



HAL
open science

Lien entre le valgus dynamique de genou et la force des muscles abducteurs de hanche dans une population féminine

Jérôme Lucchini

► **To cite this version:**

Jérôme Lucchini. Lien entre le valgus dynamique de genou et la force des muscles abducteurs de hanche dans une population féminine. Médecine humaine et pathologie. 2024. dumas-04805819

HAL Id: dumas-04805819

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04805819v1>

Submitted on 26 Nov 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Master Ingénierie de la Santé

Parcours Education, Rééducation, Recherche en Science de la Santé

Mémoire présenté et soutenu par Jérôme Lucchini

Avril 2024

Lien entre le valgus dynamique de genou et la force des muscles abducteurs de hanche dans une population féminine

Axe 2 : Les soins primaires – évaluation des pratiques professionnelles en Masso-
kinésithérapie

Jury :

Pr A. Choplin, MKDE, Professeur des universités.

M. Leclaire, IDE, PhD.

G. Oukhaï, MKDE.

Introduction : L'entorse des ligaments croisés du genou est une blessure retrouvée fréquemment, notamment chez le patient jeune, et constitue la majorité des blessures du genou. Une mécanique de genou trop en valgus lors d'atterrissage de saut augmenterait les risques de blessures aux ligaments croisés antérieurs et aux membres inférieurs. Des facteurs de risques modifiables sont retrouvés dans la littérature dont le contrôle neuromusculaire des hanches influençant la mécanique du membre inférieur. Il semblerait cependant que les liens entre force musculaire des abducteurs de hanche et valgus dynamique de genou soit conflictuel entre les auteurs ; quand certaines études retrouvent des liens, d'autres ne retrouvent aucune relation, alors que certaines concluent à des liens inverses. L'objectif est d'analyser les liens entre valgus dynamique de genou et force des muscles abducteurs de hanche dans une population féminine, dite plus à risques de blessures. Méthode : Nous proposons une étude monocentrique sur 50 participantes saines appartenant à la tranche d'âge 18-24 ans. Nous analyserons valgus dynamique par le biais d'une analyse vidéo 2D ainsi que force musculaire des abducteurs de hanche grâce à un appareil isocinétique. Résultats : Les données obtenues tendent vers l'absence de liens significatifs entre valgus dynamique de genou lors d'un atterrissage à une jambe et force des abducteurs de hanche en excentrique. Discussion : La mise en relation avec la littérature semble nous montrer que les liens avec l'activation neuro-musculaire des muscles de la hanche semblent plus étroits qu'avec la force et constitueraient ainsi une piste de réflexion en rééducation.

Mots clés MeSH: valgus dynamique de genou, force, abducteurs de hanche, isocinétisme.

Introduction : Sprains of the knee's cruciate ligaments are a frequent occurrence, especially in young patients, and account for the majority of knee injuries. A knee mechanics characterized by excessive valgus during jump landings increases the risks of injuries to the anterior cruciate ligaments and the lower limbs. Modifiable risk factors are identified in the literature, including neuromuscular control of the hips, which influence the mechanics of the lower limb. However, the links between hip abductor muscle strength and dynamic knee valgus seem to be conflicting among authors ; while some studies find associations, others find no relationships, and some even conclude to inverse relationships. The aim of the study is to analyze the links between dynamic knee valgus and hip abductor muscle strength in a female population, considered to be at higher risk of injury. Method : We propose a single center study of 50 healthy female participants in the 18-24 age group. We will analyze dynamic knee valgus using 2D video analysis, as well as hip abductor muscle strength using an isokinetic device. Results : The data obtained suggest a lack of significant relationship between dynamic knee valgus during single leg landing and eccentric hip abductor strength. Discussion : Comparison with the literature suggests that the links with neuro-muscular activation of the hip muscles appear to be more closely than those with strength, and could therefore be an avenue for further consideration in rehabilitation.

Key words MeSH : dynamic knee valgus, strength, hip abductor, isokinetic.

Liste des abréviations :

LCA : Ligaments Croisés Antérieurs

VDG : Valgus Dynamique de Genou

MeSH : Medical Subject Headings

NLM : National Library of Medicine

PRISMA : Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses

STROBE : STrengthening the Reporting of OBservational studies in Epidemiology

MF : Moyen Fessier

EMG : Electromyogramme

Nm : Newton mètre

EIAS : Epine Iliaque Antéro Supérieur.

D : Droite

G : Gauche

CPP : Comité de Protection des Personnes

NA : Données Manquantes

QQ Plot : Diagramme Quantile-Quantile

CNIL : Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés

Liste des tableaux

Tableau 1 : Equations de recherches, résultats et articles sélectionnés pour chaque base de données	8
Tableau 2 : Modalités d'utilisation des tests statistiques.....	35
Tableau 3 : Résultats bruts des variables quantitatives de la population totale de l'étude.....	36
Tableau 4: Recodage de la variable qualitative	39
Tableau 5 Tests de normalité pour les variables quantitatives principales et allure des diagrammes Histogramme de fréquence, QQ plot, Diagramme de Densité	40
Tableau 6 : Tests de normalité pour les variables quantitatives en fonction de la latéralité et allure des diagrammes Histogrammes, QQ Plot, Diagramme de densité.....	41
Tableau 7 Tests statistiques, coefficient de corrélation et p-value obtenue pour le croisement des variables quantitatives avec le valgus dynamique de genou droit	43
Tableau 8 : Tests statistiques, coefficient de corrélation et p-value obtenue pour le croisement des variables quantitatives avec le valgus dynamique de genou gauche.....	45
Tableau 9 : Tests statistiques, p-value obtenue pour le croisement des données quantitatives en fonction de la dominance des membres des participants.....	46

Liste des figures

Figure 1 : Diagramme de flux selon la méthode PRISMA.....	9
Figure 2 : Exemple d'un valgus dynamique durant un atterrissage à une jambe	27
Figure 3 : Auto-évaluation critique de l'étude par le biais des lignes directrices STROBE	60

Table des matières

1	Introduction	1
1.1	Contexte général	1
1.2	Justification de la recherche et question inaugurale	2
1.3	Valgus dynamique de genou	2
1.3.1	Définitions	2
1.3.2	Blessures associées	3
1.3.3	Facteurs préventifs.....	3
1.4	Muscles de la hanche dans le plan frontal	4
1.4.1	Généralités	4
1.4.2	Biomécanique des muscles abducteurs de hanche	4
1.4.3	Physiologie musculaire globale	5
1.5	Liens retrouvés entre force des muscles de la hanche dans le plan frontal et Valgus Dynamique de Genou	5
1.5.1	Méthodologie de recherche bibliographique	6
1.5.2	Contexte théorique.....	9
1.5.3	Liens présents durant la course à pied	10
1.5.4	Liens présents durant une descente de marche	12
1.5.5	Liens présents durant un squat sur une jambe	12
1.5.6	Liens présents durant un atterrissage sur une jambe	14
1.5.7	Liens présents durant un atterrissage sur deux jambes.....	16
1.5.8	Liens présents avec d'autres tâches	16
1.5.9	Conclusion	17
1.6	A propos du valgus statique de genou	17
1.6.1	Définitions	18
1.6.2	Valeurs de références.....	18
1.6.3	Blessures associées	19

1.6.4	Relations avec force des muscles de la hanche dans le plan frontal.....	19
1.6.5	Relations avec valgus dynamique de genou	19
1.6.6	Pertinence des mesures en clinique	19
1.6.7	Différences entre les genres.....	20
1.6.8	Conclusion.....	20
1.7	Isocinétisme	20
1.7.1	Historique et définition.....	20
1.7.2	Descriptif de l'appareil	21
1.7.3	Principes de fonctionnement	21
1.7.4	Installation du patient	22
1.7.5	L'isocinétisme en prévention	22
1.8	Objectif principal	23
1.9	Objectifs secondaires	23
2	Matériels et Méthodes	24
2.1	Etude expérimentale	24
2.2	Comité de protection des personnes	24
2.3	Population	25
2.4	Calcul de la taille minimale de l'échantillon	26
2.5	Evaluation du valgus dynamique de genou	26
2.5.1	Choix de la tâche utilisée.....	26
2.5.2	Choix du moyen d'évaluation	27
2.5.3	Choix du logiciel d'analyse vidéo	28
2.6	Mesure de la force des abducteurs de hanche.....	28
2.6.1	Positionnement	29
2.6.2	Echauffement.....	29
2.6.3	Test	30
2.7	Tri statistique des données	31

2.8	Identification des données à recueillir	32
2.9	Durée de l'étude.....	32
2.10	Apports de notre recherche	33
2.11	Modalités de recrutement des participants	33
2.12	Considérations éthiques.....	33
2.13	Modalités assurant la traçabilité de la non opposition	34
2.14	Outils statistiques utilisés	34
2.15	Données manquantes	35
2.16	Financement de l'étude	35
3	Résultats	36
3.1	Statistiques univariées ou descriptives au sein de la population totale de l'étude.....	36
3.1.1	Données quantitatives.....	36
3.1.2	Données qualitatives.....	39
3.2	Statistiques bivariées.....	39
3.2.1	Loi normale	39
3.2.2	Croisement des variables	42
4	Discussion.....	47
4.1	Analyse	47
4.1.1	Statistiques univariées ou descriptives	48
4.1.2	Statistiques bivariées	49
4.1.3	Valgus dynamique du genou droit.....	50
4.1.4	Valgus dynamique de genou gauche	51
4.1.5	Latéralité.....	52
4.2	Principaux résultats obtenus en regard des objectifs	53
4.3	Biais de l'étude	53
4.3.1	Biais méthodologiques liés à l'inclusion des participants.....	53
4.3.2	Biais méthodologiques liés à la mesure de force des abducteurs de hanche.....	54

4.3.3	Biais méthodologiques liés à la mesure du valgus dynamique de genou.....	54
4.3.4	Biais méthodologiques liés à l'analyse statistique des résultats.....	55
4.4	Interprétation générale des résultats	55
4.4.1	Objectif principal.....	55
4.4.2	Objectifs secondaires.....	57
4.5	« Généralisabilité » de l'étude	58
4.6	Auto-évaluation qualitative de notre étude par le biais de la grille STROBE.....	58
5	Conclusion et Perspectives	61
6	Bibliographie	
7	Annexes	I
	Annexe I : Document soumis au CPP : Formulaire de consentement.....	I
	Annexe II : Documents soumis au CPP : Cahier d'observation.....	VII
	Annexe III : Documents soumis au CPP : Lettre de demande d'avis.....	XI
	Annexe IV : Documents soumis au CPP : Formulaire de demande d'avis au comité de protection des personnes pour une recherche mentionnée au 3° de l'article l. 1121-1 du code de la santé publique	XII
	Annexe V : Documents soumis au CPP : Déclaration de conformité à la CNIL	XIII
	Annexe VI : Documents soumis au CPP : Lise des investigateurs	XV
	Annexe VII : Avis favorable du CPP Ile de France III	XVI
	Annexe VIII : Graphiques représentant la répartition des données pour la population totale de l'étude : graphiques de densité, diagrammes quantile-quantile (qq plot) et histogrammes	XVII
	Annexe IX : Graphiques représentant la répartition des données en fonction de la latéralité de chaque individu : graphiques de densité, diagrammes quantile-quantile (qq plot) et histogrammes.....	XXII
	Annexe X :Graphiques représentant les corrélations entre nos données quantitatives: diagrammes en nuage de points.....	XXVI
	Annexe XI : Diagrammes représentant les liens entre données quantitatives et qualitatives : diagramme en boxplots.....	XXIX

Annexe XII : Lignes de codes entrées sur R Studio et leurs résultats	XXX
--	-----

1 Introduction

1.1 Contexte général

Les pathologies et blessures de l'articulation du genou sont rencontrées fréquemment en kinésithérapie, que ce soit dans une population sportive ou dans une population plus sédentaire. Au sein de ces pathologies, on retrouve notamment l'entorse des ligaments croisés antérieurs qui reste la blessure la plus courante et qui survient le plus fréquemment chez le patient jeune, avec un retentissement fonctionnel parfois important. Chaque année en France, 36 540 ligamentoplasties de genou sont réalisées dont 90% concernent le ligament croisé antérieur [2]. Aux Etats-Unis, on compte plus de 120 000 blessures aux ligaments croisés antérieur pour un coût estimé à plus d'un milliard d'euros par ans. Cette incidence augmente chaque année notamment chez les femmes en raison de l'augmentation de la pratique sportive féminine [3].

