timing of extension showed a proximal-to-distal sequencing with hip extension (at the beginning of the propulsion phase) followed by knee extension (~15% of the propulsion phase) and finally followed by ankle plantar flexion (~33%; Table 1). This joint sequence was not influenced by surface properties with constant timing of extension across joints (P:0.33-0.69; Table 1). Joint range of flexion during the countermovement phase (ankle: P=0.80; knee: P=0.25; hip: P=0.97)

and joint range of extension during the propulsion part of the jump (ankle: P=0.88; knee: P=0.61; hip: P=0.61) were similar between surfaces. There was a significant difference in peak ankle angular velocity during the propulsion phase (P=0.027). The hybrid turf exhibited larger ankle plantar flexion velocity compared to the athletic track (P=0.041) while a trend was reported for the artificial turf compared to the athletic track (P=0.08) (Table 1). However, the peak knee and hip angular velocities were not different between surfaces (respectively, P=0.31 and P=0.87).

Table 1. Surface mechanical properties and kinematics da	ata during the	e countermovement	jump over	three surfaces.	Values are p	presented
as mean ± SD. Statistical significance was set at P < 0.05						

	Artificial turf	Hybrid turf	Athletic track	Statistics
Parameters	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean [±] SD	P values
Surface mechanical behavior				
Force reduction (%)	65 ± 2 *#	55 ± 2 *	28 ± 1	< 0.001
Vertical deformation (cm)	9.0 ± 0.3 *#	$6.3 \pm 0.5 *$	2.1 ± 0.1	< 0.001
Energy restitution (%)	38 ± 2 *#	29 ± 2 *	65 ± 1	< 0.001
Kinematics				
Jump height (cm)	$35.7~\pm~5.8$	$35.3~\pm~6.6$	$35.9~\pm~6.6$	0.66
Downward duration (s)	$420~\pm~53$	$418~\pm~49$	$432~\pm~48$	0.52
Upward duration (s)	$251~\pm~37$	$246~\pm~37$	$259~\pm~45$	0.23
Ankle dorsiflexion (downward)	23 ± 4	23 ± 3	22 ± 4	0.80
Knee flexion (downward, in °)	72 ± 11	68 ± 12	71 ± 13	0.25
Hip flexion (downward, in °)	87 ± 14	87 ± 14	87 ± 13	0.97
Ankle plantar flexion (upward, in °)	56 ± 6	55 ± 5	56 ± 7	0.88
Knee extension (upward, in °)	74 ± 10	73 ± 10	75 ± 12	0.61
Hip extension (upward, in °)	83 ± 11	84 ± 10	84 ± 10	0.61
Ankle peak extension velocity (in °/s)	641 ± 51	646 ± 53 *	$603~\pm~53$	0.041
Knee peak extension velocity (in °/s)	656 ± 70	$677~\pm~73$	$658~\pm~69$	0.31
Hip peak extension velocity (in °/s)	526 ± 49	528 ± 46	524 ± 44	0.87
Joint extension sequence				
Hip (% of the upward phase)	0 ± 8	0 ± 11	0 ± 9	0.94
Knee (% of the upward phase)	16 ± 5	13 ± 3	18 ± 5	0.47
Ankle (% of the upward phase)	33 ± 9	35 ± 7	30 ± 10	0.33

* Significantly different from the athletic track

Significantly different from the hybrid turf

The GM and VL muscle-tendon interactions are depicted in Fig.2. During the countermovement phase, GM fascicles underwent ~2 mm of lengthening before starting to actively shorten toward the end of the downward motion (Fig.2C). GM muscle activity during the last 100 ms of the downward motion was significantly different between surfaces with higher muscle activity on the artificial turf than on the athletic track (P=0.047; Fig.2A). In the meantime, GM tendinous tissues slowly lengthened from the beginning of the downward motion until ~40% of the CMJ

(Fig.2G), corresponding to the onset of fascicle shortening and muscle activation, before being more elongated at the end of the downward motion. GM muscle-tendon unit length slightly increased before being constant when fascicles actively shortened (Fig.2E). VL muscle-tendon lengthened during the downward motion without surface effect (P=0.47; Fig.2F, Table 2). This was mainly driven by active fascicle lengthening (Fig.2D) with similar lengthening amplitude (P=0.77) and muscle activity (P=0.31) between surfaces (Table 2).

Table 2. Muscle-tendon interactions (n=12) and muscle activity (n=10 in GM and 8 in VL) for gastrocnemius medialis and vastus lateralis muscles during CMJ over three surfaces. A negative value of length changes corresponds to shortening. Values are presented as mean \pm SD. Statistical significance was set at P < 0.05. Muscle activity is expressed as a percentage of the mean RMS values obtained for both phases on the athletic track.

	Artificial turf	Hybrid turf	Athletic track	Statistics
Parameters	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean [±] SD	P values
Gastrocnemius medialis				
Muscle-tendon unit behavior				
Shortening amplitude (cm)	-5.0 ± 0.9	-4.9 ± 0.7	-4.9 ± 0.7	0.68
Peak shortening velocity (cm.s ⁻¹)	64.1 ± 8.4 *	63.9 ± 6.1 *	59.0 ± 7.1	0.022
Fascicle behavior				
Shortening amplitude (cm)	-2.5 ± 0.6	-2.5 ± 0.6	2.5 ± 0.7	0.90
Normalized shortening amplitude (L/Lrest)	-0.40 ± 0.11	-0.39 ± 0.11	-0.39 ± 0.09	0.84
Peak shortening velocity (cm.s ⁻¹)	16.1 ± 5.0	$18.9~\pm~7.8$	18.2 ± 6.9	0.13
Velocity amplification	4.4 ± 1.5	3.9 ± 1.6	3.7 ± 1.5	0.20
Tendinous tissues behavior				
Lengthening amplitude (cm)	1.4 ± 0.5	1.2 ± 0.6	1.1 ± 0.6	0.08
Shortening amplitude (cm)	$-3.5 \pm 0.7 *$	-3.1 ± 0.4	-3.0 ± 0.7	0.021
Peak shortening velocity (cm.s ⁻¹)	57.1 ± 10.1 *	52.6 ± 7.9	47.3 ± 11.7	0.002
Vastus lateralis				
Muscle-tendon unit behavior				
Lengthening amplitude (cm)	$4.7~\pm~0.6$	4.6 ± 0.7	4.6 ± 0.7	0.47
Shortening amplitude (cm)	-4.8 ± 0.5	-4.9 ± 0.6	-4.8 ± 0.5	0.62
Peak shortening velocity (cm.s ⁻¹)	52.0 ± 5.6	53.8 ± 6.4	51.6 ± 5.0	0.27
Fascicle behavior				
Lengthening amplitude (cm)	4.2 ± 1.3	4.4 ± 1.4	4.1 ± 2.0	0.77
Normalized lengthening amplitude (L/Lrest)	$0.53~\pm~0.16$	$0.53~\pm~0.13$	$0.47~\pm~0.17$	0.34
Shortening amplitude (cm)	-4.5 ± 1.3	-4.6 ± 1.3	-4.3 ± 1.6	0.94
Normalized shortening amplitude (L/Lrest)	-0.57 ± 0.17	-0.56 ± 0.14	-0.51 ± 0.16	0.43
Peak shortening velocity (cm.s ⁻¹)	37.0 ± 15.8	33.7 ± 10.6	35.7 ± 17.5	0.65
Velocity amplification	1.7 ± 0.6	1.8 ± 0.8	1.8 ± 0.9	0.78
Tendinous tissues behavior				
Lengthening amplitude (cm)	1.6 ± 0.9	1.5 ± 1.1	1.5 ± 1.2	0.91
Shortening amplitude (cm)	-1.7 ± 0.8	-1.6 ± 0.8	-1.6 ± 1.0	0.95
Peak shortening velocity (cm.s ⁻¹)	$34.0~\pm~6.8$	$30.5~\pm~10.9$	$33.6~\pm~12.6$	0.51
Myoelectrical activity				
Gastrocnemius medialis (%, downward phase)	155 ± 59 *	$122~\pm~55$		0.047
Vastus lateralis (%, downward phase)	127 ± 40	103 ± 22		0.31
Gastrocnemius medialis (%, upward phase)	129 ± 34 *	$128 \pm 42 *$		0.022
Vastus lateralis (%, upward phase)	99 ± 25	107 ± 21		0.62

* Significantly different from athletic track

During the subsequent propulsion phase, GM and VL fascicles actively shortened until jumping take-off without being affected by surface properties (P=0.90 and P=0.94, respectively; Fig.2C

& 2D; Table 2). Mean EMG amplitude of the GM peaked at ~80-85% of the CMJ (Fig.2A) with a surface effect (P=0.022) before decreasing until take-off. GM exhibited a higher muscle activity on the artificial turf (P=0.040) and hybrid turf (P=0.045) compared to the athletic track by about 30% (Table 2). Mean VL EMG peaked at ~70% of the CMJ (Fig.2B) and no difference of muscle activation was reported between surfaces (P=0.62). Both GM and VL peak fascicle shortening velocities were not influenced by surface (P=0.13 & P=0.65, respectively). GM muscle-tendon unit started to shorten at ~75-80% of the CMJ (Fig.2E) and shortened with the same amplitude between surfaces (P=0.68) but at a different rate of shortening (P=0.022). The peak velocity on the artificial turf (P=0.042) and hybrid turf (P=0.047) was greater than on the athletic track (Table 2). There was a trend for higher GM tendinous tissues lengthening on the artificial turf than on the athletic track (P=0.08) during the period of energy storage (Fig.2G). During the release of elastic energy by GM tendinous tissues at ~85% of the CMJ (Fig.2G), the tendinous tissues shortening (P=0.002) and peak velocity (P=0.021) were significantly higher on the artificial turf compared to the athletic track (Table 2). VL muscletendon unit shortened from 65-70% of the CMJ without alteration by surface properties (P=0.62; Fig.2F). During the propulsion phase of the jump, neither VL tendinous tissues lengthening (P=0.91) nor subsequent shortening (P=0.95) were different between surfaces (Fig.2H). The VL muscle-tendon unit and tendinous tissues peak shortening velocities were similar (P=0.47 & P=0.95, respectively) between surfaces during the propulsion phase (Table 2). The GM muscle-tendon unit velocity revealed a ~4-fold greater velocity than fascicles thanks to the amplification role of tendinous tissues owing to elastic recoil but was not affected by surface properties (P=0.20; Table 2). This ratio was lower for the VL (~1.8-fold) and remained similar between surfaces (P=0.78; Table 2).



Figure 2. Averaged patterns of gastrocnemius medialis muscle activity (A), fascicle (C), muscle-tendon unit (E) and tendinous tissue (G) length changes during the countermovement jump over three surfaces. Averaged patterns of vastus lateralis muscle activity (B), fascicle (D),

muscle-tendon unit (F) and tendinous tissue (H) length changes during the same movement over the same surfaces. Dark grey line: artificial turf; light grey line: hybrid turf; black line: athletic track. Standard deviations are omitted for clarity. The vertical shaded area represents the mean time at which the participants started the propulsion.

4. DISCUSSION

Although CMJ performance remained unchanged between surface, GM tendinous tissues increased their contribution with surface compliance. These differences between surface were associated with a higher GM muscle activity during the propulsion on the artificial and hybrid turf in comparison to the stiffer surface condition. This behavior resulted in greater ankle plantar flexion velocity late in the jump, which mainly explained the similar jump performance despite the different mechanical properties of surfaces. However, contrary to our hypothesis, no difference in fascicle length was observed between surface. Finally, regarding the VL muscle, the surface did not influence muscle-tendon interactions and myoelectrical activity.

4.1. No or trivial surface effect on jumping performance and kinematics

The greater potential of deformation of the artificial turf compared to the athletic track and to a lower degree to the hybrid turf could have resulted in greater energy dissipation during jumping. However, we observed no difference of CMJ performance between surfaces suggesting both minor surface compression and some adaptations of the participants to the surfaces in order to reach the same height. This result is in accordance with previous studies which found similar jumping height during CMJ on different typical indoor sports surfaces ¹⁷ and between grass surfaces (two natural grass and an artificial turf) and a force plate ¹⁸ despite large differences in surface properties. Hence, surface influence seems negligible for the CMJ performance.

Regarding joint kinematics, a proximal-to-distal joint sequence was found during CMJ in all surfaces with similar timing of joint extension. A lot of studies highlighted the importance of this temporally coordinated sequence at the joint kinematics and kinetics level and leg muscle activation patterns^{8,10} in order to optimize the transformations of joint rotation into translation of the center of mass as well as to optimize the alignment of the ground reaction force ^{8,11}. Our results suggest that the jumping coordination remains the same on sports surfaces with different stiffness which is line with the study of Giatsis et al. ³⁰. Similar joint range of motion (i.e. flexion and extension) and time to perform the preparatory countermovement and propulsion were found between surfaces. However, we observed that participants increased their ankle plantar flexion velocity on the hybrid turf (+7 ± 9%) and artificial turf (+6 ± 8%) compared to

the athletic track which could be a strategy to counteract the increase in surface compliance and partly explain the similar jumping height between surface.

4.2. Surface effect on muscle activity

Both GM and VL muscle activity gradually increased during the countermovement before peaking during the propulsion ⁸. However, we observed an increase in GM EMG amplitude as the surface compliance increased in both phases. GM muscle activity was higher on the artificial turf compared to the athletic track during the countermovement by about $55 \pm 59\%$. Thereafter, during the first half of propulsion (Fig. 2A), we observed a greater GM activity of $29 \pm 34\%$ on the artificial turf and $28 \pm 42\%$ on the hybrid turf compared to the athletic track. Therefore, it seems that the GM was under-maximally activated on the stiff surface. Thus, the higher activity on the more compliant surface can be seen as a strategy of the nervous system to offset the potential greater vertical deformation and reach the same height.

In contrast, we reported no difference in VL muscle activity between surfaces for both phases, suggesting that this muscle is maximally activated whatever the surface. This is reliable with previous results that reported maximal activation of the VL during the propulsion phase of a CMJ on a stiff surface ⁴. Therefore, although we did not normalize our EMG data to maximal voluntary contractions, additional increase in VL activity was probably not be possible for the more compliant surfaces.

4.3. Surface effect on muscle-tendon mechanics

Our results confirmed the decoupling of GM fascicles from the muscle-tendon unit behavior 3,23,31 and the similar coupling of VL fascicles behavior which was almost superimposed with this of the muscle-tendon unit during jumping ⁴ (Fig. 2C-2H).