Le sport reste un grand pourvoyeur de ruptures du ligament croisé antérieur avec au moins 65% des ruptures du LCA qui y sont directement imputables [4]. Selon Joseph et al. [5] il existe cependant une grande différence entre les différentes disciplines sportives ; parmi les sports les plus à risques, on retrouve le football et le basketball féminin, ou encore le football américain masculin.

Outre la pratique du sport, on retrouve des facteurs de risques dits non modifiables tels que la race [6], les prédispositions génétiques [7], ou encore le sexe féminin qui apparait comme un des principaux facteurs de risques de blessures aux ligaments croisés antérieurs [8]. En plus de ces facteurs non-modifiables sur lesquels nous ne pouvons pas agir en tant que professionnels de santé, on retrouve des facteurs de risques neuromusculaires modifiables comme la baisse de la fonction neurocognitive durant l'effort [9], l'augmentation du déplacement du tronc après relâchement musculaire soudain ou encore le contrôle neuromusculaire du gainage abdominal et des hanches qui influe directement sur la mécanique du membre inférieur [10,11].

Le contrôle neuromusculaire du gainage et des hanches se place comme un facteur important à prendre en compte dans les blessures du genou et demeure particulièrement intéressant pour les Masso-Kinésithérapeutes. En effet, un rôle préventif de blessure est possible en ciblant la prise en charge des patients à risques. Il est aujourd'hui admis qu'une mécanique du genou trop en valgus lors d'atterrissage de saut ou lors d'un appui augmente fortement les risques de blessures aigües des ligaments croisés antérieurs [12,13], mais peut aussi augmenter plus généralement la propension aux blessures du membre inférieur [14]. La littérature est riche lorsqu'on

s'intéresse aux liens entre mécanique du genou notamment en valgus dynamique et force musculaire de la hanche. Ainsi, nous avons mené une brève revue de la littérature dans laquelle nous avons constaté des contradictions et peu de consensus d'un premier abord. Ainsi nous nous proposons dans un premier temps d'explorer la littérature de manière plus approfondie sur le sujet afin d'étudier les relations entre ces variables.

1.2 Justification de la recherche et question inaugurale

Les moyens de prévention neuro-musculaires ont largement été étudiés dans la littérature selon différentes modalités et différents moyens d'évaluations [14]. Il en découle de ces recherches de nombreuses études qui obtiennent des résultats très hétérogènes. Nous nous proposons d'étudier et de mettre en pratique deux variables : la force musculaire des abducteurs de hanche et le valgus dynamique de genou. Ainsi nous proposons de se questionner sur les relations entre les alignements du genou dans le plan frontal en dynamique et la force musculaire isocinétique en excentrique des abducteurs de hanche dans une population féminine, plus à risque de blessures aux ligaments croisés antérieurs.

Dans l'objectif de trouver des moyens préventifs de lutte contre les mouvements mécaniques délétères pour le genou, nous proposons d'étudier le sujet au travers du questionnaire suivant :

- Existe-t-il un lien entre un schéma moteur à risque de blessure du genou, le valgus dynamique, et une force musculaire abductrice de hanche plus ou moins élevée ?

1.3 Valgus dynamique de genou

1.3.1 Définitions

Le valgus dynamique de genou (VDG) est défini comme un schéma de mouvement du membre inférieur qui combine adduction et rotation interne de fémur, abduction de genou, translation antérieure et rotation externe du tibia. Durant ce mouvement, l'articulation du genou se déplace au-delà de la ligne verticale pied-cuisse, et indique donc un mouvement de valgisation du genou [15,16]. Lorsqu'il est trop important, le VDG est responsable d'un mauvais alignement de la rotule, peut augmenter le stress sur l'articulation fémoro-patellaire et le rétinaculum, reproduire des mouvements à risques de blessures, et devient donc un mouvement prédisposant aux blessures aiguës et chroniques.

1.3.2 Blessures associées

Les liens entre valgus dynamique de genou et blessures ont été largement étudiés ces dernières années. Nous retrouvons des liens étroits et il semblerait qu'un individu avec un VDG trop important serait plus à risque de blessures aiguës telles que les blessures du ligament croisé antérieur. Nous pouvons retrouver également une propension plus importante aux blessures chroniques telles que les syndromes fémoro-patellaires ou syndromes de l'essui glace [11]. Contrairement aux idées reçues, la majorité des blessures des ligaments croisés se font via un mécanisme sans contact préalable (72,5%)[12] comprenant généralement des mouvements de pivots sur le genou, mais le plus souvent la position type de la blessure représente un VDG[13]. Nous pouvons citer une étude de Hewett et al.[10] qui a retrouvé des liens significatifs entre moments d'abduction élevé et rupture des ligaments croisés. Une étude de Räsänen et al. [14] ont quant à eux retrouvé une probabilité de se blesser 2,7 fois supérieure dans une population avec valgus dynamique de genou trop important.

Il est important de noter qu'il existe une différence entre les hommes et les femmes par rapport aux risques de blessures des LCA. En effet, il existe environ 3,8 fois plus de chances de risques de blessures chez les femmes comparé à une population masculine pratiquant le même sport [11,15]. Nous pouvons ajouter à cela que les femmes avec un taux de blessure plus élevé que la moyenne ont un VDG significativement plus élevé comparé à celles ayant une incidence de blessure moindre [11].

1.3.3 Facteurs préventifs

De nombreux facteurs peuvent être à l'origine et influencer d'une manière plus ou moins importante les blessures du membre inférieur, ils peuvent être regroupés en trois principales catégories : les facteurs anatomiques (hauteur des cuisses, hauteur et largeur de l'échancrure fémorale), hormonaux (phases menstruelles), et neuromusculaires. Les deux premiers étant non modifiables et propres au sexe, à la génétique et donc à l'individu, nous ne pouvons que très difficilement intervenir à leur égard et sont dits non modifiables. Le facteur neuromusculaire est lui plus accessible et nous donne accès à un vaste terrain afin d'optimiser la prévention auprès des individus à risque notamment [10]. C'est ce facteur qui nous intéresse et qui pourrait rendre accessible l'amélioration d'un schéma moteur du membre inférieur. Il est donc possible d'optimiser les schémas moteurs et notamment le VDG en modifiant certains paramètres neuronaux et musculaires et donc, à terme, prévenir les blessures potentielles.

1.4 Muscles de la hanche dans le plan frontal

La hanche est une articulation entourée de muscles puissants indispensables à la station debout bipodale. Nous nous intéressons dans notre étude aux muscles plus spécifiques de l'abduction de hanche et de la stabilisation du membre inférieur notamment dans le plan frontal, c'est-à-dire les muscles qui effectuent l'action d'écartier la cuisse du tronc lorsque ce même membre inférieur est en chaîne cinétique ouverte, ou bien l'action de stabiliser la hanche et maintenir l'horizontalité du bassin lors de la marche, de la station debout unipodale et bipodale lorsque ces muscles se contractent en chaîne cinétique fermée. C'est ce dernier rôle qui nous intéresse particulièrement en rééducation aujourd'hui dans un objectif notamment de prévention des blessures du genou.

1.4.1 Généralités

L'abduction de hanche est régie principalement par le muscle moyen fessier ou moyen glutéal, qui demeure le plus puissant pour ce mouvement et qui assure en grande partie l'équilibre horizontal du bassin. Toutefois, il est nécessaire de rappeler l'existence d'autres muscles participants à l'abduction de hanche, moins puissants mais dont l'utilité n'est pas négligeable. Parmi eux, nous pouvons compter les petits et grands fessiers, le tenseur du fascia lata et dans une moindre mesure le piriforme.

1.4.2 Biomécanique des muscles abducteurs de hanche

En tant qu'articulation proximale du membre inférieur, la hanche permet une stabilité osseuse et conditionne en partie les mouvements de celui-ci. Cette stabilité dépend d'une interaction complexe des muscles de la hanche et des ligaments [10], notamment pour assurer une bonne stabilité du membre dans les activités dynamiques et contraignantes. Durant les phases d'atterrissages ou d'appui du membre inférieur, les forces externes viennent créer le plus souvent au niveau de la hanche une flexion, adduction et rotation interne, reconnus comme les mouvements types à la base des valgus dynamiques au niveau du genou. Ces mouvements peuvent être contrés par des forces internes, intrinsèques à l'individu : les forces musculaires des abducteurs, des extenseurs et des rotateurs externes de hanche dans un mode de contraction excentrique. La force développée par ces muscles pourrait ainsi permettre d'ajuster les mouvements potentiellement délétères et à risques de blessures pour le membre inférieur, dont le valgus dynamique de genou.

1.4.3 Physiologie musculaire globale

Les muscles de la hanche exerçant une action dans le plan frontal sont des muscles striés squelettiques, ils ont un rôle de posture, de mouvement, de stabilisation et de motricité grâce à leurs propriétés d'excitabilité, de contractilité, d'élasticité, d'extensibilité, de viscoélasticité et de plasticité musculaire. L'activation du muscle entraîne une contraction musculaire qui engendre une force, avec pour objectif final le raccourcissement du muscle. Les muscles abducteurs de hanche sont généralement placés dans une position latérale à la hanche, permettant ainsi des mouvements du fémur dans le plan frontal. Ce mouvement produit une abduction de hanche en rapprochant les extrémités du muscle en chaîne cinétique ouverte. Lorsque l'extrémité distale est fixe, soit dit en chaîne cinétique fermée, ces muscles vont permettre de maintenir une position optimale du fémur par rapport au bassin ainsi que l'horizontalité de celui-ci.

Le muscle strié squelettique est composé d'un ensemble de faisceaux musculaires, qui sont constitués de fibres musculaires, qui elles-mêmes contiennent des centaines de myofibrilles. Ces myofibrilles contiennent une succession d'unités contractiles sarcomériques formés de filaments contractiles : filaments d'actines et de myosines. Des couches de tissu conjonctif séparent ces différentes structures : l'épimysium, le pérимysium et l'endomysium.