In GM, fascicles underwent slight passive lengthening (~2 mm) then shortened from 45-50% of the CMJ period, which corresponds to the beginning of the GM myoelectrical activity, until jumping take-off (Fig. 2C). Both muscle-tendon unit, fascicle and tendinous tissues displacements were in line with previous studies during CMJ ³. The high amplification velocity ratio between muscle-tendon unit and fascicle velocities highlighted the key role of tendinous tissues for power amplification during jumping ^{3,6}. The active muscle shortening at a higher level of activation during the countermovement on the artificial turf (Fig. 2A, 2C) likely increased the stretch of the tendinous tissues increasing energy storage on this surface (Fig 2G). Subsequently, elastic energy was released by the shortening of tendinous tissues when the GM

muscle activity started to decrease (Fig. 2A) while muscle-tendon unit started to shorten (Fig. 2E) and the ankle was extended. This catapult action resulted in greater peak shortening velocity of the muscle-tendon unit on the artificial and hybrid turf compared to the athletic track (Fig. 2G; Table 2). For the artificial turf, this was mainly because of the faster rate of shortening (+17 \pm 21%) and larger shortening amplitude (+14 \pm 23%) of the tendinous tissues compared to the athletic track as well as the higher muscle activation throughout the movement. For the hybrid turf, this was due to a concomitant increase of tendinous tissues shortening velocity as well as fascicle velocity during propulsion but without being statistically different with the athletic track (Table 2). Although speculative, the increase in GM muscle activation and the trend for a decrease in GM fascicle shortening velocity on the artificial turf (Table 2) might suggest an increase in muscle force on this surface. This may be due to the compliance of the tendinous tissues which reduced the fascicle shortening velocity likely increasing muscle force and muscle power output³. Thus, as the surface stiffness decreased, the tendinous tissues of the GM increased their contribution to the rapid shortening of the muscle-tendon unit during propulsion causing an increase of the power amplification in GM which is affected by surface compliance. Previous studies showed that the elastic energy recoil by tendinous tissues during the propulsion phase of a jump increase the mechanical work output significantly contribute to the global performance ^{3,23,32}. The higher peak ankle plantar flexion velocity on the hybrid turf and artificial turf compared to the athletic track reported here may account for such increase in ankle power output. Together, this optimization of the muscle-tendon interactions seems efficient to counteract the greater compliance on both turf surfaces compared to the athletic track and explain the similar jumping performance with the athletic track. As previously discussed, this is probably possible because of the lower EMG activity on the athletic track.

In VL, fascicle actively lengthened during the downward motion to resist to inertial and gravitational forces ⁴. The countermovement allows for the VL to produce more positive work during the subsequent propulsion phase thanks to the increasing level and development of muscle force ^{2,33} (Fig.2B). This mechanism is attributed to the prestretch potentiation of the VL and the ability of a muscle to produce more force after being actively stretched ³⁴, as well as the active state developed during the preparatory countermovement ³³. A clear turning point from lengthening to shortening was observed for VL fascicles at the beginning of the upward motion and for VL muscle-tendon unit at 65-70% of the CMJ period (Fig. 2D). The tendinous tissues lengthened from the beginning of the upward motion, which corresponded to the knee extension, before shortened late in the jump (~90%) until take-off. Similar fascicle, muscle-

tendon unit and tendinous tissues length changes were observed between surfaces (Fig 2F, 2H; Table 2). This is reliable to the maximal muscle activity whatever the surface (see previous paragraph) and is coherent considering that VL fascicles are crucial contributors to the mechanical work generation during propulsion ^{4,35}.

4.4. Limitations

The findings of this study should be seen in light of a number of experimental limitations. First, jumping tasks were performed on sports surfaces in ecological conditions (Fig. 1). This prevented us to collect inverse dynamics data as these would require inserting force plates under the three surfaces as well as the additional challenging aspect of using 3D motion capture in outdoor conditions. However, previous studies reported good agreement between 2D and 3D methods for the lower body kinematics and kinetics during jumping ³⁶. Since the CMJ task is mainly restrained to the sagittal plane, 2D high speed video is appropriate to appraise the influence of different surfaces on joint kinematics ³⁶. Second, 2D ultrasound imaging was used to track the muscle fascicles length, but it is well-known that skeletal muscle undergoes threedimensional shape changes during dynamic contractions ³⁷. However, currently, there is no imaging techniques which allow to characterize fascicle length changes in three dimensions during *in vivo* dynamic contractions. Third, a couple of recent studies highlighted the potential misestimations of the Achilles tendon work and length changes during walking and heel raising using indirect techniques ^{38,39}. In our study, the Achilles tendon dynamics was confounding with these of other elastic structures like aponeuroses and surrounding connective tissues which did not represent the actual tendon length changes. Thus, we only did indirect interpretations of the longitudinal deformation of the whole tendinous tissues regarding the direct estimation of 2D fascicle and muscle-tendon unit length changes. Fourth, VL fascicle length was systematically extrapolated due to the short transducer field of view ⁴⁰. In a pilot analysis, we found that normalize the VL fascicle length to the VL fascicle length at rest ²⁷ when using a single short transducer allowed to reduce the percentage of extrapolation to 3-4% in comparison to a dual transducer arrangement. In addition, Brennan et al.⁴⁰ previously suggested that the use of a single transducer method to estimate VL fascicle length is appropriate to compare conditions performed in one experimental session because of similar differences in muscle contraction dynamics within-participants.

5. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

No change in the countermovement jumping performance was observed between surface with very different mechanical properties. We provided evidence for muscle-tendon mechanics and muscle activity adjustments depending on surface properties. These adaptations were different between GM and VL muscles. No alteration of fascicle length changes in both GM and VL were found. However, higher EMG activity and tendinous tissue contribution were observed in GM, suggesting a submaximal GM behavior when jumping from the stiffer surface, which could compensate for the energy loss associated with the greater surface deformation on the more compliant surfaces. Together, our findings suggest that both muscle-tendon interactions and neuromuscular control of movement can be affected by surface properties during jumping.

The present study suggest that it might also be interesting to analyze leg mechanics adjustment during an energy conservation task such as running or hopping over surface of stiffness in order to assess how the fascicle and tendinous tissues behavior could influence the metabolic economy ¹³.

6. <u>REFERENCES</u>

1. Bobbert MF, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ. An estimation of power output and work done by the human triceps surae muscle-tendon complex in jumping. *J Biomech.* 1986;19(11):899-906.

2. Anderson FC, Pandy MG. Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *J Biomech*. 1993;26(12):1413-1427.

3. Kurokawa S, Fukunaga T, Nagano A, Fukashiro S. Interaction between fascicles and tendinous structures during counter movement jumping investigated in vivo. *J Appl Physiol (1985)*. 2003;95(6):2306-2314.

4. Nikolaidou ME, Marzilger R, Bohm S, Mersmann F, Arampatzis A. Operating length and velocity of human M. vastus lateralis fascicles during vertical jumping. *R Soc Open Sci.* 2017;4(5):170185.

5. Roberts TJ. Contribution of elastic tissues to the mechanics and energetics of muscle function during movement. *J Exp Biol.* 2016;219(Pt 2):266-275.

 Alexander RM, Bennet-Clark HC. Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature*. 1977;265(5590):114-117.

7. Hof AL, Geelen BA, Van den Berg J. Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. *J Biomech.* 1983;16(7):523-537.

8. Bobbert MF, van Ingen Schenau GJ. Coordination in vertical jumping. *J Biomech*. 1988;21(3):249-262.

9. Voigt M, Simonsen EB, Dyhre-Poulsen P, Klausen K. Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads. *J Biomech*. 1995;28(3):293-307.

10. Gregoire L, Veeger HE, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ. Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *Int J Sports Med.* 1984;5(6):301-305.

11. van Ingen Schenau GJ. From rotation to translation: Constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. *Human Movement Science*. 1989;8(4):301-337.

 McMahon TA, Greene PR. The influence of track compliance on running. *J Biomech*. 1979;12(12):893-904.

13. Kerdok AE, Biewener AA, McMahon TA, Weyand PG, Herr HM. Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol (1985)*. 2002;92(2):469-478.

14. Bosco C, Saggini R, Viru A. The influence of different floor stiffness on mechanical efficiency of leg extensor muscle. *Ergonomics*. 1997;40(6):670-679.

15. Arampatzis A, Stafilidis S, Morey-Klapsing G, Bruggemann GP. Interaction of the human body and surfaces of different stiffness during drop jumps. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(3):451-459.

16. Astley HC, Haruta A, Roberts TJ. Robust jumping performance and elastic energy recovery from compliant perches in tree frogs. *J Exp Biol.* 2015;218(Pt 21):3360-3363.

17. Malisoux L, Gette P, Urhausen A, Bomfim J, Theisen D. Influence of sports flooring and shoes on impact forces and performance during jump tasks. *PLoS One.* 2017;12(10):e0186297.

18. Hatfield DL, Murphy KM, Nicoll JX, Sullivan WM, Henderson J. Effects of Different Athletic Playing Surfaces on Jump Height, Force, and Power. *J Strength Cond Res.* 2019;33(4):965-973.

19. Stafilidis S, Arampatzis A. Track compliance does not affect sprinting performance. *J Sports Sci.* 2007;25(13):1479-1490.

20. Moritz CT, Greene SM, Farley CT. Neuromuscular changes for hopping on a range of damped surfaces. *J Appl Physiol (1985)*. 2004;96(5):1996-2004.

21. Cronin NJ, Lichtwark G. The use of ultrasound to study muscle-tendon function in human posture and locomotion. *Gait Posture*. 2013;37(3):305-312.

22. Hollville E, Nordez A, Guilhem G, Lecompte J, Rabita G. How surface properties affect fascicle-tendon interactions during drop landing? *Scand J Med Sci Sports.* 2019;submitted.

23. Farris DJ, Lichtwark GA, Brown NA, Cresswell AG. The role of human ankle plantar flexor muscletendon interaction and architecture in maximal vertical jumping examined in vivo. *J Exp Biol.* 2016;219(Pt 4):528-534.

24. Bosco C, Luhtanen P, Komi PV. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1983;50(2):273-282.

25. Cronin NJ, Carty CP, Barrett RS, Lichtwark G. Automatic tracking of medial gastrocnemius fascicle length during human locomotion. *J Appl Physiol (1985).* 2011;111(5):1491-1496.

26. Gillett JG, Barrett RS, Lichtwark GA. Reliability and accuracy of an automated tracking algorithm to measure controlled passive and active muscle fascicle length changes from ultrasound. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2013;16(6):678-687.

27. Lai AKM, Lichtwark GA, Schache AG, Pandy MG. Differences in in vivo muscle fascicle and tendinous tissue behavior between the ankle plantarflexors during running. *Scand J Med Sci Sports*. 2018;28(7):1828-1836.

28. Grieve D, Pheasant S, Cavanagh PR. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: Asmussen E, Jorgensen K. Baltimore M, eds. *Biomechanics VI-A*. University Park Press1978:405-412.

29. Visser JJ, Hoogkamer JE, Bobbert MF, Huijing PA. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1990;61(5-6):453-460.

30. Giatsis G, Panoutsakopoulos V, Kollias IA. Biomechanical differences of arm swing countermovement jumps on sand and rigid surface performed by elite beach volleyball players. *J Sports Sci.* 2018;36(9):997-1008.

31. Aeles J, Lichtwark G, Peeters D, Delecluse C, Jonkers I, Vanwanseele B. Effect of a prehop on the muscle-tendon interaction during vertical jumps. *J Appl Physiol (1985)*. 2018;124(5):1203-1211.

32. Wade L, Lichtwark GA, Farris DJ. The influence of added mass on muscle activation and contractile mechanics during submaximal and maximal countermovement jumping in humans. *J Exp Biol.* 2019;222(Pt 2).

33. Bobbert MF, Casius LJ. Is the effect of a countermovement on jump height due to active state development? *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(3):440-446.

34. Bosco C, Komi PV, Ito A. Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand.* 1981;111(2):135-140.

35. Hubley CL, Wells RP. A work-energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump performance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1983;50(2):247-254.

36. Hickox LJ, Ashby BM, Alderink GJ. Exploration of the validity of the two-dimensional sagittal plane assumption in modeling the standing long jump. *J Biomech*. 2016;49(7):1085-1093.

37. Dick TJM, Wakeling JM. Geometric models to explore mechanisms of dynamic shape change in skeletal muscle. *R Soc Open Sci.* 2018;5(5):172371.

38. Zelik KE, Franz JR. It's positive to be negative: Achilles tendon work loops during human locomotion. *PLoS One.* 2017;12(7):e0179976.

39. Matijevich ES, Branscombe LM, Zelik KE. Ultrasound estimates of Achilles tendon exhibit unexpected shortening during ankle plantarflexion. *J Biomech*. 2018;72:200-206.

40. Brennan SF, Cresswell AG, Farris DJ, Lichtwark GA. In vivo fascicle length measurements via B-mode ultrasound imaging with single vs dual transducer arrangements. *J Biomech*. 2017;64:240-244.

Discussion générale

L'objectif général de ce travail de thèse était d'étudier l'influence du type de surface sur les interactions muscle-tendon et les coordinations neuromusculaires lors d'une tâche de réception et de saut. Plus spécifiquement dans le cadre de cette thèse CIFRE, nous nous sommes intéressés à l'effet de deux surfaces utilisées en football et rugby, une pelouse synthétique de 3^{ème} génération et une pelouse dite naturelle renforcée. L'influence de ces surfaces sur les réponses biomécaniques et neuromusculaires ont été comparées à celle d'une une surface en tartan aux propriétés mécaniques significativement différentes des pelouses étudiées. Cette approche nous a permis de montrer que : i) les propriétés mécaniques des surfaces peuvent altérer les interactions entre les faisceaux musculaires et les tissus tendineux ainsi que l'amplitude d'activation musculaire ; ii) la pelouse naturelle renforcée semble avoir des propriétés plus optimales que la pelouse synthétique lors de sauts et réceptions ; iii) il existe des différences de comportement marquées entre le GM et VL qui dépendent du type de surface, du type de mouvement et de son intensité.

Dans une première partie, nous discuterons des apports scientifiques issus de nos trois expérimentations en lien avec l'effet des surfaces. Dans une deuxième partie, nous détaillerons les intérêts de l'utilisation de l'échographie ultrarapide afin d'analyser les interactions muscletendon et de mieux comprendre la mécanique musculaire au cours de contractions dynamiques. Dans une troisième partie, nous évoquerons les limites associées à nos travaux. Enfin dans une quatrième partie nous évoquerons des perspectives de recherche qui émanent de nos résultats.

1. Apports des travaux expérimentaux

1.1. Interactions muscle-tendon lors d'une tâche de réception intense

Dans le cadre de nos expérimentations, nous avons choisi d'étudier deux types de mouvements, la réception (études n°1 et 2) et le saut (étude n°3). Cela nous a permis d'évaluer l'effet des surfaces lors d'une tâche purement dissipative d'énergie qui peut être associée au risque de blessure musculosquelettique (e.g. Yu et al., 2006 ; Bisseling et al., 2008 ; Walden et al., 2015) et d'une tâche d'intensité maximale communément utilisée pour évaluer la performance motrice et la puissance musculaire (e.g. Arampatzis et al., 2004). Si les interactions muscle-tendon au cours d'un saut étaient bien décrites dans la littérature (Kurokawa et al., 2003 ; Nikolaidou et al., 2017 ; Farris et al., 2016 ; Aeles et al., 2018 ; Wade et al., 2019), aucune étude ne s'était attachée à les décrire au cours d'une réception de saut ou d'une chute. Pourtant des études
animales suggéraient que ces interactions pouvaient être fondamentales pour comprendre les mécanismes qui sous-tendent la dissipation d'énergie au cours d'une réception. À notre connaissance, seule une étude chez l'homme avait décrit les interactions muscle-tendon du GM et du soleus lors d'une descente de marche (i.e. faible intensité) et avec peu d'amplitude de flexion de genou (Werkhausen et al., 2017) en comparaison à une réception de saut. Nous nous sommes donc intéressés aux comportements muscle-tendon du GM et du VL, ainsi qu'aux coordinations neuromusculaires, lors de l'atterrissage résultant d'une chute (étude n°1) en faisant varier la demande mécanique (i.e. hauteur de chute et type de réception). Les résultats de cette étude ont tout d'abord permis de confirmer, chez l'homme, le rôle d'amortisseur des tissus tendineux lors d'une tâche purement dissipative d'énergie (Werkhausen et al., 2017). De manière originale, nous avons mis en évidence que les comportements muscle-tendon du GM et du VL étaient très différents avec l'augmentation de la demande mécanique. Nous avons en effet constaté que l'allongement supérieur du SMT du GM en réponse à l'augmentation de la hauteur de chute était permis principalement par le découplage entre la cinétique des tissus tendineux et celle des faisceaux musculaires. L'allongement des tissus tendineux permet ainsi aux faisceaux de s'étirer plus lentement pour les mêmes amplitudes d'allongement pendant la phase de réception. Nous avons également montré une plus grande rotation des fibres avec l'augmentation de la demande mécanique qui est en adéquation avec de précédentes études chez l'homme et l'animal lors de contractions excentriques (Shin et al., 2009 ; Azizi et al., 2014). Ces deux mécanismes semblent préserver les faisceaux du GM de vitesse et d'allongement excessifs dans un continuum d'intensité de réception (Fig. 35) allant de la descente de marche ($\sim 2 \times$ le poids de corps ; Werkhausen et al., 2017) à la réception de chute d'une hauteur de 75 cm à deux jambes ($7,7 \times$ le poids de corps).



Fig. 35 : Amplitudes d'allongement des faisceaux du gastrocnemius medialis en fonction des forces de réaction verticales permettant d'apprécier la constante d'allongement des faisceaux dans un continuum d'intensité lors de réceptions (i.e. 2.0-7,7× le poids de corps [BW]). Le cercle bleu représente l'allongement observé lors d'une descente de marche (Werkhausen et al., 2017) tandis que les trois points noirs sont issus de l'étude n°1 de la thèse lors des réceptions de chute de respectivement, 0,25 m, 0,50 m et 0,75 m (moyennes ± ET)

En analysant la figure 35, il est intéressant de constater que malgré l'intensité substantiellement supérieure dans nos études (réception vs descente de marche), l'allongement du GM semble contenu dans des amplitudes inférieures à ~2 cm en moyenne, quelle que soit l'intensité de la réception (i.e. hauteur de chute). Bien qu'il soit hasardeux de comparer directement ces valeurs absolues d'allongement, ces résultats pourraient suggérer que les propriétés du SMT s'adaptent pour rester en deçà d'un plafond physiologique d'allongement des faisceaux musculaires. Néanmoins, il est important de garder à l'esprit que le niveau de microtraumatismes subis par le SMT post-exercice excentrique dépend également du couple de force généré autour de l'articulation (Guilhem et al. 2016) et donc des forces de réaction au sol. De manière intéressante, avec l'augmentation de la hauteur, nous avons constaté un allongement proportionnel des faisceaux du VL avec celui du SMT, une augmentation de la vitesse d'allongement de ces faisceaux ainsi que du niveau d'activation musculaire. Les différences de comportement entre GM et VL suggèrent que le rôle de tampon mécanique assuré par les tissus tendineux varie en fonction des propriétés des muscles impliqués (e.g. architecture) et de leur fonction (mono et bi-articulaire), mais également des différences de propriétés viscoélastiques des tendons (Hansen et al., 2006 ; Lichtwark & Wilson, 2005 ; Peltonen et al., 2013 ; Hicks et al., 2013). Ces dernières affectent le comportement des faisceaux musculaires lors d'une tâche

de dissipation d'énergie. Ces différences de comportement entre GM et VL sont similaires à celles rapportées lors de cycles d'étirement-raccourcissement (Ishikawa et al., 2003).

Nous avons noté une augmentation de l'activation musculaire du GM avant le contact à mesure que la hauteur de chute augmentait. Ce phénomène est bien identifié dans la littérature comme étant une stratégie du système nerveux central pour préparer le muscle à produire les niveaux de force requis au moment du contact (Santello, 2005). De plus, l'augmentation de l'activité du GM permettrait un raccourcissement plus important des faisceaux du GM avant la réception quand la hauteur de chute augmente, afin d'ajuster la longueur initiale des faisceaux au moment du contact et ne pas subir d'étirement excessif susceptible d'endommager les fibres musculaires (Butterfield & Herzog, 2006 ; Azizi & Abbott, 2012 ; Konow & Roberts, 2015). L'augmentation de la raideur des faisceaux musculaires en contraction peut être un processus supplémentaire contribuant à un étirement accru des tendons. À la réception, l'activité EMG du GM et du VL était proportionnelle à la demande mécanique. Bien que spéculatif, il est probable que l'activité du GM quelques instants après le contact (~50 ms) reflète une activité réflexe qui augmente avec l'intensité du contact. Cette hypothèse est supportée par l'apparition, à un moment similaire, de la bouffée électromyographique observée dans de précédentes études lors de la réception de sauts (Duncan & McDonagh, 2000 ; Galindo et al., 2009).

L'un des apports majeurs de la thèse concerne l'étude des interactions muscle-tendon lors de deux types de réceptions (unilatérale et bilatérale). Nous avons pu déterminer quelles étaient les conséquences des modifications de cinématique articulaire entre ces deux types de réception sur les interactions muscle-tendon, lors de chutes de 0,50 m de hauteur. Lors d'une réception unilatérale, l'articulation du genou était moins fléchie tandis que la cheville se fléchissait plus en comparaison à la réception bilatérale, ce qui réduisait l'allongement du SMT du VL et augmentait l'allongement du SMT du GM. Cependant, si les faisceaux du VL s'allongeaient moins, les faisceaux du GM étaient exposés aux mêmes variations de longueur en comparaison d'une réception bilatérale, confirmant ainsi l'hypothèse d'interactions muscle-tendon différentes entre les muscles mono et bi-articulaires. La sollicitation plus importante des tissus tendineux du GM et du VL observée lors des réceptions unilatérales pourraient soumettre ces structures à un plus grand risque de dommages suite à des expositions répétées ou excessives à un étirement actif (Ferretti, 1986; Bisseling et al., 2008). Enfin, nous avons rapporté que l'activité musculaire des membres inférieurs était supérieure lors des réceptions unilatérales, soulignant les efforts importants exercés sur la jambe et en particulier sur l'articulation du genou qui module majoritairement le travail mécanique (Zhang et al., 2000). Il est probable que l'augmentation de l'activité du VL, du GM et du *gluteus maximus* soit le reflet d'une augmentation du chargement du ligament croisé antérieur lors de la réception unilatérale, qui serait compensé par l'augmentation de la production de force du *soleus* et du *biceps femoris* qui jouent un rôle antagoniste et diminue la translation tibiale antérieure (Laughlin et al., 2011 ; Mokhtarzadeh et al., 2013).

L'objectif de cette étude préliminaire (étude n°1) était d'établir des mesures de référence afin, lors d'une seconde expérimentation, de mieux comprendre qu'elle pouvait être l'influence de différentes surfaces sur ces processus de dissipation d'énergie par les différentes composantes du SMT (étude n°2). Nous avons donc entrepris de réaliser un protocole similaire sur trois surfaces présentant des propriétés mécaniques distinctes en ne gardant qu'une seule hauteur de chute (0,50 m) et les deux types de réception (unilatérale et bilatérale).

1.2. Applications aux surfaces engazonnées

Les expérimentations des études n°2 et n°3 ont été réalisées en conditions extérieures sur des surfaces sportives. Deux de ces surfaces étaient des pelouses communément utilisées à l'entraînement et en compétition en football et en rugby. Cependant, la pelouse naturelle renforcée n'avait fait l'objet que d'une étude en situation écologique (Rouch et al., 2015) et nous n'avions que peu d'informations concernant son influence sur le mouvement, au contraire des nombreuses études portant sur la comparaison entre pelouses naturelles et pelouses synthétiques (Dixon et al., 2015). Dès lors, notre objectif était de comparer ces deux surfaces en utilisant une approche similaire à l'étude n°1 en dehors du laboratoire, en situation écologique. Afin de comparer ces deux surfaces assez proches mécaniquement, nous avons choisi d'étudier les effets d'une piste d'athlétisme en tartan, une surface aux propriétés radicalement différente des surfaces engazonnées. Des tests mécaniques standardisés ont permis de mettre en évidence de larges différences entre ces trois surfaces en termes de réduction de force, de déformation verticale et de restitution d'énergie. La surface synthétique était celle qui se déformait le plus et réduisait le plus la force à la réception tandis que la piste en tartan était celle qui restituait le plus d'énergie mais se déformait le moins et réduisait le moins la force. Dans l'ensemble, ces deux études (n°2 et n°3) nous ont permis de montrer que les interactions muscle-tendon et l'amplitude d'activation musculaire étaient modifiées par les propriétés mécaniques des surfaces. De plus, ces modifications étaient associées au type de mouvement et à son intensité, ainsi qu'aux fonctions des muscles étudiés. Nous avons pu constater que lors d'une réception (étude n°2), c'était le muscle du VL qui était principalement influencé par les propriétés mécaniques de surface tandis que lors d'un saut (étude n°3) c'était le muscle GM.

Lors de l'étude n°2, nous avons montré que, lors de réceptions unilatérales sur la piste en tartan, la vitesse et l'allongement des faisceaux du VL augmentaient sans modification de la flexion de genou en comparaison à la pelouse naturelle renforcée tandis que le comportement du GM restait similaire entre les surfaces. De plus, l'activation du VL était plus élevée sur le tartan que sur la pelouse synthétique. En l'absence de fatigue, cette activation accrue se traduit par une augmentation de la force produite par le VL, répercutée ensuite au niveau articulaire. Ces résultats suggèrent donc des efforts plus importants appliqués à l'articulation du genou lors de réceptions effectuées sur surface raide. L'amplitude limitée de flexion de genou en réception unilatérale peut réduire également sa capacité à absorber le choc et potentiellement contribuer à majorer ces efforts articulaires (Yeow et al., 2010). Par conséquent, et bien qu'il serait une nouvelle fois nécessaire de le vérifier expérimentalement, il est probable que se réceptionner à une jambe sur la pelouse renforcée diminuerait le risque de dommages musculaires associés à l'allongement actif plus élevé des faisceaux (Friden & Lieber, 2001 ; Clarkson & Hubal, 2002). En raison de contraintes techniques liées aux conditions expérimentales rappelées dans la méthodologie générale, nous n'avons pas pu mesurer les forces de réaction dans cette étude. Toutefois, plusieurs auteurs ont rapporté des pics de force et des taux de montée en force plus élevés lors de réceptions sur surface raide (Peikenkamp et al., 2002 ; Skinner et al., 2015) qui pourraient expliquer ces différences entre les surfaces au moment du contact. Il est également probable que la dissipation passive d'énergie par la surface ait été plus importante sur la pelouse naturelle renforcée, nécessitant de moins fléchir le genou. Concernant les surfaces engazonnées, une étude avait montré que les forces exercées sur le genou étaient supérieures sur le synthétique par rapport à la surface naturelle renforcée lors de la phase de réception d'un saut en contre-bas (Rouch et al., 2012), ce qui confirmerait la tendance d'une plus grande contrainte appliquée au genou sur la pelouse synthétique. Nous avons également montré que la réception unilatérale sur la pelouse synthétique induisait un allongement et des vitesses des faisceaux du VL supérieurs de respectivement $13 \pm 37\%$ et $26 \pm 22\%$, ainsi qu'une plus grande flexion de genou par rapport à la pelouse naturelle renforcée sans être significativement différent. Ceci tend à démontrer des différences de contribution des pelouses à l'absorption du choc et à la réduction de l'effort appliquée au genou et suggère que la pelouse naturelle renforcée possède des propriétés plus favorables à l'absorption du choc à la réception de sauts. Contrairement aux résultats des tests mécaniques, la pelouse synthétique, censée être la plus compliante, semblerait contribuer de manière plus faible au processus de dissipation d'énergie que la pelouse naturelle renforcée. Ce résultat renforce la faible corrélation entre les données biomécaniques et les données des tests mécaniques des surfaces (Nigg & Yeadon, 1987 ; Dixon et al., 2015).

Lorsque les sujets se réceptionnaient à deux jambes, ils choisissaient de fléchir davantage les genoux sur la surface raide en comparaison aux pelouses, ce qui est en adéquation avec de précédentes observations (McNitt-Gray et al., 1993, 1994) et souligne le rôle primordial de l'articulation du genou dans la modulation de la dissipation d'énergie lors de réceptions (Zhang et al., 2000 ; Yeow et al., 2010). Toutefois, cette différence cinématique ne se traduisait pas au niveau des comportements muscle-tendon du GM et du VL sur les trois surfaces. Une explication potentielle pourrait émaner de forces de réaction à la réception trop faibles pour induire des différences majeures au niveau des interactions. En effet, les valeurs d'amplitudes de flexion et de vitesses angulaires obtenues dans l'étude n°2 lors des réceptions de 0,50 m correspondent à celles obtenues lors de réceptions de 0,25 m sur la plateforme de force au cours de l'étude n°1. Nous avons également constaté que l'activité musculaire du GM était fortement réduite lors des réceptions sur les trois surfaces en comparaison à celle observée dans l'étude n°1.

Ces résultats complètent ceux de l'étude n°1 et démontrent que l'augmentation de la demande mécanique lors de réceptions (unilatérale vs bilatérale & surface compliante vs surface raide) influence principalement le VL qui est soumis à de fortes contraintes d'étirement. Particulièrement en unilatéral, le risque de dommages musculaires et de blessures ligamentaires augmente probablement (Yeow et al., 2010 ; Shimokochi et al., 2008). Nous pouvons tenter de situer les amplitudes et vitesses maximales d'allongement des faisceaux du GM et du VL lors de réceptions unilatérales de 0,50 m sur plateforme de force par rapport aux autres surfaces (étude n°2) lors du même mouvement (Figure 36). En considérant la plateforme de force comme étant très raide et quasi-indéformable, sa valeur de réduction de force serait proche de 0 %. Il semblerait que les allongements des faisceaux du GM soient constants avec l'augmentation de la raideur (Figure 36A), ce qui suggère l'importance des tissus tendineux pour absorber le choc et irait dans le sens de la précédente remarque concernant l'ajustement aux forces de réaction (Figure 35). Toutefois, la vitesse maximale est plus élevée sur la plateforme de force ce qui suggère une régulation avec l'intensité liée aux surfaces (Figure 36B). Concernant le VL, il est possible que la stabilité de la plateforme de force ainsi que le niveau d'activation musculaire et la compliance des tissus tendineux aient permis de limiter la vitesse et l'allongement des faisceaux sur cette surface, afin de les préserver (Figures 36C-D).



Fig. 36 : Relations entre les amplitudes et les vitesses d'allongement des faisceaux musculaires du GM et du VL lors de réceptions unilatérales effectuées depuis 0,50 m de hauteur, en fonction des niveaux de réduction de force des surfaces estimés à travers les tests mécaniques permettant de caractériser la raideur. Nous avons considéré que l'atterrissage sur plateforme de force (point rouge ; étude n°1), qui peut être considérée comme infiniment rigide, correspondait à 0% de réduction de force. 28% correspond à la piste d'athlétisme en tartan, 55% correspond à pelouse naturelle renforcée et 65% correspond à la pelouse synthétique (études n°2 et n°3). A : Allongement des faisceaux du GM en fonction de la réduction de force de la surface ; B : Vitesse maximales d'allongement des faisceaux musculaires du GM en fonction de la surface ; C : Allongement des faisceaux du VL en fonction de la réduction de force de la surface. Les allongements sont normalisés par rapport aux longueurs de faisceaux en position repos debout ; D : Vitesse maximale d'allongement du VL en fonction de la réduction de force de la surface. Les vitesses sont également normalisées par rapport à la longueur de référence au repos en position debout.