Lors d'une contraction musculaire, nous retrouvons une impulsion nerveuse par le motoneurone alpha et en découle une cascade métabolique de phosphorylation faisant intervenir ATP, ADP, Ca^{2+} , Pi. Une force est ainsi générée, elle dépend fortement des caractéristiques du muscle telles que la trophicité, la longueur du muscle, la pennation, la vitesse de mouvement, le mode de contraction, les modalités de transmission des forces et le contrôle nerveux. Ces informations sont des notions essentielles et vont conditionner le choix méthodologique de l'évaluation musculaire isocinétique, elles permettent également l'interprétation des valeurs obtenues [17].

1.5 Liens retrouvés entre force des muscles de la hanche dans le plan frontal et Valgus Dynamique de Genou

De nos jours, dans l'objectif de limiter l'incidence des blessures, un des facteurs étudiés est le facteur neuro-musculaire et plus précisément au niveau de la hanche. Aujourd'hui, la littérature semble encore assez floue et conflictuelle entre les auteurs au niveau des relations entre force des muscles abducteurs de hanche dans le plan frontal et alignement du membre inférieur en dynamique dans les conditions de blessure.

Dans cette optique de prévention des blessures, nous aimerions faire un état des lieux de la littérature à propos des relations entre force des muscles de la hanche dans le plan frontal (abducteurs et adducteurs) et valgus dynamique de genou lors d'un mouvement dynamique de reproduction du mécanisme.

1.5.1 Méthodologie de recherche bibliographique

Dans notre question de recherche, nous nous concentrons principalement sur deux données : la force des muscles de la hanche dans le plan frontal, et le valgus dynamique de genou.

Nous avons tout d'abord défini des mots clefs. Nous avons essayé de définir des mots MeSH (Medical Subjects Heading) en lien avec notre sujet. Nous nous sommes rendus sur le site « National Library of Medicine » (NLM) qui est à la base des définitions des mots MeSH, en langue anglaise.

La force musculaire est définie sur le site de la NLM en anglais par « Muscle strength » et est dite mesurable par un dynamomètre « dynamometer » dans différents modes de contractions « isometric », « isotonic » ou « isokinetic ». Dans notre étude, nous avons à disposition un appareil isocinétique (« isokinetic » en anglais), nous allons ainsi retenir ce terme clef « isokinetic » dans nos recherches. Lorsque les résultats obtenus étaient trop silencieux, nous utilisons le terme « strength » qui était plus général. Ensuite nous voulons cibler plus particulièrement les muscles de la hanche, nous utiliserons le terme « hip » qui est un descripteur MeSH afin de cibler nos articles à cette articulation. En débutant nos recherches nous avons constaté que les bruits se faisaient trop nombreux sur certains moteurs de recherche, nous avons alors affiné les résultats avec « abduction », « adduction », ou encore « gluteal medius », « gluteal deltoïd » afin d'obtenir plus précisément l'action des muscles dans le plan frontal.

Concernant le valgus du genou en dynamique, nous avons choisi le terme MeSH « knee » pour cibler cette articulation. Les termes « valgus », « genu valgum », « dynamic valgus », « lower extremity valgus » ont été également utilisés.

En fonction des moteurs de recherche, nous avons adapté les équations de recherche avec les mots clefs précédemment cités afin de s'ajuster aux bases de données et de récolter ainsi les résultats les plus pertinents possibles.

Pour construire nos équations de recherches, nous avons utilisé les opérateurs booléens AND, OR, et NOT afin d'obtenir les articles les plus adaptés à nos recherches. Nous avons utilisé les moteurs de recherche PubMed, Sciencedirect, google Scholar, et Cochrane. Plusieurs équations ont été utilisées sur les 4 moteurs de recherches afin de cibler l'équation la plus pertinente à chaque base de données. Finalement, les équations retenues pour chaque base de données sont inscrites dans le tableau 1.

Afin d'éliminer les études sur les populations non extrapolables à notre population et parfois assez nombreuses, nous avons rajouté « NOT children NOT amputation » en fin d'équation lorsque cela était nécessaire.

La sélection de nos articles s'est basée principalement sur leur pertinence en lien avec notre sujet après lecture des titres et des résumés. Nous avons éliminé les articles non disponibles en accès complet, les articles sur des populations non extrapolables (enfants, amputés, grossesses, populations exclusivement pathologiques) et les articles écrits dans d'autres langues que l'anglais et le français. Nous avons inclus les articles utilisant les dynamomètres portatifs. Les articles ont ensuite été ajoutés au logiciel de gestion de référence en Open Source Zotero, cela nous permettait de pouvoir les classer. Enfin, nous les avons résumés et analysés afin d'en faire ressortir les données importantes à notre revue de littérature et les trier en fonction de leur méthodologie.

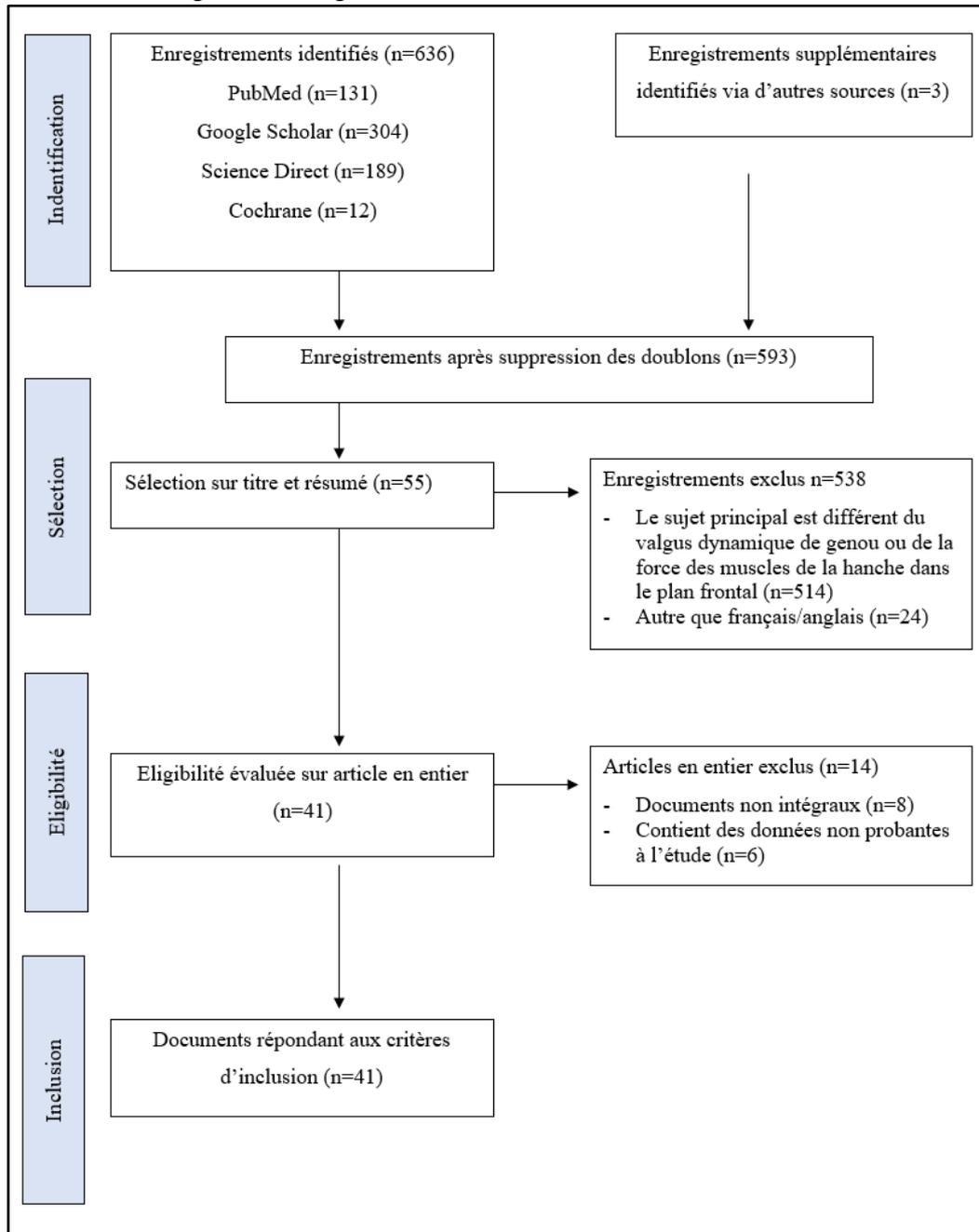
La population incluse dans la revue de littérature est une population majoritairement jeune en raison des critères d'inclusions des études en lien avec notre sujet. Nous incluons ainsi une population jeune, et hétérogène sur le versant activité physique et sportive afin d'obtenir des données générales. Il en est de même pour le sexe dont nous ne ferons pas de distinctions dans l'inclusion de nos études. Nous avons également sélectionné des articles basés sur des populations plus âgées et sur des populations sportives de haut niveau afin d'obtenir une revue de littérature plus globale.

Tableau 1 : Equations de recherches, résultats et articles sélectionnés pour chaque base de données

Bases de données	Equations de recherche	Résultats de la recherche	Articles sélectionnés
Medline	<i>hip AND strength AND knee valgus</i>	131	20
Science Direct	<i>"hip strength" AND ("dynamic valgus" OR "valgus" OR "lower extremity valgus")</i>	189	11
Google Scholar	<i>isokinetic AND (abduction OR adduction OR "gluteal medius" OR "gluteal deltoid" OR "hip abduction" OR "hip adduction") AND hip AND (valgus OR knee OR genu valgum) -children -amputation</i>	304	6
Cochrane	<i>isokinetic AND knee valgus AND « hip strength »</i>	12	1
Articles supplémentaires			3
Total :		636	41

Nous avons obtenu par le biais des différentes équations et des différents moteurs de recherche un total de 636 articles. Après un tri des articles, nous en avons sélectionnés 41 que nous avons pu classer en différentes catégories. Parmi eux, 8 articles mesuraient la force des muscles de la hanche avec un appareil isocinétique et 15 se servaient d'un dynamomètre isométrique. Nous pouvons rajouter à ces articles 4 méta-analyses et revues systématiques se penchant sur le sujet, ces revues incluaient des études aux méthodologies différentes (isométrie ou isocinétisme) afin d'évaluer la force musculaire. Nous avons également sélectionné 2 articles utilisant des méthodes de mesures électromyographiques afin d'obtenir des données supplémentaires. Les 12 autres articles étaient ciblés sur d'autres points qui nous seront pertinents pour la rédaction de la revue de littérature : les pathologies du genou entraînées par le valgus dynamique de genou, le recrutement neuronal, les angles de la hanche, les autres facteurs prédictifs d'un valgus dynamique, les corrélations avec la force en rotation externe de hanche, la fiabilité et reproductibilité des mesures isométriques et isocinétiques.

Figure 1 : Diagramme de flux selon la méthode PRISMA



1.5.2 Contexte théorique

Les recherches menées nous ont tout d'abord conduit à étudier une méta-analyse de Alzahrani et al.[18] qui montrait un conflit entre les auteurs : parmi les 7 études incluses traitant de l'association entre valgus dynamique de genou et force des muscles de la hanche dans le plan frontal, deux études concluaient à une corrélation négative, deux autres à une corrélation

positive et aucune corrélation n'était retrouvée dans les 3 dernières études. Une autre méta-analyse de Cashman et al. [19] basée sur le même principe, a conclu finalement à l'existence d'un petit nombre de preuves sur le fait que les sujets sains avec des abducteurs de hanche faibles présentaient un valgus de genou plus important. Par le biais de ces deux méta-analyses, nous constatons précocement quelques discordances dans la littérature.

La majorité des études se consacrent à une population féminine, plus à risque de blessures au niveau du genou que la population masculine, notamment par les entorses des ligaments croisés antérieurs, les syndromes fémoropatellaires et l'ostéoarthrose du genou dans les populations plus âgées [20]. Ajouté à cela, les femmes présentent une abduction de genou plus prononcée que les hommes en dynamique [8,21]. Selon Ford et al. [22] le moment d'abduction du genou est un facteur prédictif de risques de blessures des ligaments croisés antérieurs et de syndrome fémoropatellaire chez la femme. Il est retrouvé de plus faibles corrélations chez les hommes, cependant le valgus dynamique de genou trop important reste un mouvement dangereux et un potentiel facteur de risque de blessures des membres inférieurs pour les deux sexes [16].

Nous avons inclus dans nos recherches les études construites à l'aide de dynamomètres isométriques afin d'avoir une base de données plus large. Nous pouvons d'ailleurs préciser qu'il a été retrouvé par Chamorro et al.[23] une très forte corrélation pour les adducteurs de hanche et une forte corrélation pour les abducteurs de hanche entre dynamomètre isométrique et dynamomètre isocinétique. Nous retrouvons également selon Meyer et al. [24] une modérée à grande fiabilité entre deux tests isocinétiques ou isométriques pour les abducteurs de hanche, cela nous permet de pouvoir utiliser ces données avec fiabilité. Il faut cependant être vigilant sur les études portées sur les adducteurs car la fiabilité retrouvée entre deux tests pour ce groupe musculaire est moins bonne.

Nous avons entrepris de découper la littérature en fonction des tâches de reproduction du mécanisme de valgus dynamique de genou afin d'éclaircir les nombreuses données présentes sur le sujet. Dans le même temps, ce découpage nous permettra d'explorer si la tâche demandée aux participants semble influencer ou non sur les résultats globaux des études.

1.5.3 Liens présents durant la course à pied

Comme dit précédemment, la littérature n'est pas consensuelle à propos des relations entre valgus dynamique de genou et force musculaire de hanche dans le plan frontal, et notamment sur une action de course à pied en ligne droite, que nous allons détailler. Selon une étude de

Brund et al. [25], sur 100 coureurs de sexe masculin, la force excentrique des abducteurs n'était pas associée au mouvement angulaire du genou pendant la course à pied sans changement d'appui. Deux autres auteurs se sont concentrés sur la cinématique de course à pied et ont mesuré la force musculaire des abducteurs de hanche dans un mode de contraction différent, en isométrique, à l'aide d'un dynamomètre isométrique portatif. Ces études n'ont également pas retrouvé de relations linéaires entre les variables [26,27]. Une étude de cohorte sur 8 semaines avec programme de renforcement des moyens fessiers a été conduite par Sled et al. [28] et n'a également pas retrouvée de modification de l'adduction du genou durant la marche cette fois-ci. Ainsi, il semblerait que la littérature nous donne les mêmes résultats, il n'est pas retrouvé de corrélation claire et évidente entre la cinématique de course ou de marche et la force des muscles de la hanche dans le plan frontal. Nous pouvons tout de même citer une étude de Geiser et al. [29], qui a montré des petites modifications de la mécanique du genou durant la course dans le plan frontal après avoir réalisé un protocole de fatigue des moyens fessiers, résultats en faveur plutôt d'une tendance à l'augmentation du moment d'abduction du genou, d'une position du genou relativement neutre avant le protocole de fatigue à une position plus en abduction après la réalisation du protocole. Snyder et al. [30] ont également trouvé des modifications de la cinématique du membre inférieur, durant la course, en réalisant cette fois-ci le schéma inverse, c'est-à-dire en mettant en place un programme de renforcement des rotateurs externes et des abducteurs de hanche. Les résultats étaient en faveur d'une réduction de l'abduction de genou (10%) durant la course. Cependant nous ne pouvons pas conclure à un effet direct des abducteurs de hanche en raison de la globalité du programme de renforcement donné aux participants. Ferber et al. [31] ont également mené un programme de renforcement des abducteurs de hanche sur 3 semaines mais n'ont pas retrouvé de différence entre le début et la fin de l'étude à propos de l'angulation du valgus de genou, il a par contre été montré une diminution de la variabilité positionnelle du genou d'un pas à l'autre. En complément de ces études, il a été retrouvé des niveaux d'activations des fessiers plus élevés chez les femmes que chez les hommes (53% supérieurs pour les moyens fessiers) durant la course, ce qui pourrait être à l'origine d'une fatigue plus précoce chez les femmes et donc favoriserait une cinématique de course altérée avec des répercussions sur le genou et ses pathologies [32]. En bref, il semblerait que les études n'établissent pas de liens significatifs lorsque les muscles de la hanche dans le plan frontal et le valgus dynamique de genou sont comparés pendant la course ou la marche en ligne droite. Nous pouvons tout de même admettre par le biais des autres études s'y intéressant, avec EMG ou protocole de fatigue, qu'un lien existe entre ces variables, certainement difficilement mesurable lors d'une tâche de course à pied.

1.5.4 Liens présents durant une descente de marche

La cinématique du membre inférieur a également été étudiée durant une tâche similaire à la marche et tout autant fonctionnelle : la descente de marche. Une étude [33] a notamment comparé ces deux variables et a conclu à un moment d'adduction du genou plus important lors d'une descente de marche comparée à une marche sur terrain plat, cela trouve certainement une réponse dans la différence de hauteur du pas. Il a également été retrouvé une activité musculaire considérablement plus importante du moyen fessier afin de contrôler la hanche dans les tâches de descente. Nous avons recensé une étude retrouvant des bénéfices en faveur de la cinématique du membre inférieur lors d'une descente de marche grâce à la mise en place d'un programme de renforcement des rotateurs latéraux de hanche sur 8 semaines [34]. Cependant nous n'avons pas recensé d'études évaluant force musculaire de la hanche dans le plan frontal et valgus dynamique de genou durant une descente de marche et ne pouvons donc pas formuler d'hypothèses à ce sujet.

Deux autres tâches de reproduction du mécanisme lésionnel en valgus dynamique de genou ont largement été étudiées par les auteurs afin d'analyser les corrélations avec les muscles de la hanche : le squat à une jambe et l'atterrissage à une jambe. D'ailleurs, une revue de la littérature de Slezak et al. [16] a étudié ces deux tâches et a retrouvé des relations linéaires en faveur d'un valgus dynamique de genou plus important lorsque les muscles de la hanche sont plus faibles. Nous allons nous pencher sur ces deux tâches dans les prochains paragraphes afin de vérifier la globalité des résultats de la littérature sur le sujet.

1.5.5 Liens présents durant un squat sur une jambe

Les relations existantes entre force des muscles de la hanche dans le plan frontal et tâche de squat à une jambe ont été étudiées par de nombreux auteurs. Nous pouvons tout d'abord citer une méta-analyse [15] qui a étudié spécifiquement les tâches d'atterrissages à une jambe et à deux jambes ainsi que les squats à une jambe uniquement dans une population féminine, les études utilisaient des dynamomètres isocinétiques ou isométriques. A propos de la tâche de squat à une jambe, il est décrit une relation en faveur d'une augmentation du valgus dynamique du genou lorsque la force des abducteurs de hanche est plus faible. Clairborne et al. [35] ont conclu à une plus faible propension au valgus dynamique de genou chez les individus ayant une plus grande force d'abduction de hanche, mais également de flexion et d'extension de genou durant un squat à une jambe. Cependant il n'a pas été retrouvé de corrélation avec la force des

adducteurs de hanche. Les mesures ont été récoltées grâce à un appareil isocinétique à 60°/s en concentrique. Une autre étude [36] a mesuré la force excentrique des abducteurs de hanche avec un dynamomètre isocinétique et a montré que la force des abducteurs en excentrique était corrélée avec les mouvements du fémur et du genou dans le plan frontal durant un squat à une jambe jusqu'à 75° de flexion de genou, lorsqu'on mélangeait les deux sexes. Il est cependant important à noter que lorsque nous séparons les sexes, aucune corrélation n'était présente pour les hommes alors qu'une corrélation significative était retrouvée pour les femmes. Nguyen et al. [37] ont conclu des résultats en faveur d'une association entre le moins bon alignement du membre inférieur en statique, activation des muscles de la hanche et affaissement fonctionnel du valgus durant un squat à une jambe, cependant, les coefficients de cheminements sont trop faibles selon l'auteur, de futures recherches devraient reprendre cette étude avec différentes tâches de reproduction du mécanisme lésionnel afin d'obtenir des résultats plus fiables. Neamatallah et al. [38] ont établi un constat similaire, en mesurant la force des abducteurs de hanche avec un appareil isocinétique à 60°/s en concentrique et excentrique, et en mesurant l'activation musculaire EMG des fessiers. En effet, ils ont retrouvé de fortes corrélations entre cette force mesurée et le moment d'abduction du genou dans le plan frontal durant un squat à une jambe chez les femmes, une forte corrélation était également présente entre activation du moyen fessier et moment d'abduction du genou. En revanche, les relations étaient moins évidentes pour le sexe masculin, population dans laquelle on observait tout de même une relation entre activation des moyens fessiers et abduction du genou. La force d'abduction de hanche était également liée aux variations de l'angle de projection du genou dans le plan frontal pour Stickler et al. [39] dans une population féminine durant un squat à une jambe, et expliquait 22% de sa variation, une augmentation de force des abducteurs était donc plutôt en faveur d'un angle du genou en position plus neutre. Nous pouvons également citer une étude de Baldon et al. [40] qui a recherché les effets d'un entraînement de stabilisation fonctionnelle sur 8 semaines dans une population féminine, avec renforcement des muscles de la hanche et notamment des abducteurs et adducteurs de hanche. Les résultats montrent une réduction du valgus dynamique de genou durant un squat à une jambe pour le groupe ayant subi l'entraînement par rapport au groupe n'ayant pas reçu d'entraînement. Il est important à noter qu'en fin de programme le groupe « entraîné » a augmenté sa force excentrique des abducteurs de hanche, des rotateurs latéraux et médiaux, des fléchisseurs et extenseurs de genou, les changements de cinématique de genou peuvent donc être dûs également au renforcement des autres groupes musculaires. A ce propos, Crowell et al. [41] ont publié une revue de littérature et ont conclu qu'il est recommandé de renforcer les abducteurs et extenseurs de hanche dans un objectif de diminuer

le valgus dynamique de genou et donc de prévenir les blessures du genou. Une étude de Morita et al. [42] a analysé les mouvements du genou lors d'un squat à une jambe et les a mis en relation avec l'activation neuro-musculaire de plusieurs muscles abdominaux et de hanche, et avec la force isométrique des abducteurs de hanche par le biais d'un dynamomètre isométrique. Il a été retrouvé une relation entre angle du genou dans le plan frontal et force des abducteurs de hanche, et une relation entre angle du genou dans le plan frontal et activation neuro-musculaire des abducteurs de hanche seulement pour les participants avec syndrome fémoro-patellaire. Une dernière étude [43] s'est orientée sur les relations entre squat à une jambe et force des muscles de la hanche ainsi que leur recrutement musculaire. La force d'abduction et d'extension a été mesurée avec dynamomètre isométrique. Dans cette étude, aucune relation n'a été retrouvée entre force de hanche ou recrutement musculaire et cinématique du genou dans le plan frontal, cependant il existait une plus grande rotation médiale de hanche et une baisse du recrutement du grand fessier lorsqu'il y avait un plus grand valgus de genou. Nous observons que la plupart des études concluent à une relation entre force des abducteurs de hanche et valgus dynamique de genou durant un squat à une jambe, les adducteurs de hanche sont quant à eux moins étudiés et semblent n'avoir que très peu d'influence sur la cinématique du genou.