Lors de l'étude n°3 sur les CMJ, nous avons constaté que la hauteur atteinte était similaire entre les trois surfaces malgré des raideurs de sol très différentes. Cela signifie que nos sujets ont été capables de s'adapter à la plus grande compliance des pelouses pour maintenir le même niveau de performance que sur une piste en tartan, en cohérence avec les données issues de la littérature (Malisoux et al., 2017 ; Hatfield et al., 2019). De manière intéressante, nous avons constaté que, pour conserver une même hauteur de saut, les interactions muscle-tendon et l'activation musculaire du GM étaient modifiées entre les surfaces tandis qu'aucun changement n'a été relevé pour le VL. Nos résultats montrent qu'en réponse à l'augmentation de la compliance, l'activation du GM augmente à la fin de la phase de contre-mouvement sur la pelouse synthétique et augmente lors de la première moitié de la phase de propulsion sur les deux pelouses en comparaison à la piste en tartan. Cette augmentation de l'activité musculaire permet d'étirer les tissus tendineux qui stockent de l'énergie élastique (Anderson & Pandy, 1993) pour la restituer dans un effet "catapulte" lors de la deuxième moitié de la phase de propulsion, afin d'amplifier la puissance mécanique produite par le muscle (Alexander & Bennet-Clark, 1977 ; Kurokawa et al., 2003). Si l'activité musculaire du GM était différente entre les surfaces, nous n'avons pas rapporté de différence d'amplitude et de vitesse de raccourcissement des faisceaux de ce muscle au cours du CMJ. En revanche, nous avons montré que la vitesse maximale de raccourcissement du SMT du GM était plus élevée sur les deux pelouses en comparaison à la piste en tartan, ce qui se traduisait par une augmentation de la vitesse de flexion plantaire au niveau de la cheville. Ces résultats s'expliquent différemment selon les pelouses. Pour la surface naturelle renforcée, il semblerait que ce soit dû à une augmentation concomitante de la vitesse de raccourcissement des faisceaux et des tissus tendineux tandis que pour la surface synthétique, cela s'explique par l'augmentation de la vitesse de raccourcissement des tissus tendineux. Par conséquent, nous avons montré lors du saut que l'augmentation de la compliance du sol était compensée par l'augmentation de l'activité musculaire du GM associée à des vitesses de raccourcissement du SMT et des vitesses de flexion plantaire plus élevées, afin de conserver un même niveau de performance. Ces mécanismes diffèrent quelque peu entre les deux pelouses. Bien que cette interprétation soit spéculative, le niveau d'activité musculaire supérieur et la plus faible vitesse maximale de raccourcissement des faisceaux sur la pelouse synthétique pourrait être associé à une plus grande production de force du muscle, ce qui augmenterait le travail positif effectué par les fibres musculaires pendant la phase de contremouvement, augmentant ainsi la quantité d'énergie élastique emmagasinée et restituée par les tissus tendineux. Cette hypothèse irait dans le sens d'une stratégie du système neuromusculaire permettant de faire face à une compliance de surface plus élevée sur le synthétique. Néanmoins, si la performance en saut était similaire entre les surfaces, il est fort probable que les mécanismes d'ajustement sur les pelouses aient affecté le coût métabolique lors du saut, avec une meilleure efficience du CMJ sur la piste en tartan en comparaison aux pelouses, et sur la pelouse naturelle renforcée par rapport au synthétique. Un tel résultat, s'il était confirmé, montrerait un rôle crucial de la surface vis-à-vis de la survenue de la fatigue. Associé aux données d'allongements des différents éléments du SMT, ces données suggèrent des microcharges différentiées entre les tissus tendineux et contractiles en fonction du type de surface, alors même que la performance globale ne semble pas altérée. L'ensemble de ces résultats pourraient constituer une piste d'amélioration des méthodes de préparation physique des sportifs en fonction des surfaces sur lesquels les compétitions ont lieu.

Aucun changement majeur au niveau cinématique, neuromusculaire ou musculo-tendineux n'a été rapporté pour le VL entre les surfaces. Cela pourrait en partie s'expliquer par le comportement optimal (i.e. raccourcissement sur le plateau de la relation force-vitesse) des fibres musculaires au cours du CMJ. En effet, plusieurs études ont suggéré que le niveau d'activation du VL était maximal lors de la phase de propulsion sur surface dure (i.e. plateforme de force), ainsi l'augmentation du niveau d'activité musculaire n'était probablement pas possible sur les surfaces engazonnées. De plus, lors de la propulsion, les faisceaux musculaires produisent des niveaux de force maximaux en passant de la droite de la relation force-longueur vers la gauche de la relation (Nikolaidou et al., 2017). Il est probable que sur les surfaces compliantes, il ne soit pas possible d'optimiser cette portion de la relation force-longueur, en plus de la vitesse de contraction, pour laquelle les faisceaux produisaient de la force (Nikolaidou et al., 2017).

Les mouvements de sauts et réception (étude n°3 et n°2) présentaient des séquences d'activation musculaire et de cinématique opposées, de la hanche vers la cheville (proximo-distale) dans le cas du saut, et de la cheville vers la hanche dans le cas de la réception (distalo-proximale). Ces résultats sont dans la lignée de précédentes études ayant démontré l'importance de ces séquences de coordinations neuromusculaires et articulaires lors de sauts (Grégoire et al., 1984 ; Bobbert et al., 1988 ; van Ingen Schenau, 1989) et de réceptions (McKinley & Pedotti, 1992 ; lida et al., 2011). Pour la première fois, nous avons montré ces oppositions de séquences au niveau du rôle des tissus tendineux au cours des deux mouvements. En effet, lors du CMJ, les tissus tendineux vont amplifier la puissance mécanique en stockant lentement de l'énergie élastique puis en la restituant rapidement aux faisceaux musculaires lors de la fin de la phase de propulsion (Alexander & Bennet-Clark, 1977 ; Kurokawa et al., 2003). À l'inverse, lors d'une réception, les tissus tendineux vont absorber rapidement l'énergie élastique au moment du contact afin d'atténuer la puissance musculaire et préserver les fibres de potentiels dommages musculaires (Konow et al., 2012 ; Konow & Roberts, 2015 ; Werkhausen et al., 2017).

2. <u>Apport de l'échographie ultrarapide et intérêts de l'analyse des interactions muscle-</u> <u>tendon</u>

2.1. Imagerie échographique ultrarapide

La mise au point de l'imagerie échographique ultrarapide il y a une dizaine d'années (Bercoff, 2004 ; Deffieux 2008) a permis d'accéder à des niveaux élevés de fréquence d'image (jusqu'à 10 000 Hz). En comparaison à des échographes standard (30-150 Hz), cette technologie permet d'augmenter la précision du suivi de la position des faisceaux musculaires en temps réel au cours de mouvements rapides. Cette technologie a notamment été utilisée afin d'évaluer la vitesse maximale de raccourcissement du GM lors de flexion plantaire (Hauraix et al., 2015 ; Hager et al., 2018), évaluer les contributions des composantes contractiles et élastiques séries à la compliance du SMT lors de mouvements balistiques (Farcy et al., 2014) ou encore quantifier les contributions relatives des éléments de la composante élastique série au délai électromécanique du GM (Nordez et al., 2009). Étant donnée la limitation à 1000 images par acquisition, nous avons utilisé deux fréquences d'échantillonnages afin d'adapter les durées d'acquisition échographiques aux durées des mouvements de saut (500 Hz, 2 s d'acquisition) et de réception (1000 Hz, 1 s d'acquisition). Ces fréquences nous permettaient de mesurer la longueur des faisceaux à une résolution temporelle de respectivement 2 ms et 1 ms, et de rendre compte avec précision des variations de longueur du GM et du VL pendant des contractions effectuées à haute vitesse. En comparaison à la fréquence d'enregistrement du système Vicon (250 Hz; étude n°1) et de la caméra haute fréquence (300 Hz; étude n°2 et n°3), cela représentait entre 1,6 et 4 fois plus de points acquis par seconde d'enregistrement, soit autant de positions de faisceau musculaire supplémentaires pour une variation angulaire de 1 degré enregistrée via l'analyse du mouvement. Lors des 3 études, nous avons relevé des hauts niveaux de vitesse angulaire pour les articulations de la cheville et du genou lors des sauts et des réceptions (vitesses maximales : 600-1000 °.s⁻¹). Ces valeurs témoignent de la rapidité des mouvements et de l'intérêt de l'utilisation de l'échographie ultrarapide pour analyser les interactions muscle-tendon dans ce contexte, en particulier les vitesses maximales de raccourcissement et d'allongement. Pour le SMT, ces vitesses dépendent des variations angulaires obtenues par analyse du mouvement. Lors du saut, la fréquence de la caméra correspondait à la vitesse angulaire moyenne du genou. Toutefois pour les réceptions lors de l'étude n°1, la fréquence du système Vicon était 1,3-1,6 fois moins élevée que les vitesses angulaires moyennes de la cheville et du genou enregistrées ce qui a pu influencer légèrement les vitesses des SMT.

2.2. Analyse des interactions muscle-tendon

Différents modèles musculo-squelettiques basés sur les angles articulaires et la longueur des segments (e.g. Grieve et al., 1978 ; Visser et al., 1990 ; Delp et al., 2007) sont souvent utilisés pour estimer le comportement des SMT. Toutefois, les muscles interagissent avec les composantes élastiques séries et parallèles au cours du mouvement, ce qui limite la prédiction des variations de longueur des faisceaux à partir du comportement des SMT (pour revue, Cronin & Lichtwark, 2013). Cela s'explique en partie par la compliance des tissus tendineux ainsi que par la géométrie des fibres musculaires (angle de pennation) relativement au muscle. Dans nos travaux, nous avons montré que le comportement du VL (mono-articulaire) était généralement couplé à celui du SMT tandis que celui du GM (bi-articulaire) était découplé du SMT en cohérence avec des observations antérieures pour ces deux muscles lors de rebonds, marche, course et de descente de marche (Ishikawa et al., 2003 ; Kurokawa et al., 2003 Lichtwark & Wilson, 2006 ; Werkhausen et al., 2017 ; Lai et al., 2018).

De manière intéressante, nous avons également montré que ces mécanismes de couplages/découplages pouvaient être influencés (e.g. amplifiés) lors d'un même mouvement par le type de surface, la hauteur de chute et le type de réception avec ou sans modifications de la cinématique articulaire ou du SMT. Nous avons constaté trois cas de figures distincts pour lesquels l'analyse de l'interaction muscle-tendon permettait de distinguer l'effet des variables indépendantes introduites dans nos expérimentations (hauteur de chute, type de surface, type de réception) sur les amplitudes d'allongement et de raccourcissement des faisceaux et des tissus tendineux (Figure 37).



Fig. 37: Représentation schématique simplifiée des trois cas de figures identifiés de couplage et découplage entre les SMT et les faisceaux musculaires et/ou les tissus tendineux du GM et du VL. Ces trois cas de figures sont issus des études n°1 et n°2 lors de réceptions de sauts. Pour plus de clarté, les longueurs SMT, faisceaux et tissus tendineux ont été superposées au moment du contact au sol (ligne pointillée). Les lignes foncées représentent l'intensité la plus élevée (i.e. soit la hauteur de chute, soit la surface la plus raide [tartan]). La description détaillée de ces trois cas de figure est faite ci-dessous.

2.3. Cas de figure n°1 : réponses cinématiques et interactions muscle-tendon similaires

Réception bilatérale (étude n°1). Ici, l'augmentation de la hauteur de chute (0,25 m vs 0,75 m) a allongé les SMT du VL (à gauche) et du GM (à droite) via les amplitudes de flexion de genou et de cheville plus élevées avec la hauteur. Au niveau des interactions, cela se traduit par l'augmentation de l'amplitude d'allongement des faisceaux du VL (à gauche) avec la hauteur (orange foncé = 0,75 m) sans modification de l'allongement des tissus tendineux. Pour le GM (à droite), cela se traduit par l'augmentation de l'allongement des tissus tendineux (gris foncé = 0,75 m) sans modifications de longueur des faisceaux. Cela démontre qu'en présence de modifications de cinématique articulaire/SMT, le mécanisme de découplage du GM et de

couplage du VL entre le SMT, les faisceaux et les tissus tendineux peuvent être affectés (e.g. par l'augmentation de la hauteur de chute).

2.4. Cas de figure n°2 : différences de cinématique mais pas de différences d'interactions muscle-tendon

Réception bilatérale (étude n°2). Ici, l'allongement du SMT est significativement plus élevé sur la piste en tartan (bleu foncé) que sur la pelouse naturelle renforcée (bleu clair). Au niveau des interactions, cela n'a pas d'influence ni sur le comportement des faisceaux (orange), ni sur celui des tissus tendineux (gris).

Cela démontre qu'en présence de modifications de cinématique articulaire/SMT, le mécanisme de couplage du VL entre le SMT et les faisceaux musculaires peut ne pas induire de changements d'interactions entre les faisceaux et les tissus tendineux. Ceci est permis par l'augmentation non significative et concomitante de l'allongement des faisceaux et des tissus tendineux sur la piste en tartan.

2.5. Cas de figure n°3 : pas de différences de cinématique mais différences d'interactions muscle-tendon

Réception unilatérale (étude n°2). Ici, l'allongement du SMT est similaire entre la piste en tartan (bleu foncé) et la pelouse naturelle renforcée (bleu clair). Néanmoins, au niveau des interactions muscle-tendon, l'amplitude d'allongement des faisceaux du VL (orange foncé) augmente significativement sur la piste en tartan par rapport à la pelouse naturelle renforcée (orange clair). A noter que dans cet exemple, l'allongement des tissus tendineux n'était pas différent significativement (P = 0.10) en raison de légères différences de flexion de genou entre les deux surfaces.

Cela démontre qu'en absence de modifications de cinématique articulaire/SMT, le mécanisme de couplage du VL entre le SMT et les faisceaux peut quand même être affecté (e.g. par le type de réception et le type de surface).

3. Limites et considérations méthodologiques

Un certain nombre de limites doivent être considérées dans le cadre de l'interprétation des données présentées dans ce manuscrit. Une limite majeure concerne l'extrapolation d'une partie de la longueur des faisceaux musculaires liée à l'utilisation d'une sonde à court champ de vision (5,5 cm) sur un muscle relativement long comme le VL (Ando et al., 2014). En effet, le pourcentage d'erreur d'estimation associé à l'extrapolation linéaire des faisceaux et des

aponévroses est ~2-7% pour le GM (Finni et al., 2003 ; Ishikawa et al., 2003) et ~20% pour le VL (Brennan et al., 2017) ce qui questionne la validité des estimations de longueur du VL notamment. Au cours de nos travaux, nous nous sommes attachés à minimiser ce biais, d'abord en positionnant la sonde au milieu du muscle afin d'éviter d'inclure les parties curvilinéaires des aponévroses à proximité des insertions myo-tendineuses (Bénard et al., 2009 ; Blazevich et al., 2006). De plus, nous avons écarté des analyses les essais nécessitant des extrapolations trop conséquentes (i.e. résultant en des valeurs non physiologiques). Enfin, nous avons systématiquement normalisé les longueurs et vitesses des faisceaux du GM et du VL dans les études n°2 et n°3 relativement à une longueur de faisceau obtenue en position repos debout (Lai et al., 2018). Dans une analyse pilote, nous avons comparé les mesures obtenues avec une sonde à celles issues de deux sondes couplées en série, pour estimer les amplitudes d'allongement des faisceaux du VL lors d'une réception uni- et bilatérale depuis une hauteur de 0,50 m. Nous avons observé que les patterns de variations de longueur des faisceaux musculaires du VL étaient similaires entre ces deux méthodes, mais que la normalisation permettait de réduire l'extrapolation des longueurs de 14-20% à 3-4% en comparaison à la méthode à deux sondes. Dès lors, la comparaison des variations de longueurs de faisceaux du VL entre conditions lors d'une même session est possible à partir d'une seule sonde et de la normalisation de la longueur des faisceaux (Brennan et al., 2017).