1.5.6 Liens présents durant un atterrissage sur une jambe

Nous allons maintenant nous intéresser à une autre tâche étudiée afin d'explorer les relations entre muscles de la hanche et valgus dynamique de genou : l'atterrissage à une jambe. Comme vu précédemment, la méta-analyse de Dix et al. [15] a étudié les tâches d'atterrissages à une jambe, généralement à partir d'un step plus ou moins haut. De cette méta-analyse, il ne ressort pas de relations linéaires entre force des abducteurs de hanche et valgus dynamique de genou durant un atterrissage à une jambe dans une population féminine. Cependant, plusieurs études retrouvent des résultats contradictoires à cette méta-analyse, comme Suzuki et al. [44] qui ont retrouvé une relation négative significative entre force des extenseurs, abducteurs et rotateurs externes de hanche et valgus dynamique du genou dans le plan frontal. De la même manière, Neamatallah et al. [38] ont aussi retrouvé de fortes corrélations entre force des abducteurs de hanche en concentrique à 60°/s et angle d'abduction du genou durant un atterrissage à une jambe. Une étude de Saki et al. [45] a montré également des relations entre augmentation de force des abducteurs de hanche et diminution du valgus durant un atterrissage après avoir fait suivre aux participants un programme de renforcement sur 8 semaines des

abducteurs de hanche et de gainage abdominal. Quelques auteurs se sont intéressés plus précisément sur l'activation neuro-musculaire des abducteurs de hanche en relation avec la cinématique du genou. Neamatallah et al. [38] ont retrouvé une plus grande activation musculaire du grand fessier avec mesure EMG dans une population féminine mais pas de corrélations significatives dans une population masculine. Homan et al. [46] ont d'ailleurs retrouvé un plus grand recrutement neuronal des muscles de la hanche chez les individus ayant une force musculaire de hanche plus faible, ces individus compensent donc le manque de force par une activation neuronale globalement plus importante lors d'une tâche d'atterrissage. Nous pouvons en revanche citer une étude de Llund-Almuzara et al. [47] qui a conclu à une relation entre angle de projection du genou dans le plan frontal et activation des moyens fessiers dans une population masculine. D'autres auteurs se sont intéressés à l'activation musculaire des moyens fessiers durant un atterrissage à une jambe, comme Miyamoto et al. [48] qui ont conclu à des relations positives significatives entre activation du ratio adducteur/moyen fessier et moment de valgus du genou, ou encore Hollman et al. [1] qui ont retrouvé une relation inverse entre recrutement du grand fessier et valgus de genou durant un atterrissage dans une population féminine. Cette même étude a également conclu à une corrélation positive entre force des abducteurs de hanche en isométrie et valgus dynamique de genou, c'est-à-dire qu'au plus les participantes avaient de force dans les moyens fessiers au plus ils avaient de grands valgus dynamiques de genou, des résultats qui semblent aller à l'encontre de la littérature mais qui sont justifiés par l'auteur par la composante de rotateur interne qu'ont les moyens fessiers sur le fémur. Une étude de Hogg et al. [49] a retrouvé les mêmes résultats qu'Hollman et al. [1] avec une posture plus en varus lorsque la force fessière, mesurée avec dynamomètre isométrique, était moindre, dans une population masculine. Inversement dans une population féminine où une force fessière moindre et une activation EMG plus élevée étaient associées à un mouvement en valgus du genou. Pour finir, nous avons retrouvé deux études [50,51] qui n'ont retrouvé que d'insuffisantes corrélations, voire aucune relation entre force des abducteurs de hanche et cinématique du genou dans le plan frontal durant un atterrissage à une jambe. Nous avons donc pu observer ici que les résultats retrouvés en rapport avec les tâches d'atterrissages à une jambe sont très hétérogènes et ne font pas consensus entre les auteurs, même s'il semblerait tout de même que les études en faveur d'une relation entre nos variables soient plus nombreuses. Il est important également à noter que les études s'intéressant à l'activation neuro-musculaire des abducteurs de hanche semblent obtenir des résultats plus homogènes quant aux liens existants avec les variations du valgus dynamique du genou.

1.5.7 Liens présents durant un atterrissage sur deux jambes

En continuité avec la tâche d'atterrissage à une jambe, nous avons inclus des études ayant abordé la tâche d'atterrissage en double appui, à deux jambes. La méta-analyse déjà citée précédemment de Dix et al [15] a étudiée cette tâche et n'a retrouvée finalement aucune relation entre valgus dynamique de genou et force des muscles de la hanche en abduction, extension et rotation externe. Mc Curdy et al. [51] ont également étudié l'atterrissage à deux jambes depuis une hauteur de 60 centimètres et ont mesuré la force isométrique de la hanche en extension, en rotation externe et en flexion. Il en est ressorti une corrélation modérée entre la force abductrice de la hanche et le valgus dynamique de genou durant l'atterrissage de saut. Pour conclure ces deux paragraphes concernant les tâches d'atterrissages, une méta-analyse de Romero-Franco et al. [52] a étudié l'association entre variables cinématiques du genou durant une tâche d'atterrissage et les liens avec une blessure sans contact du genou, chez des athlètes, et a conclu que nous ne pouvons pas vraiment établir de corrélations claires. En conséquence, le rôle et l'application de l'évaluation de l'atterrissage dans un but de prédiction des blessures aiguës du genou sans contact est limité à ce jour. Selon l'auteur, cela est potentiellement dû à l'hétérogénéité des études et à leurs risques de biais. Cependant, cette tâche de reproduction du mécanisme de VDG semble être la plus adaptée à sa mesure en laboratoire, dans l'objectif de recréer le mécanisme de blessure étudié.

1.5.8 Liens présents avec d'autres tâches

Il existe d'autres moyens de reproduire les mécanismes lésionnels au niveau du genou à travers d'autres tâches, qui, elles, ont été beaucoup moins analysées et utilisées dans les études. Nous pouvons tout d'abord parler du mouvement d'appui en latéral, « side step cut », étudié par Geiser et al. [29], et qui a retrouvé une relation linéaire entre fatigue des moyens fessiers et angle de valgus dynamique du genou, tendant à reproduire le mécanisme de lésion lorsque les muscles de la hanche étaient fatigués. Thijs et al. [53] se sont quant à eux penchés sur les liens entre force des muscles de la hanche en isométrie et mouvements de valgus et varus du genou dans le plan frontal durant une fente avant. Les résultats de l'étude tendent plutôt en faveur de l'absence de liens significatifs entre les variables durant cette tâche de fente avant. L'auteur suppose l'implication d'autres facteurs qui influenceraient fortement les mouvements du genou, comme la proprioception ou le gainage du tronc, et qui sont non mesurés dans l'étude. Une étude de Tate et al. [54] s'est également intéressée aux tests d'évaluations du genou, notamment les tests de reprise de sport après lésions du LCA, comme le hop test, et leur

potentielle corrélation avec la force des muscles de la hanche en isométrie. Les résultats ne retrouvent pas de corrélations significatives entre force des abducteurs de hanche et angles d'abduction ou d'adduction du genou.

1.5.9 Conclusion

Nous pouvons remarquer que les liens existants semblent être dépendants de la tâche à réaliser par les participants dans les différentes études [15]. De plus, nous retrouvons certaines différences dans la méthodologie qui peuvent être à l'origine d'une hétérogénéité entre les résultats [52].

Il est important de préciser qu'il a été retrouvé des liens entre valgus dynamique de genou et d'autres muscles de la hanche, ayant des actions musculaires dans les différents plans de l'espace. Par exemple, il a été retrouvé des bénéfices en faveur de la cinématique du membre inférieur lors de la mise en place d'un programme de renforcement des rotateurs latéraux de la hanche sur 8 semaines [34], ou encore une faiblesse des rotateurs externes selon Chuter et al. [55] serait à l'origine de lésions affectant le genou notamment. Il est ainsi pertinent de ne pas se limiter au plan frontal et de prendre en considération le complexe lombo-pelvien dans sa globalité au cours de la rééducation et dans un but de prévention des blessures relatives à cette articulation.

Ainsi, nous ne parvenons pas à faire ressortir une véritable conclusion et d'autres études sont nécessaires afin de se prononcer. Ces différences peuvent être dû notamment aux biais méthodologiques parfois présents ou bien à la méthodologie utilisée selon les études. Il est tout de même important à souligner que la majorité des études sont basées sur une mesure du valgus dynamique de genou sur une tâche de squat à une jambe ou sur un atterrissage à une jambe, tâches qui semblent être les plus reproductibles et les plus représentatives des mécanismes de blessures.

Nous avons donc étudié en profondeur les relations déjà existantes entre valgus dynamique de genou et muscles de la hanche dans le plan frontal, mais qu'en est-t-il si l'on se focalise maintenant sur le valgus statique ? Existe-t-il des relations équivalentes aux résultats trouvés précédemment ? Cela nous paraît moins évident d'associer une position statique, structurelle, avec un système musculaire plutôt dynamique, mais nous pourrions trouver des résultats complémentaires à nos recherches initiales.

1.6 A propos du valgus statique de genou

Durant le bilan d'entrée face à un nouveau patient, le Masseur-kinésithérapeute peut réaliser un bilan morphostatique afin d'évaluer les potentiels troubles posturaux et asymétries. Durant ce bilan, le professionnel observe le patient des pieds vers la tête, et observe notamment une articulation des plus à risque de blessures : le genou. Il peut noter des différences dans les trois plans de l'espace entre les deux côtés, et se doit notamment de prendre en compte l'angle fémoro-tibial dans le plan frontal lorsque le genou est en extension. Lorsque cet angle est inférieur à 180° , on dit que le genou est plutôt en valgus, et inversement lorsque cet angle est supérieur à 180° on dit que le genou est en varus. L'importance de cet angle fémoro-tibiale réside dans le fait qu'il peut influencer l'alignement du reste du corps, peut avoir une incidence sur nos schémas corporels, mais peut également avoir des conséquences sur le vieillissement physiologique de notre articulation et la potentielle apparition d'arthrose plus ou moins précoce, en effet il existe un lien entre alignement statique du genou et apparition d'ostéoarthrose tibio fémorale [56].

Dans la continuité de notre travail, nous nous sommes intéressés à l'implication de ce valgus statique dans la survenue des pathologies du genou. Nous avons recherché les potentiels liens entre valgus statique et valgus dynamique ainsi que les relations entre valgus statique et force des muscles de la hanche dans le plan frontal. Nous nous sommes ainsi demandés quels sont les liens retrouvés entre valgus statique, valgus dynamique de genou et force des muscles de la hanche dans le plan frontal.

1.6.1 Définitions

Le valgus statique de genou est formé par l'angle dans le plan frontal entre le fémur et le tibia en extension de genou. Il est défini plus précisément par l'intersection entre deux lignes imaginaires : l'une reliant l'épine iliaque antérosupérieure et le centre de la patella, et l'autre reliant le tubercule tibial antérieur et le centre de la patella [57]. Cet angle représente donc la force vectorielle du quadriceps et du tendon quadricipital exercée sur la patella dans le plan frontal.

1.6.2 Valeurs de références

Les valeurs moyennes de cet angle dans la population générale occidentale varient entre les deux sexes : elles se situent entre 10° et 15° pour les hommes, alors qu'elles sont plutôt entre 15° et 20° pour les femmes. Il est important de préciser que ces valeurs correspondent à celles d'une population occidentale car nous pouvons noter une nette différence entre les peuples dans le

monde. En effet, les femmes du Nigéria ont un valgus de genou en moyenne entre 20 et 28°, alors qu'en Inde il ne dépasse pas les 15° [57].

1.6.3 Blessures associées

Un angle de valgus statique de genou trop élevé ou trop faible est considéré comme un facteur de risque de blessure et de pathologies musculosquelettiques pour le membre inférieur. Parmi ces blessures, nous pouvons retrouver des douleurs fémoropatellaires, des instabilités patellaires, des chondromalacie patellaires, de l'ostéarthrose du genou précoce, des blessures de surmenage, des lésions du ligament croisé antérieur, des entorses de chevilles ou encore des perturbations sur les balances dynamiques [57–59].

1.6.4 Relations avec force des muscles de la hanche dans le plan frontal

L'étayage de la littérature nous a conduit à observer qu'il existe peu de littérature et peu d'études menées dans le but d'étudier les liens entre valgus statique et force des muscles de la hanche dans le plan frontal. Malgré le peu d'études, il semblerait tout de même que la force des muscles de la hanche et l'alignement du genou en statique n'aient pas de relation linéaire entre eux [37,49,60].

1.6.5 Relations avec valgus dynamique de genou

Les relations entre valgus statiques et dynamiques de genou peuvent être importantes à analyser dans le cadre de dépistage de schémas moteurs délétères et à risques de blessures. La littérature est riche à ce sujet et les résultats apparaissent comme homogène entre les auteurs. En effet, nous retrouvons une relation existante entre valgus dynamique de genou et valgus statique chez un même individu, les deux schémas semblent être liés dans la plupart des études à ce sujet [58,59,61–65]. Nous pouvons cependant citer deux études de Mueske et al. [66] et de Pantano et al. [67] qui ne retrouvent pas de lien entre moment d'abduction du genou en dynamique et alignement anatomique en statique.

1.6.6 Pertinence des mesures en clinique

L'analyse du valgus statique du genou en clinique est souvent utilisé en bilan par les Masso-kinésithérapeutes afin d'observer les caractéristiques anatomiques du patient ainsi que ses attitudes vicieuses. Il apparaît dans la littérature qu'il est plus pertinent d'obtenir des valeurs de

valgus de genou en dynamiques afin de prendre des décisions cliniques et de les mettre en relations avec des potentielles pathologiques de cette articulation [57,65,68,69].

1.6.7 Différences entre les genres

Pour finir, nous avons retrouvé des différences entre les sexes pour les mesures du valgus dynamique de genou, avec un valgus accentué pour le sexe féminin. Il est important de préciser que ces différences sont également retrouvées pour un alignement statique de genou. En effet selon Nguyen et al. [70] les femmes ont des valeurs plus grandes que les hommes pour l'angle quadricipital et l'angle tibiofémoral en statique.

1.6.8 Conclusion

Cette revue de littérature nous permet d'observer qu'il n'existe que très peu de liens entre force des muscles de la hanche dans le plan frontal et valgus statique de genou. Les études citées en amont sont peu nombreuses mais se tournent globalement dans la même direction au niveau des résultats. A l'inverse, nous retrouvons des résultats plutôt en accord avec un lien entre valgus dynamique et statique, ces variables semblent être liées. Nous devons tout de même noter quelques études qui vont à l'encontre de ces relations. Pour finir, il semble plus pertinent de mesurer le valgus dynamique de genou en clinique, plus souvent en lien avec les pathologies retrouvées au niveau du genou.

1.7 Isocinétisme

1.7.1 Historique et définition

L'isocinétisme, comme son nom l'indique avec « iso » provenant du grec, signifiant « même » et « cinétisme » faisant référence à la vitesse, est ancré sur l'étude du mouvement dynamique d'un groupe musculaire à vitesse constante, imposée par le thérapeute [71]. Les concepts d'appareils isocinétiques sont nés aux Etats-Unis en 1967, décrits par Hislop et Perrine, pour une première fabrication complète en 1970. Ils ont tout d'abord été créés afin de servir la NASA et les spationautes, puis dans un second temps pour les athlètes de compétition. Ces appareils sont apparus en France seulement depuis les années 1980, et ont vu leurs indications s'étendre progressivement d'années en années grâce aux nombreux avantages qu'ils peuvent présenter [72,73]. A ce jour, l'isocinétisme est considéré comme le « gold standard » en matière

d'évaluation de la force musculaire, de part notamment son objectivité et sa fiabilité, mais est également utilisé en prévention des blessures ou en rééducation [71,74,75].

1.7.2 Descriptif de l'appareil

Les appareils d'isocinétismes rotatifs peuvent être décrits par 3 modules différents. Le premier est le dynamomètre, il assure la constance de la vitesse présélectionnée. Les appareils isocinétiques rotatifs possèdent des dynamomètres conçus pour permettre la réalisation d'un mouvement articulaire autour d'un axe, aligné sur l'axe de rotation. Le second module concerne les accessoires, qui permettent d'optimiser la reproductibilité des conditions du test. On peut compter par exemple le sanglage, mais aussi tous les réglages possibles afin d'être les plus précis et reproductibles possibles comme le réglage du bras de levier, la position des butées, l'axe du dynamomètre par rapport au centre articulaire. Tous ces réglages permettent d'obtenir des valeurs d'un grand nombre de groupes musculaires différents, avec une précision la plus fine possible. Initialement conçus pour le genou, les appareils isocinétiques s'adaptent aujourd'hui avec pratiquement toutes les articulations, y compris l'articulation de la hanche [73]. Enfin, le système informatique, permet l'enregistrement, le stockage et le traitement des données recueillies. Il permet également de corriger les effets de la pesanteur, grâce à un calculateur adjoint à l'appareil [72].

1.7.3 Principes de fonctionnement

Les appareils isocinétiques fonctionnent à partir de deux grands principes : la maîtrise de la vitesse et l'asservissement de la résistance. Une vitesse constante est alors imposée par le dynamomètre au mouvement du segment de membre. Pendant ce temps, il y a une adaptation de la résistance à tout instant du mouvement afin que la résistance du dynamomètre soit égale à la force développée par le sujet [71], elle varie et s'auto-adapte afin d'être égale à la force développée par le muscle [72]. En conséquence, le sujet ne peut réaliser un mouvement plus rapidement que les paramètres de vitesses prédéterminés, en revanche plus le sujet produit de force, plus le dynamomètre développe une résistance opposée [71]. L'isocinétisme permet de travailler selon les modes de contraction musculaire concentrique excentrique ou isométrique, afin de cibler un travail différent du muscle.

L'appareil isocinétique ne mesure pas une force mais le couple créé par cette force et son bras de levier au niveau de l'axe du dynamomètre. Pour les appareils à mouvement rotatoire comme nous avons à disposition, la vitesse est définie par rapport à la vitesse angulaire, en degré par

seconde (°/s). Les paramètres mesurés sont d'ordre graphique avec la courbe des moments de force, et d'ordre quantitatif avec le moment de force maximal (Nm), le travail maximal (J), la puissance maximale (W), l'angle d'efficacité maximale (°) et le rapport agoniste/antagoniste (%) [72].

1.7.4 Installation du patient

L'appareil isocinétique offre un large choix de positions différentes en fonction du groupe musculaire ciblé par le praticien. La position la plus commune est la position assise, permettant de tester notamment les fléchisseurs de jambe ou les rotateurs d'épaules. Il existe également une position moins décrite par la littérature et utilisée peu souvent en pratique, afin d'évaluer les muscles abducteurs et adducteurs de hanche : le décubitus latéral. Ce positionnement est établi comme position de référence pour l'évaluation de ces muscles [76].

1.7.5 L'isocinétisme en prévention

L'isocinétisme est largement utilisé en prévention primaire ou secondaire, pour diverses pathologies des membres supérieurs ou inférieurs. Aujourd'hui, ce côté prévention est principalement utilisé afin de prédire le risque de déchirure musculaire, dans une population généralement de sportifs de haut niveau. Ce versant de l'isocinétisme est encore assez controversé par certaines études sur la fiabilité des prédictions [77–79], tandis que d'autres auteurs retrouvent des résultats significatifs en faveur de cet aspect préventif [80–82].

En relation avec notre sujet, le côté préventif basé sur le renforcement des abducteurs de hanche afin de diminuer les blessures de genou et lutter contre le valgus dynamique est déjà utilisé par certains Masso-kinésithérapeutes en pratique courante. Une évaluation objective et précise de la force des abducteurs de hanche mise en relation avec l'angle de valgus dynamique du genou pourrait nous permettre de faire émerger une population plus ou moins à risque de blessures du genou et ainsi mettre en place une rééducation neuro-musculaire à visée préventive spécifique aux patients et leur schéma moteurs. Nous savons que la faible force musculaire des abducteurs de hanche est liée à une propension plus importante de blessure au genou [83], nous voulons ainsi explorer les liens entre faible force musculaire et mouvements de valgus dynamique du genou, qui sont tous deux des facteurs de risques de blessures.

Nous rappelons la problématique de recherche initialement posée :

- Existe-t-il une relation entre un schéma moteur à risque de blessure du genou, le valgus dynamique, et une force musculaire abductrice de hanche plus ou moins élevée ?

1.8 Objectif principal

Notre étude a pour objectif de répondre à notre problématique de recherche et ainsi de vérifier ou d'infirmer notre hypothèse de départ. En d'autres termes, notre objectif premier est d'observer des relations présentes ou non entre le valgus dynamique de genou lors d'une tâche d'atterrissage à une jambe et la force musculaire des abducteurs de hanche. Ces deux variables quantitatives continues peuvent être liées par une représentation graphique des données. Nous utiliserons des coefficients de corrélation pour parvenir à ces fins.

H0 = Les valgus dynamiques de genou des sujets avec force musculaire des abducteurs de hanche plus faible ne sont pas différents de ceux avec force musculaire plus élevée.

H1 = Les valgus dynamiques de genou des sujets avec force musculaire des abducteurs de hanche plus faible sont significativement différents de ceux avec force musculaire plus élevée.

La mise en évidence d'une différence significative de ces paramètres attesterait d'un lien entre valgus dynamique de genou et force musculaire des abducteurs de hanche (avec un risque d'erreur alpha fixé à 5%).

L'absence de différence significative n'indiquera pas de lien entre le valgus dynamique de genou prononcé et la force musculaire des abducteurs de hanche (avec un risque d'erreur alpha fixé à 5%).