Une autre limite de nos travaux concerne l'estimation de la longueur des tissus tendineux à partir de modèles anthropométriques (Grieve et al., 1978 ; Visser et al., 1990), d'angles articulaires et d'estimation de la longueur des faisceaux musculaires (Fukunaga et al., 2001 ; Kurokawa et al., 2003 ; Farris et al., 2016 ; Werkhausen et al., 2017). Ces modèles ne permettent pas de prendre en compte la variabilité interindividuelle des sujets. De plus, le comportement du tendon n'est pas tout à fait le même que celui des autres tissus tendineux (i.e. aponévroses, tissus conjonctifs) en raison notamment de leurs différences de propriétés mécaniques (pour revue, Roberts, 2016). D'autres techniques permettent d'estimer de manière directe les variations de longueur du tendon, notamment en suivant la jonction myo-tendineuse avec des repères dans l'espace (Lichtwark & Wilson, 2006 ; Zelik & Franz, 2017 ; Werkhausen et al., 2017) ou en analysant le suivi de la tavelure des tissus superficiels et profonds du tendon (Zelik & Franz, 2017 ; Clark & Franz, 2018).

Une autre limite associée à l'utilisation de ces modèles et de l'échographie 2D concerne les effets de phénomènes dynamiques de variations de longueurs, de géométrie et de forme du muscle et des tissus tendineux au cours de la contraction sur les mesures de longueurs obtenues

(e.g. Dick & Wakeling, 2018). Ces phénomènes se produisent dans les trois dimensions de l'espace et l'échographie 2D ne permet pas de mesurer précisément ces variations complexes du SMT, notamment les déformations transversales des muscles (Azizi et al., 2008 ; Randhawa & Wakeling, 2018), des tendons (Obst et al., 2014) et des aponévroses (Azizi et al., 2009) lors de contractions dynamiques. Le développement récent de nouvelles techniques d'imagerie (e.g. Diffusion Tensor Imaging ; e.g. Bolsterlee et al., 2015) et la mise au point de méthodes de suivi de la géométrie du muscle en 3D (Randhawa & Wakeling, 2018), devraient permettre de mieux appréhender cette dynamique complexe du SMT dans les années à venir.

Au cours des études n°2 et n°3, nous avons relevé le challenge technique de réaliser les expérimentations en conditions extérieures avec deux échographes et en déplaçant l'ensemble du matériel sur chacune des trois surfaces pour chaque sujet. La durée d'un protocole, la chaleur, la sueur des participants ou encore l'intensité des mouvements étudiés sont autant de facteurs qui ont contribué à la perte d'un certain nombre de données nous obligeant à exclure des participants de nos populations. Également, au cours des études n°2 et n°3, nous n'avons pas eu accès aux données de force de réaction au sol et de dynamique inverse, qui nous auraient permis de mieux contextualiser les différences entre les surfaces. Cela est évidemment dû à la complexité d'insérer des plateformes de force sous les trois surfaces ainsi qu'à l'utilisation du système Vicon en condition extérieure. L'utilisation de la caméra à haute fréquence d'image, lors des études n°2 et n°3, a possiblement réduit la précision de mesure des positions de marqueurs réfléchissants en comparaison au système Vicon utilisé lors de l'étude n°1, ce qui a pu diminuer la précision des modèles SMT. Toutefois, Hickox et al., (2016) ont récemment montré lors de sauts que les différences au niveau de la cinématique et cinétique articulaire sur le plan sagittal étaient faibles entre les deux méthodes. Aussi, la méthode 2D apparaît comme une solution pratique lors d'expérimentations complexes en extérieur.

Lors de nos travaux, nous avons fait le choix de standardiser le port des chaussures afin de se concentrer sur l'interaction entre l'homme et la surface. Toutefois, il est bien reconnu que la chaussure a une influence importante sur la performance motrice (Kelly et al., 2016; Hoogkamer et al., 2018; Honert & Zelik, 2019) et le risque de blessure (Wannop et al., 2013; Livesay et al., 2006). Néanmoins, pour les surfaces engazonnées, la chaussure joue un rôle majeur lors de changements de direction plutôt que lors de mouvements verticaux comme ceux réalisés dans nos travaux. Nos résultats sont également à mettre en regard de la contribution des muscles du pied (Ker et al., 1987; Farris et al., 2019; Kelly et al., 2019) et des tissus mous à

l'absorption, la dissipation et la restitution d'énergie mécanique pendant le saut et la réception (Zelik & Kuo, 2012 ; Riddick & Kuo, 2016).

Enfin, nous avons constaté une variabilité interindividuelle notable des stratégies de réalisation des mouvements et notamment de la réception. En effet, la consigne était d'éviter les réceptions trop extrêmes, i.e. une position de genou trop tendue ou trop fléchie à l'impact. Aussi, chaque participant pouvait choisir sa propre stratégie de réception. Des résultats récents suggèrent que chaque individu est capable d'estimer subjectivement la quantité de travail mécanique qu'il va produire au moment de la réception (Skinner et al., 2015). Ces auteurs ont montré qu'un individu choisissait systématiquement de produire un travail négatif supplémentaire en comparaison au travail mécanique minimum possible (i.e. réception jambe tendue sans rotation articulaires). De plus, lorsque la compliance de la surface augmentait, les individus décidaient de produire encore moins de travail négatif. Cette variabilité interindividuelle a inévitablement influencé celle des interactions muscle-tendon, notamment pour la réception bilatérale lors de l'étude n°2, où 7 sujets avaient adopté une technique de réception plutôt "raide" (< 55° flexion de genou) et 5 sujets une technique de réception plutôt "souple" (> 60° flexion de genou). Toutefois, lors des réceptions unilatérales, la restriction de l'amplitude de flexion du genou induit par le mouvement a réduit la variabilité et a permis de souligner les différences entre les surfaces. Ce résultat apparaît cohérent dans la mesure où, lorsque les contraintes biomécaniques inhérentes à la tâche sont accrues, le nombre de solutions possibles à disposition de l'individu pour réaliser le mouvement se réduit (Kutch & Valero-Cuevas, 2011). Ces stratégies interindividuelles dépendent également des variations des propriétés morphologiques et architecturales intrinsèques aux muscles et influencent la distribution d'activation musculaire et de force entre muscles synergistes (Avrillon et al., 2018 ; Crouzier et al., 2018) ce qui peut in fine affecter l'efficience motrice et les interactions muscle-tendon.

4. Perspectives de recherche

Plusieurs perspectives scientifiques émanent de nos travaux de recherche. Une des perspectives à court termes pourrait être d'étendre l'évaluation des surfaces engazonnées à d'autres types de tâches (e.g. rebonds, changements de direction, course, sprint), de technologies de surface (e.g. pelouse hybride, synthétique de 4ème génération, pelouse naturelle) et/ou en combinant avec l'effet du type de chaussure (Thomson et al. 2015). Si aujourd'hui, l'utilisation de l'échographie apparaît limitée lors de tâche de déplacement athlétique comme le sprint, l'analyse des coordinations neuromusculaires et de l'efficacité mécanique en sprint (Samozino et al., 2015 ;

Rabita et al., 2015 ; Morin et al., 2015) permettrait, par exemple, de déterminer quelles surfaces ou quelles propriétés mécaniques de surface permettraient d'optimiser la performance en sprint tout en préservant les ischios-jambiers d'étirement excessifs lors des phases de contractions excentriques (Thelen et al., 2005 ; Martin et al., 2018).

Une deuxième perspective associée à l'évaluation des surfaces engazonnées, serait de développer des outils et méthodes de terrain permettant de mieux rendre compte de la complexité de l'interaction homme-surface. Nous avons vu au cours de la revue de littérature ainsi que de nos expérimentations que les tests mécaniques de terrain, trop simplistes, démontrent une faible capacité à évaluer la réponse biomécanique du joueur sur la surface et sont donc peu enclin à rendre compte du risque du risque de blessure encouru (Nigg & Yeadon, 1987 ; Dixon et al., 2015). Un certain nombre de méthodes et d'outils déjà existants pourraient permettre de systématiser l'analyse de l'influence des surfaces sur les sportifs en situation écologique. Parmi eux, l'analyse des vibrations des tissus mous à partir d'accéléromètres haute fréquence permettraient par exemple d'identifier quelle surface (combinée avec la chaussure) module le plus ces vibrations et amortit le plus à chaque appui, en lien avec le niveau d'activation musculaire, la fatigue et les dommages musculaires (Wakeling et al., 2001 ; Nigg & Wakeling, 2002 ; Trama et al., 2019). Un modèle récemment proposé par Clark et al. (2016) permet de prédire avec précision les formes de patterns de réaction de force en course à pied $(R^2 = 0.95)$ indépendamment de l'intensité de course, du niveau de pratique et du type de pose d'appui (Clark et al., 2016). Ce modèle fonctionnant à partir des données de masse du corps, des temps de contact, temps de vol et de la position du centre de rotation de la cheville à chaque pas, apparaît comme une solution économique et facile à mettre en place pour prédire le niveau de force au sol en condition de sprint sur plusieurs surfaces engazonnées. Par ailleurs, une nouvelle approche non-invasive a permis de montrer chez l'homme pendant la course à pied que l'utilisation combinée de tensiomètres et d'accéléromètres miniaturisés permettait d'estimer la tension appliquée aux tendons d'Achille et patellaire via la mesure de la propagation de vitesse des ondes (Martin et al., 2018). Cela ouvre des perspectives majeures vis-à-vis de notre compréhension des forces produites au niveau des SMT au cours de la locomotion et pourrait être appliquée à l'étude de l'influence des surfaces engazonnées. Enfin, l'utilisation intensive des technologies embarquées (GPS/accéléromètres) par les clubs professionnels de football et de rugby soulèvent certaines interrogations concernant la fiabilité et l'intérêt des données récoltées dans le cadre du suivi de la charge d'entrainement et de compétition. A partir d'accéléromètres tri-axiaux fixés au niveau du sacrum, Schütte et al.

(2016, 2018) ont examiné l'effet de plusieurs surfaces extérieures et de la fatigue sur la dynamique de course (stabilité, chargement) (Schütte et al., 2016 ; 2018). Cette approche apparaît non seulement prometteuse pour l'évaluation de l'effet des surfaces engazonnées mais également pour identifier l'apparition de fatigue sur ces surfaces, de manière quotidienne à l'entrainement.

Une troisième perspective de recherche concerne l'influence des propriétés mécaniques des surfaces sur les interactions muscle-tendon, mais cette fois en contrôlant en laboratoire le niveau de raideur, d'amortissement et de déformation des surfaces dans la lignée des études classiques de l'équipe de Farley, Ferris et Moritz (Farley et al., 1997 ; Ferris et al., 1998 ; Moritz & Farley, 2003). Cela permettrait de mieux comprendre par quels mécanismes, l'homme ajuste sa raideur musculosquelettique globale sur différentes surfaces (Farley et al., 1997 ; Ferris et al., 1998 ; Kerdok et al., 2002). Plus spécifiquement, il serait pertinent d'étudier les interactions muscle-tendon et l'activation musculaire des synergistes du triceps surae et des quadriceps au cours de rebonds et de course à pied à des intensités sous-maximales afin de comprendre notamment comment les tissus tendineux contribuent à l'augmentation ou la diminution du coup métabolique sur des surfaces de niveaux de raideur différentes (Farley et al., 1997 ; Ferris et al., 1997 ; Ferris et al., 1998 ; Moritz & Farley, 2003 ; Kerdok et al., 2002).

Conclusion générale

Se déplacer sur une surface induit des échanges d'énergie entre le corps et cette surface. Dès lors, les propriétés mécaniques d'une surface peuvent affecter la performance motrice de l'athlète. Dans le cadre de cette thèse, nous avons montré, en situation écologique, que les interactions muscle-tendon et l'activation musculaire du gastrocnemius medialis au cours d'un saut et du vastus lateralis au cours d'une réception se trouvent modifiées en fonction des propriétés mécaniques de la surface sans, pour autant, altérer la performance en saut, ou la cinématique du mouvement étudié. Nous avons également montré que les propriétés viscoélastiques de la technologie de pelouse naturelle renforcée semblent être plus optimales lorsque l'on saute et se réceptionne en comparaison à la pelouse synthétique de 3^{ème} génération dans un objectif de prévention. Cela pourrait avoir des conséquences au niveau de la pratique sportive, notamment lors de réceptions de saut unilatérales où le risque de survenue de blessure musculo-squelettique pourrait potentiellement être plus élevé sur ce type de pelouse synthétique. Des recherches supplémentaires sont nécessaires afin de préciser ces différences entre les types de surface engazonnée (i.e. naturelles renforcées ou autres type d'hybrides, naturelles, synthétiques) sur la biomécanique du geste sportif au cours d'autres types de mouvement à risque de blessure important (e.g. changement de direction) et à performance motrice maximale (e.g. sprint).

Bibliographie

Abbott, B. C., Bigland, B. and Ritchie, J. M. (1952). The physiological cost of negative work. *J Physiol* 117, 380-90.

Aeles, J., Lichtwark, G., Peeters, D., Delecluse, C., Jonkers, I. and Vanwanseele, B. (2018). Effect of a prehop on the muscle-tendon interaction during vertical jumps. *J Appl Physiol (1985)* **124**, 1203-1211.

Aerts, P. (1998). Vertical jumping in Galago senegalensis: the quest for an obligate mechanical power amplifier. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences* **353**, 1607-1620.

Aggeloussis, N., Giannakou, E., Albracht, K. and Arampatzis, A. (2010). Reproducibility of fascicle length and pennation angle of gastrocnemius medialis in human gait in vivo. *Gait Posture* **31**, 73-7.

Alexander, R. M. (1989). Dynamics of dinosaurs and other extinct giants: Columbia University Press.

Alexander, R. M. (2002). Tendon elasticity and muscle function. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol* **133**, 1001-11.

Alexander, R. M. (2006). Dinosaur biomechanics. Proc Biol Sci 273, 1849-55.

Alexander, R. M. and Bennet-Clark, H. C. (1977). Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature* **265**, 114-7.

Andena, L., Ciancio, A., Briatico-Vangosa, F., Mariani, S. and Pavan, A. (2018). On the relationship between force reduction, loading rate and energy absorption in athletics tracks. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology* 232, 71-78.

Anderson, F. C. and Pandy, M. G. (1993). Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *J Biomech* 26, 1413-27.

Andersson, H., Ekblom, B. and Krustrup, P. (2008). Elite football on artificial turf versus natural grass: movement patterns, technical standards, and player impressions. *J Sports Sci* 26, 113-22.