1.9 Objectifs secondaires

La latéralité est un des facteurs impactant l'asymétrie notamment au niveau musculaire, et se place comme une donnée intéressante à étudier. Une méta analyse de Delang et al. [84] a d'ailleurs retrouvé une fréquence de blessure multipliée de 1,18 à 1,89 au membre inférieur dominant comparativement au membre controlatéral non dominant. C'est pour cela que nous avons défini l'objectif secondaire suivant : comparer les deux membres en prenant en compte la latéralité propre de chaque participant, aussi bien au niveau du valgus dynamique de genou que de la force développée des abducteurs de hanche. Nous pouvons émettre l'hypothèse que

le membre dominant aurait des caractéristiques différentes du membre non dominant et ainsi impacterai différemment les alignements du genou. Nous croiserons les données quantitatives obtenues lors des mesures avec la caractéristique « dominante » ou « non dominante » de chaque jambe.

Des croisements supplémentaires seront réalisés entre chaque variables qualitatives recueillies (âge, taille, poids) et nos données quantitatives de valgus dynamique et de force abductrice de hanche afin d'établir ou non de nouveaux liens dans notre échantillon.

Nous inclurons également dans l'analyse de nos résultats des croisements entre les valeurs des valgus dynamiques de genou et le ratio isocinétique abducteur/adducteur. La prise en compte des muscles antagonistes aux abducteurs de hanche nous permettra d'obtenir des données relatives aux relations entre valgus dynamique de genou et équilibre musculaire de la hanche dans le plan frontal.

2 Matériels et Méthodes

2.1 Etude expérimentale

Afin de vérifier notre problématique, nous souhaitons mettre à l'épreuve l'hypothèse suivante : une force musculaire plus élevée des abducteurs de hanche serait en lien avec un valgus dynamique de genou moins important lors d'une tâche d'atterrissage à une jambe. Nous envisageons de recueillir des données quantitatives et d'ainsi observer les liens retrouvés entre notre étude et la littérature actuelle. De ce fait, les valeurs physiologiques obtenues seront numériques et mesurables. La méthode de recherche est une méthode expérimentale quantitative, à partir de mesures effectuées à un instant t.

La méthodologie que nous avons mise en place repose sur l'utilisation de deux outils d'évaluations différents : une mesure par vidéo 2D du valgus dynamique du genou et une évaluation isocinétique des abducteurs de hanche, qui nous permettront l'obtention de données chiffrées quantitatives.

La période du recueil de données s'étend entre les mois de Novembre et de Décembre 2023.

2.2 Comité de protection des personnes

L'avis d'un comité de protection des personnes concernant la recherche envisagée est demandé dans le cadre de notre étude, en date du 26 Octobre 2023. Le 22 Novembre 2023, une demande d'information ou de modification de notre dossier nous a été adressé par le CPP Ile de France III. Un accord favorable nous a été attribué en date du 29/11/2023 après modification du dossier selon les directives reçues. Les documents administratifs nécessaires à la demande d'accord du Comité de Protection des Personnes sont disponibles en annexe I, II, III, IV, V, VI.

Numéro SI de la recherche : 23.03628.000466.

Numéro national de la recherche : 2023-A02323-42.

2.3 Population

La totalité des sujets inclus dans notre étude sont informés au préalable des objectifs et contraintes relatives à notre étude. Nous avons inclus les participants qu'à partir de l'obtention de leur consentement éclairé par écrit.

Les blessures au niveau de l'articulation du genou sont fréquentes et peuvent survenir dans toutes les tranches d'âges. Cependant il semblerait que la pratique sportive augmente les risques de blessures notamment aux ligaments croisés antérieurs, et affecterait ainsi plutôt une population de jeunes adultes [11,85]. L'Organisation des Nations Unies définit les « jeunes » comme les personnes âgées de 15 à 24 ans. En raison de la difficulté d'inclure des sujets mineurs, nous les excluons de notre étude. En relation avec ces données et à partir de notre revue de la littérature qui incluait majoritairement des jeunes adultes, nous envisageons d'inclure des sujets jeunes appartenant à la tranche d'âge 18-24 ans.

Nous pouvons observer dans la littérature qu'il existe une différence importante entre les deux sexes au niveau de l'incidence des blessures au genou et notamment des ligaments croisés. En effet cette incidence serait multipliée par 3.8 dans une population féminine comparée à une population masculine pratiquant le même sport [11,15]. Nous incluons ainsi une population exclusivement féminine afin d'étudier cette population plus à risques de blessures.

Nous excluons de l'étude les participantes ayant des contre-indications absolues ou relatives à l'isocinétisme tels que des processus pathologiques évolutifs, des fractures non consolidées, des pathologies cardiovasculaires non équilibrée (angor, HTA) contre indiquant tout effort, des douleurs invalidantes, de l'hydarthrose importante ou récidivante, des lésions ligamentaires récentes, de l'épilepsie, des lésions cutanées, de l'incontinence urinaire d'effort, une éventration

ou encore une grossesse [72]. Nous excluons également les individus ayant eu des antécédents de chirurgie sur leur membre inférieur, ou des pathologies du membre inférieur dans les 6 derniers mois afin d'éliminer les déficits proprioceptifs ou musculaires induits qui auraient un retentissement sur nos valeurs, et d'éviter les risques de récives durant notre étude [29,86].

Ne peuvent être inclus les individus suivants un traitement médical ou possédant des troubles quelconques qui peuvent modifier la validité des résultats des tests, ou dont une fragilité qui contre indique le recueil des données.

2.4 Calcul de la taille minimale de l'échantillon

La taille de notre échantillon a été calculée à l'aide du logiciel statistique XLSTAT. Nous souhaitons obtenir un échantillon répondant aux critères suivants : une puissance de 0,9, un alpha égal à 0,05 ainsi qu'une taille de l'effet de 0,44 [38]. Ainsi nous aurons besoin d'un échantillon de 32 participants dans notre étude.

Notre échantillon sera donc constitué au minimum de 32 jeunes adultes asymptomatiques appartenant à la tranche d'âge 18-24 ans et de sexe féminin.

2.5 Evaluation du valgus dynamique de genou

2.5.1 Choix de la tâche utilisée

La mesure du valgus dynamique de genou est un acte réalisé en pratique par les professionnels de santé experts dans le domaine et nous donne aujourd'hui des valeurs précises et interprétables. Ce mouvement du genou est étudié dans la littérature selon différentes tâches telles que les squats, les atterrissages unipodaux et bipodaux, la course, la marche, les fentes ou encore les sauts unipodaux.

Pour notre étude, nous avons choisi d'utiliser une tâche d'atterrissage à une jambe afin d'évaluer le valgus dynamique de genou. Les atterrissages à une jambe sont les mouvements les plus représentatifs des mécanismes de blessures et sont considérés comme les plus dangereux dans la pratique de sport en raison d'une base d'appui au sol diminuée sur une seule jambe et d'une contraction musculaire importante pour supporter le poids du corps [18,87]. Les participants partent d'une position sur une jambe d'un step d'une hauteur de 30 centimètres et ont pour consigne d'atterrir au sol sur cette même jambe, sur un marqueur rouge positionné à

20 centimètres en avant du step. Nous demanderons aux participants d'effectuer la tâche 3 fois par jambe et prendrons la moyenne des trois valeurs [38].



Figure 2 : Exemple d'un valgus dynamique durant un atterrissage à une jambe

2.5.2 Choix du moyen d'évaluation

Afin d'évaluer objectivement un valgus dynamique de genou, le gold standard actuel est l'utilisation de la vidéo 3D qui permet d'analyser les mouvements du fémur, du genou et du tibia dans les différents plans de l'espace avec une excellente reproductibilité et précision [88,89]. Cependant cette technique nécessite une technologie de pointe assez onéreuse que nous n'avons pas à disposition dans cette étude et se veut difficilement réalisable en pratique de tous les jours au vu de la complexité de sa mise en place.

L'analyse 2D du genou dans le plan frontal est une alternative utilisée par de nombreux auteurs et largement étudiée par d'autres tant dans sa reproductibilité que dans sa fiabilité par rapport à une analyse 3D, et qui semble adaptée à notre étude. Afin de mesurer l'angle de projection du genou dans le plan frontal, la vidéo 2D lors d'une tâche d'atterrissage à une jambe a montré une bonne corrélation avec le gold standard 3D et nous permet d'obtenir des valeurs interprétables [90]. Elle représente un outil plus simple à l'utilisation, portable et peu onéreux et semble bien

adapté à l'évaluation de tâches d'objectivation de valgus dynamique de genou. L'analyse 2D nécessite pour son utilisation une caméra, placée face au participant, située à la même distance pour chaque prise de mesure afin d'être reproductible. Ainsi, grâce à un logiciel de traitement de vidéo, lors d'une flexion de genou il est possible de mesurer l'angle dans le plan frontal entre la ligne passant par l'EIAS et le centre de la rotule et la ligne passant par le centre de la rotule et le centre de la cheville. Nous placerons des marqueurs sur les repères osseux des participants afin d'obtenir une précision maximale lors du traitement vidéo. L'angle obtenu est nommé « angle de projection du genou dans le plan frontal » et objective un valgus dynamique de genou.

Nous procéderons par tirage au sort pour déterminer quelle sera la jambe évaluée en première par rapport à l'autre pour chaque participant.

2.5.3 Choix du logiciel d'analyse vidéo

Les images capturées par vidéo bi-dimensionnelle se doivent d'être analysées plus précisément à l'aide d'un logiciel de traitement numérique, dans l'objectif d'obtenir des valeurs quantitatives d'angle de valgus dynamique de genou.

Nous avons choisi de traiter les vidéos à l'aide du logiciel gratuit en open source KINOVEA. Ce logiciel est utilisé couramment en science du sport, en clinique et en recherche. C'est un outil fiable et valide, capable de mesurer des angulations avec précision à des distances allant jusqu'à 5 mètres. Il est à noter qu'un angle d'observation de 90° par rapport à l'articulation mesurée est recommandé [91].

Les vidéos enregistrées au préalable seront importées dans le logiciel KINOVEA, nous mesurerons pour chaque sujet les angles de valgus dynamique de genou maximum lorsqu'ils auront effectué l'atterrissage à une jambe.

2.6 Mesure de la force des abducteurs de hanche

La standardisation du protocole d'évaluation musculaire est nécessaire dans notre étude afin d'être précis et reproductible entre chaque participant. Pour cela, nous nous devons d'effectuer la même démarche à chaque prise de mesure. La première étape consiste à s'échauffer musculairement la hanche et les membres inférieurs plus globalement. Dans un second temps, nous positionnerons les sujets et adapterons les réglages de l'appareil isocinétique en fonction leur taille et de leurs caractéristiques intrinsèques. Enfin nous pourrons débiter les prises de

mesures, qui seront toujours précédées d'une série d'échauffement à la même vitesse et mode de contraction.

L'appareil isocinétique que nous avons à disposition est un modèle Contrex de la marque Physiomed, un appareil isocinétique rotatoire.

2.6.1 Positionnement

Les appareils isocinétiques nous permettent d'obtenir des valeurs précises, fiables et reproductibles de la force musculaire et sont la méthode de référence dans ce domaine. Ils peuvent être utilisés pour les abducteurs de hanche selon la position debout ou la position de décubitus latéral.