Ando, R., Nosaka, K., Tomita, A., Watanabe, K., Blazevich, A. J. and Akima, H. (2018). Vastus intermedius vs vastus lateralis fascicle behaviors during maximal concentric and eccentric contractions. *Scand J Med Sci Sports* **28**, 1018-1026.

Ando, R., Taniguchi, K., Saito, A., Fujimiya, M., Katayose, M. and Akima, H. (2014). Validity of fascicle length estimation in the vastus lateralis and vastus intermedius using ultrasonography. *J Electromyogr Kinesiol* **24**, 214-20.

Arampatzis, A., Bruggemann, G. P. and Klapsing, G. M. (2002). A threedimensional shank-foot model to determine the foot motion during landings. *Med Sci Sports Exerc* 34, 130-8.

Arampatzis, A., Morey-Klapsing, G. and Bruggemann, G. P. (2003). The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. *J Electromyogr Kinesiol* **13**, 533-44.

Arampatzis, A., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G. and Bruggemann, G. P. (2004). Interaction of the human body and surfaces of different stiffness during drop jumps. *Med Sci Sports Exerc* **36**, 451-9.

Arellano, C. J., Konow, N., Gidmark, N. J. and Roberts, T. J. (2019). Evidence of a tunable biological spring: elastic energy storage in aponeuroses varies with transverse strain in vivo. *Proc Biol Sci* 286, 20182764.

Asmussen, E. and Bonde-Petersen, F. (1974). Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol Scand* **91**, 385-92.

Astley, H. C., Haruta, A. and Roberts, T. J. (2015). Robust jumping performance and elastic energy recovery from compliant perches in tree frogs. *J Exp Biol* **218**, 3360-3.

Avrillon, S., Guilhem, G., Barthelemy, A. and Hug, F. (2018). Coordination of hamstrings is individual specific and is related to motor performance. *J Appl Physiol (1985)* **125**, 1069-1079.

Azizi, E. and Abbott, E. M. (2013). Anticipatory motor patterns limit muscle stretch during landing in toads. *Biol Lett* **9**, 20121045.

Azizi, E., Brainerd, E. L. and Roberts, T. J. (2008). Variable gearing in pennate muscles. *Proc Natl Acad Sci USA* **105**, 1745-50.

Azizi, E. and Roberts, T. J. (2009). Biaxial strain and variable stiffness in aponeuroses. *J Physiol* 587, 4309-18.

Azizi, E. and Roberts, T. J. (2014). Geared up to stretch: pennate muscle behavior during active lengthening. *J Exp Biol* **217**, 376-81.

Bahr, R., Clarsen, B. and Ekstrand, J. (2018). Why we should focus on the burden of injuries and illnesses, not just their incidence. *Br J Sports Med* **52**, 1018-1021.

Baroud, G., Nigg, B. and Stefanyshyn, D. (1999). Energy storage and return in sport surfaces. *Sports Engineering* **2**, 173-180.

Benard, M. R., Becher, J. G., Harlaar, J., Huijing, P. A. and Jaspers, R. T. (2009). Anatomical information is needed in ultrasound imaging of muscle to avoid potentially substantial errors in measurement of muscle geometry. *Muscle Nerve* **39**, 652-65.

Bercoff, J., Tanter, M. and Fink, M. (2004). Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* **51**, 396-409.

Biewener, A. and Patek, S. (2018). Animal locomotion: Oxford University Press.

Biewener, A. A. and Roberts, T. J. (2000). Muscle and tendon contributions to force, work, and elastic energy savings: a comparative perspective. *Exerc Sport Sci Rev* **28**, 99-107.

Bisseling, R. W., Hof, A. L., Bredeweg, S. W., Zwerver, J. and Mulder, T. (2007). Relationship between landing strategy and patellar tendinopathy in volleyball. *Br J Sports Med* **41**, e8.

Bisseling, R. W., Hof, A. L., Bredeweg, S. W., Zwerver, J. and Mulder, T. (2008). Are the take-off and landing phase dynamics of the volleyball spike jump related to patellar tendinopathy? *Br J Sports Med* **42**, 483-9.

Blazevich, A. J., Gill, N. D. and Zhou, S. (2006). Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. *J Anat* 209, 289-310.

Bobbert, M. F. (2001). Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: a simulation study. *J Exp Biol* **204**, 533-42.

Bobbert, M. F. and Casius, L. J. (2005). Is the effect of a countermovement on jump height due to active state development? *Med Sci Sports Exerc* **37**, 440-6.

Bobbert, M. F., Gerritsen, K. G., Litjens, M. C. and Van Soest, A. J. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Med Sci Sports Exerc* **28**, 1402-12.

Bobbert, M. F., Huijing, P. A. and van Ingen Schenau, G. J. (1986). An estimation of power output and work done by the human triceps surae muscle-tendon complex in jumping. *J Biomech* **19**, 899-906.

Bobbert, M. F., Mackay, M., Schinkelshoek, D., Huijing, P. A. and van Ingen Schenau, G. J. (1986). Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* **54**, 566-73.

Bobbert, M. F. and van Ingen Schenau, G. J. (1988). Coordination in vertical jumping. *J Biomech* **21**, 249-62.

Boden, B. P., Griffin, L. Y. and Garrett, W. E., Jr. (2000). Etiology and Prevention of Noncontact ACL Injury. *Phys Sportsmed* 28, 53-60.

Bojsen-Moller, J. and Magnusson, S. P. (2015). Heterogeneous Loading of the Human Achilles Tendon In Vivo. *Exerc Sport Sci Rev* **43**, 190-7.

Bolsterlee, B., Gandevia, S. C. and Herbert, R. D. (2016). Ultrasound imaging of the human medial gastrocnemius muscle: how to orient the transducer so that muscle fascicles lie in the image plane. *J Biomech* **49**, 1002-1008.

Bosco, C., Komi, P. V. and Ito, A. (1981). Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand* **111**, 135-40.

Bosco, C., Luhtanen, P. and Komi, P. V. (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* **50**, 273-82.

Bosco, C., Saggini, R. and Viru, A. (1997). The influence of different floor stiffness on mechanical efficiency of leg extensor muscle. *Ergonomics* **40**, 670-9.

Brainerd, E. L. and Azizi, E. (2005). Muscle fiber angle, segment bulging and architectural gear ratio in segmented musculature. *J Exp Biol* **208**, 3249-61.

Bramble, D. M. and Lieberman, D. E. (2004). Endurance running and the evolution of Homo. *Nature* **432**, 345-52.

Brennan, S. F., Cresswell, A. G., Farris, D. J. and Lichtwark, G. A. (2017). In vivo fascicle length measurements via B-mode ultrasound imaging with single vs dual transducer arrangements. *J Biomech* 64, 240-244.

Butterfield, T. A. and Herzog, W. (2006). Effect of altering starting length and activation timing of muscle on fiber strain and muscle damage. *J Appl Physiol (1985)* **100**, 1489-98.

Cavagna, G. (2017). Physiological aspects of legged terrestrial locomotion: the motor and the machine: Springer.

Cavagna, G. A., Dusman, B. and Margaria, R. (1968). Positive work done by a previously stretched muscle. *J Appl Physiol* **24**, 21-32.

Charalambous, L., von Lieres Und Wilkau, H. C., Potthast, W. and Irwin, G. (2016). The effects of artificial surface temperature on mechanical properties and player kinematics during landing and acceleration. *J Sport Health Sci* **5**, 355-360.

Chauveau, M. (1896). La dépense énergétique respectivement engagée dans le travail positif et le travail négatif des muscles, d'après les échanges respiratoires. Applications à la vérification expérimentale de la loi de l'equivalence dans les transformations de la force chez les êires organisés Exposition des principes de la méthode qui a servi à cette vérification. *Comptes rendus hebdomadaires des séances de l'Académie des sciences* **122**, 58-64.

Clark, K. P., Ryan, L. J. and Weyand, P. G. (2017). A general relationship links gait mechanics and running ground reaction forces. *J Exp Biol* 220, 247-258.

Clark, W. H. and Franz, J. R. (2018). Do triceps surae muscle dynamics govern non-uniform Achilles tendon deformations? *PeerJ* 6, e5182.

Clarkson, P. M. and Hubal, M. J. (2002). Exercise-induced muscle damage in humans. *Am J Phys Med Rehabil* **81**, S52-69.

Coward, S. R. and Halsey, L. G. (2014). Energy expended during horizontal jumping: investigating the effects of surface compliance. *Biol Open* **3**, 815-20.

Cronin, N. J., Carty, C. P., Barrett, R. S. and Lichtwark, G. (2011). Automatic tracking of medial gastrocnemius fascicle length during human locomotion. *J Appl Physiol* (1985) **111**, 1491-6.

Cronin, N. J. and Lichtwark, G. (2013). The use of ultrasound to study muscletendon function in human posture and locomotion. *Gait Posture* **37**, 305-12.

Cronin, N. J., Peltonen, J., Ishikawa, M., Komi, P. V., Avela, J., Sinkjaer, T. and Voigt, M. (2008). Effects of contraction intensity on muscle fascicle and stretch reflex behavior in the human triceps surae. *J Appl Physiol (1985)* 105, 226-32.

Crouzier, M., Hug, F., Dorel, S., Deschamps, T., Tucker, K. and Lacourpaille, L. (2019). Do individual differences in the distribution of activation between synergist muscles reflect individual strategies? *Exp Brain Res* **237**, 625-635.

Daley, M. A. and Biewener, A. A. (2006). Running over rough terrain reveals limb control for intrinsic stability. *Proc Natl Acad Sci U S A* **103**, 15681-6.

de Koning, J. J., Nigg, B. M. and Gerritsen, K. G. (1997). Assessment of the mechanical properties of area-elastic sport surfaces with video analysis. *Med Sci Sports Exerc* **29**, 1664-8.

Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I. and Richard Steadman, J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18, 662-9.

Deffieux, T., Gennisson, J. L., Tanter, M. and Fink, M. (2008). Assessment of the mechanical properties of the musculoskeletal system using 2-D and 3-D very high frame rate ultrasound. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* **55**, 2177-90.

Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E. and Thelen, D. G. (2007). OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng* 54, 1940-50.

Devita, P. and Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med Sci Sports Exerc* 24, 108-15.

Dick, T. J. M. and Wakeling, J. M. (2018). Geometric models to explore mechanisms of dynamic shape change in skeletal muscle. *R Soc Open Sci* **5**, 172371.

Dixon, S., Fleming, P., James, I. and Carre, M. (2015). The Science and Engineering of Sport Surfaces: Routledge.

Dragoo, J. L. and Braun, H. J. (2010). The effect of playing surface on injury rate: a review of the current literature. *Sports Med* **40**, 981-90.

Dufek, J. S. and Bates, B. T. (1991). Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Med* **12**, 326-37.

Duncan, A. and McDonagh, M. J. (2000). Stretch reflex distinguished from preprogrammed muscle activations following landing impacts in man. *J Physiol* **526 Pt 2**, 457-68.

Durá, J. V. (1999). The effect of shock absorbing sports surfaces in jumping. *Sports Engin.* **2**, 103-108.

Ekstrand, J., Hagglund, M. and Walden, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *Am J Sports Med* **39**, 1226-32.

Ekstrand, J., Hagglund, M. and Walden, M. (2011). Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *Br J Sports Med* **45**, 553-8.

Ekstrand, J. and Nigg, B. M. (1989). Surface-related injuries in soccer. *Sports Med* 8, 56-62.

Ekstrand, J., Timpka, T. and Hagglund, M. (2006). Risk of injury in elite football played on artificial turf versus natural grass: a prospective two-cohort study. *Br J Sports Med* **40**, 975-80.

Farcy, S., Nordez, A., Dorel, S., Hauraix, H., Portero, P. and Rabita, G. (2014). Interaction between gastrocnemius medialis fascicle and Achilles tendon compliance: a new insight on the quick-release method. *J Appl Physiol (1985)* **116**, 259-66.

Farley, C. T., Houdijk, H. H., Van Strien, C. and Louie, M. (1998). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol (1985)* **85**, 1044-55.

Farris, D. J., Kelly, L. A., Cresswell, A. G. and Lichtwark, G. A. (2019). The functional importance of human foot muscles for bipedal locomotion. *Proc Natl Acad Sci U S A* **116**, 1645-1650.

Farris, D. J., Lichtwark, G. A., Brown, N. A. and Cresswell, A. G. (2016). The role of human ankle plantar flexor muscle-tendon interaction and architecture in maximal vertical jumping examined in vivo. *J Exp Biol* **219**, 528-34.

Ferretti, A. (1986). Epidemiology of jumper's knee. Sports Med 3, 289-95.

Ferris, D. P. and Farley, C. T. (1997). Interaction of leg stiffness and surfaces stiffness during human hopping. *J Appl Physiol (1985)* **82**, 15-22; discussion 13-4.

Ferris, D. P., Louie, M. and Farley, C. T. (1998). Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proc Biol Sci* 265, 989-94.

Finni, T., Ikegawa, S., Lepola, V. and Komi, P. V. (2003). Comparison of forcevelocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiol Scand* **177**, 483-91.

Finni, T., Komi, P. V. and Lepola, V. (2000). In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in a squat jump and counter movement jump. *Eur J Appl Physiol* **83**, 416-26.

Fleming, P. (2011). Artificial turf systems for sport surfaces: current knowledge and research needs. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology* **225**, 43-63.

Friden, J. and Lieber, R. L. (2001). Eccentric exercise-induced injuries to contractile and cytoskeletal muscle fibre components. *Acta Physiol Scand* **171**, 321-6.

Fritz, M. and Peikenkamp, K. (2003). Simulation of the influence of sports surfaces on vertical ground reaction forces during landing. *Med Biol Eng Comput* **41**, 11-7.

Fukashiro, S. and Komi, P. V. (1987). Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *Int J Sports Med* **8 Suppl 1**, 15-21.

Fukashiro, S., Komi, P. V., Jarvinen, M. and Miyashita, M. (1995). In vivo Achilles tendon loading during jumping in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* **71**, 453-8.

Fukunaga, T., Kawakami, Y., Kubo, K. and Kanehisa, H. (2002). Muscle and tendon interaction during human movements. *Exerc Sport Sci Rev* **30**, 106-10.

Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Kanehisa, H. and Maganaris, C. N. (2001). In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc Biol Sci* 268, 229-33.

Fukunaga, T., Roy, R. R., Shellock, F. G., Hodgson, J. A. and Edgerton, V. R. (1996). Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *J Appl Physiol (1985)* **80**, 158-65.

Galindo, A., Barthelemy, J., Ishikawa, M., Chavet, P., Martin, V., Avela, J., Komi, P. V. and Nicol, C. (2009). Neuromuscular control in landing from supra-maximal dropping height. *J Appl Physiol (1985)* **106**, 539-47.

Garrett, W. E., Jr. (1996). Muscle strain injuries. Am J Sports Med 24, S2-8.

Gaudino, P., Gaudino, C., Alberti, G. and Minetti, A. E. (2013). Biomechanics and predicted energetics of sprinting on sand: hints for soccer training. *J Sci Med Sport* 16, 271-5.

Giatsis, G., Panoutsakopoulos, V. and Kollias, I. A. (2018). Biomechanical differences of arm swing countermovement jumps on sand and rigid surface performed by elite beach volleyball players. *J Sports Sci* **36**, 997-1008.

Gillett, J. G., Barrett, R. S. and Lichtwark, G. A. (2013). Reliability and accuracy of an automated tracking algorithm to measure controlled passive and active muscle fascicle length changes from ultrasound. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 16, 678-87.

Gordon, A. M., Huxley, A. F. and Julian, F. J. (1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol* **184**, 170-92.

Gregoire, L., Veeger, H. E., Huijing, P. A. and van Ingen Schenau, G. J. (1984). Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *Int J Sports Med* **5**, 301-5.

Grieve D, Pheasant S and Cavanagh PR. (1978). Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In *Biomechanics VI-A*, eds. Asmussen E and M. Jorgensen K. Baltimore), pp. 405-412. University Park Press.

Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., Garrick, J. G., Hewett, T. E., Huston, L., Ireland, M. L. et al. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg* **8**, 141-50.

Griffiths, R. I. (1991). Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *J Physiol* **436**, 219-36.

Grimmer, S., Ernst, M., Gunther, M. and Blickhan, R. (2008). Running on uneven ground: leg adjustment to vertical steps and self-stability. *J Exp Biol* **211**, 2989-3000.

Gross, T. S. and Nelson, R. C. (1988). The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump. *Med Sci Sports Exerc* 20, 506-14.

Guilhem, G., Doguet, V., Hauraix, H., Lacourpaille, L., Jubeau, M., Nordez, A. and Dorel, S. (2016). Muscle force loss and soreness subsequent to maximal eccentric contractions depend on the amount of fascicle strain in vivo. *Acta Physiol (Oxf)* 217, 152-63.

Hager, R., Dorel, S., Nordez, A., Rabita, G., Couturier, A., Hauraix, H., Duchateau, J. and Guilhem, G. (2018). The slack test does not assess maximal shortening velocity of muscle fascicles in humans. *J Exp Biol* 221.

Hansen, P., Bojsen-Moller, J., Aagaard, P., Kjaer, M. and Magnusson, S. P. (2006). Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* **21**, 54-8.

Hardin, E. C., van den Bogert, A. J. and Hamill, J. (2004). Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Med Sci Sports Exerc* **36**, 838-44.

Hatfield, D. L., Murphy, K. M., Nicoll, J. X., Sullivan, W. M. and Henderson, J. (2019). Effects of Different Athletic Playing Surfaces on Jump Height, Force, and Power. *J Strength Cond Res* **33**, 965-973.

Hauraix, H., Nordez, A., Guilhem, G., Rabita, G. and Dorel, S. (2015). In vivo maximal fascicle-shortening velocity during plantar flexion in humans. *J Appl Physiol (1985)* **119**, 1262-71.

Hawkins, R. D. and Fuller, C. W. (1999). A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. *Br J Sports Med* **33**, 196-203.

Heinonex, A. O., Karvones, M. J. and Ruosteenoja, R. (1959). The energy expenditure of walking on snow at various depths. *Ergonomics* **2**, 389-394.

Herbert, R. D., Heroux, M. E., Diong, J., Bilston, L. E., Gandevia, S. C. and Lichtwark, G. A. (2015). Changes in the length and three-dimensional orientation of muscle fascicles and aponeuroses with passive length changes in human gastrocnemius muscles. *J Physiol* **593**, 441-55.

Hickox, L. J., Ashby, B. M. and Alderink, G. J. (2016). Exploration of the validity of the two-dimensional sagittal plane assumption in modeling the standing long jump. *J Biomech* **49**, 1085-1093.

Hicks, K. M., Onambele-Pearson, G. L., Winwood, K. and Morse, C. I. (2013). Gender differences in fascicular lengthening during eccentric contractions: the role of the patella tendon stiffness. *Acta Physiol (Oxf)* **209**, 235-44.

Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences* **126**, 136-195.

Hof, A. L., Geelen, B. A. and Van den Berg, J. (1983). Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. *J Biomech* 16, 523-37.

Hof, A. L., Van Zandwijk, J. P. and Bobbert, M. F. (2002). Mechanics of human triceps surae muscle in walking, running and jumping. *Acta Physiol Scand* **174**, 17-30.

Hoffman, B. W., Cresswell, A. G., Carroll, T. J. and Lichtwark, G. A. (2014). Muscle fascicle strains in human gastrocnemius during backward downhill walking. *J Appl Physiol (1985)* **116**, 1455-62.

Hollville, E., Nordez, A., Guilhem, G., Lecompte, J. and Rabita, G. (2019). How surface properties affect fascicle-tendon interactions during drop landing? *Scand J Med Sci Sports* submitted.

Hollville, E., Nordez, A., Guilhem, G., Lecompte, J. and Rabita, G. (2019). Interactions between fascicles and tendinous tissues in gastrocnemius medialis and vastus lateralis during drop landing. *Scand J Med Sci Sports* **29**, 55-70.

Honert, E. C. and Zelik, K. E. (2019). Foot and shoe responsible for majority of soft tissue work in early stance of walking. *Hum Mov Sci* 64, 191-202.

Hoogkamer, W., Kipp, S., Frank, J. H., Farina, E. M., Luo, G. and Kram, R. (2018). A Comparison of the Energetic Cost of Running in Marathon Racing Shoes. *Sports Med* **48**, 1009-1019.

Hubley, C. L. and Wells, R. P. (1983). A work-energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump performance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* **50**, 247-54.

Iida, Y., Kanehisa, H., Inaba, Y. and Nakazawa, K. (2011). Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. *J Electromyogr Kinesiol* **21**, 602-9.

Ishikawa, M., Finni, T. and Komi, P. V. (2003). Behaviour of vastus lateralis muscle-tendon during high intensity SSC exercises in vivo. *Acta Physiol Scand* **178**, 205-13.

Ishikawa, M., Niemela, E. and Komi, P. V. (2005). Interaction between fascicle and tendinous tissues in short-contact stretch-shortening cycle exercise with varying eccentric intensities. *J Appl Physiol (1985)* **99**, 217-23.

Kamibayashi, K. and Muro, M. (2006). Modulation of pre-programmed muscle activation and stretch reflex to changes of contact surface and visual input during movement to absorb impact. *J Electromyogr Kinesiol* **16**, 432-9.

Kawakami, Y. and Fukunaga, T. (2006). New insights into in vivo human skeletal muscle function. *Exerc Sport Sci Rev* 34, 16-21.

Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H. and Fukunaga, T. (2002). In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J Physiol* **540**, 635-46.

Kelly, L. A., Farris, D. J., Cresswell, A. G. and Lichtwark, G. A. (2019). Intrinsic foot muscles contribute to elastic energy storage and return in the human foot. *J Appl Physiol* (1985) **126**, 231-238.

Kelly, L. A., Lichtwark, G. A., Farris, D. J. and Cresswell, A. (2016). Shoes alter the spring-like function of the human foot during running. *J R Soc Interface* 13.

Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., Kester, R. C. and Alexander, R. M. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature* **325**, 147-9.

Kerdok, A. E., Biewener, A. A., McMahon, T. A., Weyand, P. G. and Herr, H. M. (2002). Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol (1985)* **92**, 469-78.

Kernozek, T. W., Torry, M. R., H, V. H., Cowley, H. and Tanner, S. (2005). Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Med Sci Sports Exerc* **37**, 1003-12; discussion 1013.

Komi, P. V. and Bosco, C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med Sci Sports* 10, 261-5.

Konow, N., Azizi, E. and Roberts, T. J. (2012). Muscle power attenuation by tendon during energy dissipation. *Proc Biol Sci* 279, 1108-13.

Konow, N. and Roberts, T. J. (2015). The series elastic shock absorber: tendon elasticity modulates energy dissipation by muscle during burst deceleration. *Proc Biol Sci* **282**, 20142800.

Kubo, K., Kawakami, Y. and Fukunaga, T. (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J Appl Physiol (1985)* **87**, 2090-6.

Kurokawa, S., Fukunaga, T., Nagano, A. and Fukashiro, S. (2003). Interaction between fascicles and tendinous structures during counter movement jumping investigated in vivo. *J Appl Physiol (1985)* **95**, 2306-14.

Kutch, J. J. and Valero-Cuevas, F. J. (2012). Challenges and new approaches to proving the existence of muscle synergies of neural origin. *PLoS Comput Biol* **8**, e1002434.

Kwah, L. K., Pinto, R. Z., Diong, J. and Herbert, R. D. (2013). Reliability and validity of ultrasound measurements of muscle fascicle length and pennation in humans: a systematic review. *J Appl Physiol (1985)* **114**, 761-9.

Lai, A., Schache, A. G., Brown, N. A. and Pandy, M. G. (2016). Human ankle plantar flexor muscle-tendon mechanics and energetics during maximum acceleration sprinting. *J R Soc Interface* 13.

Lai, A., Schache, A. G., Lin, Y. C. and Pandy, M. G. (2014). Tendon elastic strain energy in the human ankle plantar-flexors and its role with increased running speed. *J Exp Biol* **217**, 3159-68.

Lai, A. K. M., Lichtwark, G. A., Schache, A. G. and Pandy, M. G. (2018). Differences in in vivo muscle fascicle and tendinous tissue behavior between the ankle plantarflexors during running. *Scand J Med Sci Sports* **28**, 1828-1836.

LaStayo, P. C., Woolf, J. M., Lewek, M. D., Snyder-Mackler, L., Reich, T. and Lindstedt, S. L. (2003). Eccentric muscle contractions: their contribution to injury, prevention, rehabilitation, and sport. *J Orthop Sports Phys Ther* **33**, 557-71.

Laughlin, W. A., Weinhandl, J. T., Kernozek, T. W., Cobb, S. C., Keenan, K. G. and O'Connor, K. M. (2011). The effects of single-leg landing technique on ACL loading. *J Biomech* 44, 1845-51.

Lejeune, T. M., Willems, P. A. and Heglund, N. C. (1998). Mechanics and energetics of human locomotion on sand. *J Exp Biol* 201, 2071-80.

Lichtwark, G. (2018). Ultrasound technology for examining the mechanics of the muscle, tendon, and ligament. *Handbook of human motion*, 157-176.

Lichtwark, G. A. and Wilson, A. M. (2005). In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *J Exp Biol* **208**, 4715-25.

Lichtwark, G. A. and Wilson, A. M. (2006). Interactions between the human gastrocnemius muscle and the Achilles tendon during incline, level and decline locomotion. *J Exp Biol* **209**, 4379-88.

Lichtwark, G. A. and Wilson, A. M. (2007). Is Achilles tendon compliance optimised for maximum muscle efficiency during locomotion? *J Biomech* 40, 1768-75.

Lieber, R. L. and Friden, J. (1993). Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain. *J Appl Physiol (1985)* 74, 520-6.

Lindstedt, S. L., LaStayo, P. C. and Reich, T. E. (2001). When active muscles lengthen: properties and consequences of eccentric contractions. *News Physiol Sci* 16, 256-61.

Livesay, G. A., Reda, D. R. and Nauman, E. A. (2006). Peak torque and rotational stiffness developed at the shoe-surface interface: the effect of shoe type and playing surface. *Am J Sports Med* **34**, 415-22.

Lutz, G. J. and Rome, L. C. (1994). Built for jumping: the design of the frog muscular system. *Science* 263, 370-2.

Madigan, M. L. and Pidcoe, P. E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *J Electromyogr Kinesiol* **13**, 491-8.

Magnusson, S. P., Narici, M. V., Maganaris, C. N. and Kjaer, M. (2008). Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *J Physiol* 586, 71-81.

Malisoux, L., Gette, P., Urhausen, A., Bomfim, J. and Theisen, D. (2017). Influence of sports flooring and shoes on impact forces and performance during jump tasks. *PLoS One* **12**, e0186297.

Marey, E. J. and Demeny, G. (1885). Locomotion humaine, mécanisme du saut. *Comptes rendus hebdomadaires des séances de l'Académie des sciences*.

Martin, J. A., Brandon, S. C. E., Keuler, E. M., Hermus, J. R., Ehlers, A. C., Segalman, D. J., Allen, M. S. and Thelen, D. G. (2018). Gauging force by tapping tendons. *Nat Commun* 9, 1592.

Matijevich, E. S., Branscombe, L. M. and Zelik, K. E. (2018). Ultrasound estimates of Achilles tendon exhibit unexpected shortening during ankle plantarflexion. *J Biomech* **72**, 200-206.

McKinley, P. and Pedotti, A. (1992). Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution. *Exp Brain Res* **90**, 427-40.

McMahon, T. A. (1984). Mechanics of locomotion. *The International Journal of Robotics Research* **3**, 4-28.

McMahon, T. A. and Greene, P. R. (1978). Fast running tracks. Sci Am 239, 148-63.

McMahon, T. A. and Greene, P. R. (1979). The influence of track compliance on running. *J Biomech* **12**, 893-904.

McNitt-Gray, J. L., Yokoi, T. and Millward, C. (1993). Landing Strategy Adjustments Made by Female Gymnasts in Response to Drop Height and Mat Composition. *Journal of Applied Biomechanics* 9, 173-190.

McNitt-Gray, J. L., Yokoi, T. and Millward, C. (1994). Landing strategies used by gymnasts on different surfaces. *Journal of Applied Biomechanics* 10, 237-252.

Mohr, M., Krustrup, P. and Bangsbo, J. (2003). Match performance of highstandard soccer players with special reference to development of fatigue. *J Sports Sci* 21, 519-28.

Mokhtarzadeh, H., Yeow, C. H., Hong Goh, J. C., Oetomo, D., Malekipour, F. and Lee, P. V. (2013). Contributions of the soleus and gastrocnemius muscles to the anterior cruciate ligament loading during single-leg landing. *J Biomech* 46, 1913-20.

Morin, J. B., Gimenez, P., Edouard, P., Arnal, P., Jimenez-Reyes, P., Samozino, P., Brughelli, M. and Mendiguchia, J. (2015). Sprint Acceleration Mechanics: The Major Role of Hamstrings in Horizontal Force Production. *Front Physiol* **6**, 404.

Moritz, C. T. and Farley, C. T. (2005). Human hopping on very soft elastic surfaces: implications for muscle pre-stretch and elastic energy storage in locomotion. *J Exp Biol* **208**, 939-49.

Moritz, C. T., Greene, S. M. and Farley, C. T. (2004). Neuromuscular changes for hopping on a range of damped surfaces. *J Appl Physiol (1985)* **96**, 1996-2004.

Muybridge, E. (1957). Animals in motion: Courier Corporation.

Nigg, B. M. and Wakeling, J. M. (2001). Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exerc Sport Sci Rev* 29, 37-41.

Nigg, B. M. and Yeadon, M. R. (1987). Biomechanical aspects of playing surfaces. J Sports Sci 5, 117-45.

Nigg, B. M., Yeadon, M. R. and Herzog, W. (1988). The influence of construction strategies of sprung surfaces on deformation during vertical jumps. *Med Sci Sports Exerc* 20, 396-402.

Nikolaidou, M. E., Marzilger, R., Bohm, S., Mersmann, F. and Arampatzis, A. (2017). Operating length and velocity of human M. vastus lateralis fascicles during vertical jumping. *R Soc Open Sci* **4**, 170185.

Nordez, A., Gallot, T., Catheline, S., Guevel, A., Cornu, C. and Hug, F. (2009). Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound. *J Appl Physiol* (1985) **106**, 1970-5.

Obst, S. J., Renault, J. B., Newsham-West, R. and Barrett, R. S. (2014). Threedimensional deformation and transverse rotation of the human free Achilles tendon in vivo during isometric plantarflexion contraction. *J Appl Physiol (1985)* **116**, 376-84.

Olsen, M. T., Bruening, D. A., Johnson, A. W. and Ridge, S. T. (2019). The Role of the Midfoot in Drop Landings. *Med Sci Sports Exerc* **51**, 114-122.

Pappas, E., Hagins, M., Sheikhzadeh, A., Nordin, M. and Rose, D. (2007). Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. *Clin J Sport Med* **17**, 263-8.

Pearson, S. J., Burgess, K. and Onambele, G. N. (2007). Creep and the in vivo assessment of human patellar tendon mechanical properties. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* **22**, 712-7.

Peikenkamp, K., Fritz, M. and Nicol, K. (2002). Simulation of the vertical ground reaction force on sport surfaces during landing. *Journal of Applied Biomechanics* **18**, 122-134.

Peltonen, J., Cronin, N. J., Stenroth, L., Finni, T. and Avela, J. (2013). Viscoelastic properties of the Achilles tendon in vivo. *Springerplus* **2**, 212.

Penailillo, L., Blazevich, A. J. and Nosaka, K. (2015). Muscle fascicle behavior during eccentric cycling and its relation to muscle soreness. *Med Sci Sports Exerc* 47, 708-17.

Potthast, W., Verhelst, R., Hughes, M., Stone, K. and De Clercq, D. (2010). Football-specific evaluation of player–surface interaction on different football turf systems. *Sports Technology* **3**, 5-12.

Prilutsky, B. I. and Zatsiorsky, V. M. (1994). Tendon action of two-joint muscles: transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *J Biomech* **27**, 25-34.

Proske, U. and Morgan, D. L. (2001). Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *J Physiol* **537**, 333-45.

Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Saez-de-Villarreal, E., Couturier, A., Samozino, P. and Morin, J. B. (2015). Sprint mechanics in world-class athletes: a new insight into the limits of human locomotion. *Scand J Med Sci Sports* **25**, 583-94.

Raiteri, B. J. (2018). Aponeurosis behaviour during muscular contraction: A narrative review. *Eur J Sport Sci* **18**, 1128-1138.

Raj, I. S., Bird, S. R. and Shield, A. J. (2012). Reliability of ultrasonographic measurement of the architecture of the vastus lateralis and gastrocnemius medialis muscles in older adults. *Clin Physiol Funct Imaging* **32**, 65-70.

Rana, M., Hamarneh, G. and Wakeling, J. M. (2013). 3D fascicle orientations in triceps surae. *J Appl Physiol (1985)* 115, 116-25.

Randhawa, A. and Wakeling, J. M. (2018). Transverse anisotropy in the deformation of the muscle during dynamic contractions. *J Exp Biol* 221.

Reeves, N. D. and Narici, M. V. (2003). Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *J Appl Physiol (1985)* **95**, 1090-6.

Rennie, D. J., Vanrenterghem, J., Littlewood, M. and Drust, B. (2016). Can the natural turf pitch be viewed as a risk factor for injury within Association Football? *J Sci Med Sport* **19**, 547-52.

Riddick, R. C. and Kuo, A. D. (2016). Soft tissues store and return mechanical energy in human running. *J Biomech* **49**, 436-41.

Roberts, T. J. (2016). Contribution of elastic tissues to the mechanics and energetics of muscle function during movement. *J Exp Biol* **219**, 266-75.

Roberts, T. J. and Azizi, E. (2010). The series-elastic shock absorber: tendons attenuate muscle power during eccentric actions. *J Appl Physiol (1985)* **109**, 396-404.

Roberts, T. J. and Azizi, E. (2011). Flexible mechanisms: the diverse roles of biological springs in vertebrate movement. *J Exp Biol* **214**, 353-61.

Roberts, T. J. and Konow, N. (2013). How tendons buffer energy dissipation by muscle. *Exercise and sport sciences reviews* **41**.

Roberts, T. J., Marsh, R. L., Weyand, P. G. and Taylor, C. R. (1997). Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science* **275**, 1113-5.

Rouch, P., Drevelle, X., Benouaich, L. and Thoreux, P. (2012). On the effect of playing surfaces on lower limb intersegmental loads. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* **15 Suppl 1**, 231-3.

Rouch, P., Drevelle, X., Benouaich, L. and Thoreux, P. (2016). INFLUENCE OF PLAYING SURFACE ON KNEE LOADS DURING RUNNING, SIDESTEP CUTTING AND DROP JUMPING. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*, vol. 33.

Samozino, P., Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Peyrot, N., Saez de Villarreal, E. and Morin, J. B. (2016). A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. *Scand J Med Sci Sports* **26**, 648-58.

Sanchez-Sanchez, J., Garcia-Unanue, J., Jimenez-Reyes, P., Gallardo, A., Burillo, P., Felipe, J. L. and Gallardo, L. (2014). Influence of the mechanical properties of thirdgeneration artificial turf systems on soccer players' physiological and physical performance and their perceptions. *PLoS One* **9**, e111368.

Sanders, R. H. and Allen, J. B. (1993). Changes in net joint torques during accomodation to change in surface compliance in a drop jumping task. *Human Movement Science* **12**, 299-326.

Santello, M. (2005). Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait Posture* **21**, 85-94.

Santello, M. and McDonagh, M. J. (1998). The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. *Exp Physiol* 83, 857-74.

Schutte, K. H., Aeles, J., De Beeck, T. O., van der Zwaard, B. C., Venter, R. and Vanwanseele, B. (2016). Surface effects on dynamic stability and loading during outdoor running using wireless trunk accelerometry. *Gait Posture* **48**, 220-225.

Schutte, K. H., Seerden, S., Venter, R. and Vanwanseele, B. (2018). Influence of outdoor running fatigue and medial tibial stress syndrome on accelerometer-based loading and stability. *Gait Posture* **59**, 222-228.

Sharifnezhad, A., Marzilger, R. and Arampatzis, A. (2014). Effects of load magnitude, muscle length and velocity during eccentric chronic loading on the longitudinal growth of the vastus lateralis muscle. *J Exp Biol* **217**, 2726-33.

Shimokochi, Y. and Shultz, S. J. (2008). Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train* **43**, 396-408.

Shin, D. D., Hodgson, J. A., Edgerton, V. R. and Sinha, S. (2009). In vivo intramuscular fascicle-aponeuroses dynamics of the human medial gastrocnemius during plantarflexion and dorsiflexion of the foot. *J Appl Physiol (1985)* **107**, 1276-84.

Skinner, N. E., Zelik, K. E. and Kuo, A. D. (2015). Subjective valuation of cushioning in a human drop landing task as quantified by trade-offs in mechanical work. *J Biomech* **48**, 1887-92.

Smeets, K., Jacobs, P., Hertogs, R., Luyckx, J. P., Innocenti, B., Corten, K., Ekstrand, J. and Bellemans, J. (2012). Torsional injuries of the lower limb: an analysis of the frictional torque between different types of football turf and the shoe outsole. *Br J Sports Med* **46**, 1078-83.

Spanjaard, M., Reeves, N. D., van Dieen, J. H., Baltzopoulos, V. and Maganaris, C. N. (2007). Gastrocnemius muscle fascicle behavior during stair negotiation in humans. *J Appl Physiol (1985)* **102**, 1618-23.

Stafilidis, S. and Arampatzis, A. (2007). Track compliance does not affect sprinting performance. *J Sports Sci* 25, 1479-90.

Stefanyshyn, D. J. and Nigg, B. M. (2003). Energy and Performance Aspects in Sport Surfaces. In *Sport Surfaces-Biomechanics, Injuries, Performance, Testing and Installation*, eds. B. M. Nigg G. Cole and D. J. Stefanyshyn): University of Calgary.

Straw, C. M., Samson, C. O., Henry, G. M. and Brown, C. N. (2018). Does variability within natural turfgrass sports fields influence ground-derived injuries? *Eur J Sport Sci* 18, 893-902.

Swinnen, W., Hoogkamer, W., Delabastita, T., Aeles, J., De Groote, F. and Vanwanseele, B. (2019). Effect of habitual foot-strike pattern on the gastrocnemius medialis muscle-tendon interaction and muscle force production during running. *J Appl Physiol (1985)* **126**, 708-716.

Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Best, T. M., Swanson, S. C. and Heiderscheit, B. C. (2005). Simulation of biceps femoris musculotendon mechanics during the swing phase of sprinting. *Med Sci Sports Exerc* **37**, 1931-8.

Thomson, A. and Rennie, D. (2016). Evolution of natural grass playing surfaces for elite football. *Aspetar J* **5**.

Thomson, A., Whiteley, R. and Bleakley, C. (2015). Higher shoe-surface interaction is associated with doubling of lower extremity injury risk in football codes: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med* **49**, 1245-52.

Trama, R., Blache, Y. and Hautier, C. (2019). Effect of rocker shoes and running speed on lower limb mechanics and soft tissue vibrations. *J Biomech* 82, 171-177.

van Ingen Schenau, G. J. (1989). From rotation to translation: Constraints on multijoint movements and the unique action of bi-articular muscles. *Human Movement Science* **8**, 301-337.

Visser, J. J., Hoogkamer, J. E., Bobbert, M. F. and Huijing, P. A. (1990). Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* **61**, 453-60.

Voigt, M., Simonsen, E. B., Dyhre-Poulsen, P. and Klausen, K. (1995). Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads. *J Biomech* **28**, 293-307.

Voloshina, A. S. and Ferris, D. P. (2015). Biomechanics and energetics of running on uneven terrain. *J Exp Biol* **218**, 711-9.

Wade, L., Lichtwark, G. and Farris, D. J. (2018). Movement Strategies for Countermovement Jumping are Potentially Influenced by Elastic Energy Stored and Released from Tendons. *Sci Rep* **8**, 2300.

Wade, L., Lichtwark, G. A. and Farris, D. J. (2019). The influence of added mass on muscle activation and contractile mechanics during submaximal and maximal countermovement jumping in humans. *J Exp Biol* 222.

Wakeling, J. M. and Nigg, B. M. (2001). Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity. *J Appl Physiol (1985)* **90**, 412-20.

Walden, M., Krosshaug, T., Bjorneboe, J., Andersen, T. E., Faul, O. and Hagglund, M. (2015). Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. *Br J Sports Med* **49**, 1452-60.

Wannop, J. W., Luo, G. and Stefanyshyn, D. J. (2013). Footwear traction and lower extremity noncontact injury. *Med Sci Sports Exerc* **45**, 2137-43.

Ward, S. R., Eng, C. M., Smallwood, L. H. and Lieber, R. L. (2009). Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clin Orthop Relat Res* 467, 1074-82.

Werkhausen, A., Albracht, K., Cronin, N. J., Meier, R., Bojsen-Moller, J. and Seynnes, O. R. (2017). Modulation of muscle-tendon interaction in the human triceps surae during an energy dissipation task. *J Exp Biol* **220**, 4141-4149.

Wilkie, D. (1949). The relation between force and velocity in human muscle. *The Journal of physiology* **110**, 249-280.

Williams, S., Trewartha, G., Kemp, S. P., Michell, R. and Stokes, K. A. (2016). The influence of an artificial playing surface on injury risk and perceptions of muscle soreness in elite Rugby Union. *Scand J Med Sci Sports* **26**, 101-8.

Winter, D. A. (2009). Biomechanics and motor control of human movement. Hoboken, N.J.: John Wiley & Sons.

Yeadon, M. R. and Nigg, B. M. (1988). A method for the assessment of area-elastic surfaces. *Med Sci Sports Exerc* 20, 403-7.

Yeow, C. H., Lee, P. V. and Goh, J. C. (2009). Regression relationships of landing height with ground reaction forces, knee flexion angles, angular velocities and joint powers during double-leg landing. *Knee* 16, 381-6.

Yeow, C. H., Lee, P. V. and Goh, J. C. (2010). Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *Knee* 17, 127-31.

Yu, B., Lin, C. F. and Garrett, W. E. (2006). Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* **21**, 297-305.

Zelik, K. E. and Franz, J. R. (2017). It's positive to be negative: Achilles tendon work loops during human locomotion. *PLoS One* 12, e0179976.

Zelik, K. E. and Kuo, A. D. (2012). Mechanical work as an indirect measure of subjective costs influencing human movement. *PLoS One* 7, e31143.

Zhang, S. N., Bates, B. T. and Dufek, J. S. (2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med Sci Sports Exerc* **32**, 812-9.



Impact du type de surface sur la réponse à l'exercice : du muscle au mouvement

Impact of the type of surface on the response to exercise: from muscle to movement

Résumé

Les propriétés des surfaces sportives peuvent impacter directement la performance et le risque de blessure en modulant la part d'énergie transmise à l'athlète lors de l'impact du pied sur la surface. Les pelouses naturelle et synthétique sont couramment utilisées sur les terrains de football et de rugby. Depuis quelques années, une nouvelle génération de pelouse dite naturelle renforcée a fait son apparition dans les clubs professionnels mais son influence sur la biomécanique du geste sportif est encore mal connue. Cette thèse vise à évaluer l'influence de trois types de surfaces (gazon naturel renforcée, gazon synthétique et tartan) sur les interactions muscle-tendon et les coordinations neuromusculaires des muscles gastrocnemius medialis (GM) et vastus lateralis (VL) lors de mouvements de réception uni et bilatérale ainsi que de saut. L'analyse des données échographiques dynamiques, de cinématique 2D et d'activité musculaire nous a permis de montrer que : i) les propriétés mécaniques des surfaces peuvent altérer les interactions entre les faisceaux musculaires et les tissus tendineux ainsi que l'amplitude d'activation musculaire ; ii) la pelouse naturelle renforcée semble avoir des propriétés plus optimales que la pelouse synthétique lors de sauts et réceptions ; iii) il existe des différences de comportement marquées entre le GM et VL qui dépendent du type de surface, du type de mouvement et de son intensité. Cela souligne l'importance de ne pas se limiter à l'étude des propriétés mécaniques des surface pour comprendre leur influence sur le mouvement sportif. Par ailleurs, l'étude des comportements musculotendineux *in vivo* en condition écologique permet de mieux comprendre les interactions complexes entre l'homme et la surface.

Mots clés : Raideur de surface ; Echographie ultrarapide ; Interactions muscle-tendon ; Mécanisme tampon ; Amplification de la puissance

Abstract

Sports surface properties can substantially alter the overall performance and risk of injury. Surface mechanical properties influence the loading of the human musculoskeletal system by modulating the amount of foot-impact energy transmitted to the athlete. Natural grass and synthetic turf are commonly used pitches in football and rugby. More recently, reinforced natural grass technology has been used at the elite-level facilities, but its influence on player is not well defined. This thesis aimed at evaluating the influence of three different surfaces (reinforced natural grass, synthetic turf and athletic track) on the muscle-tendon interactions and neuromuscular coordination of *gastrocnemius medialis* (GM) and *vastus lateralis* (VL) muscles during landings and jumping tasks. Analysis of dynamic ultrasound imaging, 2D kinematics and electromyographic data showed that: i) surface mechanical properties influenced muscle-tendon interactions as well as the level of muscle activity; ii) the reinforced natural grass surface seems to optimize the muscular response during the movement and iii) GM and VL muscles displayed specific behaviors relative to the type of movement, its intensity and the type of surface. This emphasizes that the human response cannot be predicted by only analyzing the mechanical surface properties and highlights the important role of in *vivo* ecological testing to better understand player-surface interaction.

Keywords: Surface stiffness; Ultrafast ultrasound; Muscle-tendon interactions; Buffer mechanism; Power amplification