La position debout paraît être plus adaptée en raison de la similitude de l'évaluation avec la position de travail des abducteurs de hanche lors d'un mouvement à risques de blessures [92]. Cependant, les auteurs utilisent majoritairement une position de décubitus latéral [92]. Il est retrouvé une bonne fiabilité [92] et une excellente reproductibilité [76] pour l'évaluation des abducteurs de hanche en position de décubitus latéral. De plus, l'appareil isocinétique que nous avons à disposition pour l'étude nous permet de réaliser ce type de position. Nous utiliserons donc cette position de décubitus latéral afin de faire réaliser nos tests isocinétiques.

La position est décrite comme telle : la jambe à tester est positionnée en supérieur, l'axe du dynamomètre est placé en postérieur et en regard de la tête fémorale, le bras du dynamomètre est placé en direction de l'axe du fémur, l'attache est placée 5 centimètres au-dessus de la base de la patella afin de ne pas mettre l'articulation du genou en jeu. La jambe non testée est stabilisée par des sangles autour de la cuisse et au-dessus de la cheville [38,93].

Au-delà de la position choisie, il est important d'être très précis lors de l'installation du patient afin d'obtenir des résultats cohérents, interprétables et reproductibles dans le temps et entre les patients. Tous les réglages et accessoires de l'appareil et les réglages se doivent d'être positionnés de manière standardisée et protocolisée.

2.6.2 Echauffement

L'échauffement standardisé avant la réalisation de l'évaluation musculaire isocinétique est indispensable si l'on veut obtenir un effort maximal du sujet sans risques de blessures [71,94]. Cet échauffement doit être général pour préparer l'appareil cardio-respiratoire aux sollicitations de l'exercice maximal isocinétique, et spécifique pour une préparation des groupes musculaires

évalués. Il doit ainsi préparer le sujet à l'évaluation maximale, mais ne doit pas induire de fatigue qui pourrait causer une sous-estimation de la force maximale lors de l'évaluation musculaire [95].

L'échauffement sera ainsi constitué d'exercices axés dans un premier temps sur la préparation du rythme cardio-vasculaire puis dans un second temps sur une préparation neuromusculaire et proprioceptive des abducteurs de hanche [96,97] :

- Sauts bipodaux sur place : 3 minutes,
- Squats avec élastique au-dessus des genoux : 10 répétitions,
- Leg swing en abduction : 6 répétitions par jambe,
- Gainage ventral avec extension de hanche : 6 répétitions par jambe,
- Demi-squat à une jambe : 3 répétitions par jambe.

Avant la série de test, nous réaliserons une série d'échauffement aux mêmes vitesses angulaires que le test et aux mêmes modes de contractions afin de familiariser le sujet avec l'appareil isocinétique et les modalités du test. Nous demanderons aux participants de réaliser 5 répétitions sub-maximales en augmentant l'effort produit à chaque répétitions : la première répétition à 25% de son effort maximum, la deuxième répétition à 50%, la troisième répétition à 75%, et les deux dernières à une force proche d'un effort maximal [8,38,93].

2.6.3 Test

Les tests isocinétiques mesureront la force musculaire dans un mode de contraction excentrique des abducteurs de hanche afin de reproduire leur mode de contraction lors d'un atterrissage à une jambe et ainsi lors des mécanismes lésionnels du genou [18]. Nous inclurons également une mesure des adducteurs de hanche afin d'obtenir des valeurs pour le ratio abducteur/adducteur de hanche, qui paraît être un facteur prédictif du valgus dynamique de genou lorsqu'on mesure l'activité musculaire de celui-ci [48]. Nous effectuerons ainsi trois évaluations isocinétiques différentes bilatéralement afin d'obtenir des données à différentes vitesses en excentrique, sur la jambe dominante et non dominante [98]. Les vitesses de tests seront lentes afin d'augmenter la phase isocinétique du test. En effet, les amplitudes d'abduction étant faibles, une vitesse trop élevée réduirait davantage le temps de contraction et pourrait ainsi induire une sous-estimation de la capacité de production de force [40]. La vitesse de mesure sera paramétrée à :

- 1) 30° par seconde pour la première série excentrique des abducteurs [40],

- 2) 60° par secondes pour la seconde série excentrique des abducteurs [38],
- 3) 60° par seconde pour la troisième série qui évaluera les adducteurs et les abducteurs en excentrique à cette même vitesse [99].

Les vitesses de tests seront lentes afin d'augmenter la phase isocinétique du test. En effet, les amplitudes d'abduction étant faibles, une vitesse trop élevée réduirait davantage le temps de contraction et pourrait ainsi induire une sous-estimation de la capacité de production de force [40].

L'amplitude de mouvement sera réglée de 0 à 30° d'abduction [40]. Nous demanderons aux participants d'effectuer 5 répétitions maximales pour le test, dans les mêmes modalités de mesure que Scattone Silva et al. [8]. Les contractions excentriques seront suivies d'un retour passif par l'appareil isocinétique en course interne du muscle afin d'effectuer la contraction excentrique suivante. La valeur maximale sera enregistrée et utilisée dans l'analyse statistique [38].

Afin de pouvoir prendre en compte la force de pesanteur sur le membre du patient, il est nécessaire d'exécuter une phase de « pesée » avant chaque test. Au cours de cette phase, l'appareil calcule automatiquement la force de pesanteur à prendre en compte [98].

Les participants seront fortement encouragés verbalement et de manière standardisée dans l'objectif de produire un effort maximum, l'accompagnement verbal améliore l'exécution du test [98]. Les stimulations verbales seront principalement composées de « Poussez, plus fort ! Lutte contre l'appareil ! ». Des indications seront données en début de test afin d'orienter le participant [95].

Les études réalisées antérieurement avec utilisation d'une évaluation isocinétique en excentrique ont retrouvé de fort taux de coefficients de corrélations intra classes allant de 0,72 à 0,97 pour des protocoles d'évaluations similaires au nôtre [8].

Les temps de récupérations seront également standardisés en raison de leur influence sur la performance. Nous avons défini un temps de repos de 60 secondes afin d'obtenir une récupération complète du muscle entre les séries [100].

Nous procéderons par tirage au sort pour déterminer quel sera la jambe évaluée en première par rapport à l'autre pour chaque participant.

2.7 Tri statistique des données

Les outils statistiques utilisés pour analyser les résultats seront R Studio et Excel. Nous récolterons toutes les données sur un fichier Excel sous formes de colonnes, et après un recodage, les données seront transférées sur R Studio où elles deviendront nos variables.

Dans l'objectif de croiser deux variables pour trouver une corrélation ou dépendance entre celles-ci, nous réaliserons des tests statistiques bivariés. Ces tests n'auront pas pour but de montrer de liens de causalité entre les variables.

2.8 Identification des données à recueillir

Le recueil des données sera retranscrit dans un cahier d'observation. Celui-ci sera totalement anonymisé par le biais d'une attribution d'un numéro à l'inclusion du sujet correspondant à son identité. L'accès aux données anonymisées n'est réservé qu'à l'investigateur qui s'engage à ne pas les divulguer.

Nous recueillons les données suivantes :

- L'âge
- La taille
- Le poids
- Le membre inférieur dominant

Pour chaque membre inférieur :

- L'angle de valgus dynamique de genou lors d'un atterrissage à une jambe
- La force excentrique des abducteurs de hanche à 30°/secondes
- La force excentrique des abducteurs de hanche à 60°/secondes
- Le ratio abducteur/adducteur de hanche en excentrique à 60°/secondes

2.9 Durée de l'étude

Notre protocole expérimental est composé de deux mesures qui se succéderont. Nous rajoutons aux mesures un échauffement ainsi que le remplissage d'une feuille de consentement et de non contre-indication à la réalisation de notre étude. Nous estimons un temps par étudiant de : 2 minutes pour le remplissage des feuilles, 5-10 minutes d'échauffement, 5 minutes pour la tâche d'atterrissage, environ 20-25 minutes pour les tests isocinétiques. Ainsi, le protocole expérimental complet pour un participant dure environ 40 minutes. Nous estimons un recueil complet des données en environ 22 heures répartis sur plusieurs semaines.

2.10 Apports de notre recherche

Les blessures du genou et notamment des ligaments croisés sont des pathologies courantes retrouvées en rééducation. Elles représentent un coût important de santé publique, en raison notamment de la longue période de convalescence après opération chirurgicale. Apporter des solutions préventives à ces blessures est un sujet très étudié actuellement et fait naître de nombreux objets d'études.

Observer les liens directs entre force musculaire excentrique des abducteurs de hanche et valgus dynamique de genou pourrait ouvrir de nouvelles pistes de rééducation préventive dans le cadre de blessure des ligaments croisés du genou.

Cette étude pourrait permettre d'orienter les praticiens dans la prise en charge rééducative et corrective du genou, de les diriger dans la prise de décision. Cela pourrait aider également donner du poids à la proscription des fausses croyances de correction de mouvements anormaux du genou dans le cas où les résultats tendraient vers cette piste, ou au contraire de favoriser des exercices de renforcement musculaire excentrique des abducteurs de hanche si des liens étaient retrouvés.

La réponse à notre question fera naître d'autres interrogations : les résultats sont-ils similaires dans une population masculine ? Les résultats obtenus avec un mode de contraction excentrique sont-ils similaires avec un mode de contraction concentrique ou isométrique ? Notre mesure de la force musculaire des abducteurs de hanche, en décharge et en chaîne ouverte, est-elle adaptée à de telles études ?

2.11 Modalités de recrutement des participants

Nous avons choisi d'inclure exclusivement des étudiantes de l'Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie Niçois en raison de la présence d'un appareil isocinétique au sein de l'établissement, facilitant ainsi la logistique de mise en place de l'étude. Chaque participante était convoquée en amont par téléphone en fonction de leur disponibilité, avant d'être inclus dans l'étude selon les critères d'inclusions, d'exclusion et de non inclusion définis au préalable.

2.12 Considérations éthiques

La participation à l'étude nécessite un consentement libre et éclairé des participants, exprimé par écrit. Les consentements sont remplis et collectés en amont de notre expérimentation. Ils contiennent une explication précise sur le contexte, les objectifs, la procédure et le déroulement de l'étude, mais aussi les bénéfices et les risques prévisibles pour le participant. L'entièreté des données est anonymisée et conservée pendant une période d'un an avant leur destruction. Nous ne proposons aucune rémunération ou compensation en échange de la participation à notre recherche. La participation à ce projet de recherche est volontaire, tous les sujets sont libres de ne pas participer à l'étude ou de se retirer s'ils le souhaitent. La signature du consentement n'implique pas une renonciation du participant à ses droits légaux et ne décharge ni les chercheurs, ni les promoteurs ou les institutions impliquées de leurs responsabilités légales et professionnelles.

2.13 Modalités assurant la traçabilité de la non opposition

Un document composé d'un recueil du consentement sur une feuille papier et d'une lettre d'information est délivré au participant avant de débiter l'étude. Il permet au participant de confirmer sa non-opposition à participer à l'étude de manière libre et éclairée. Ce document signé par le participant est conservé le temps de la recherche afin d'assurer la traçabilité de la non-opposition.

2.14 Outils statistiques utilisés

Les résultats sont analysés via deux outils statistiques complémentaires : Excel et R Studio. Le fichier Excel nous permet de classer et trier nos données afin d'obtenir un document contenant la totalité de nos données de manière exhaustive. Les données présentes sur Excel deviendront nos variables sur R Studio après un recodage de celle-ci.

Dans un premier temps, nous avons recours aux statistiques descriptives grâce à la réalisation de tests statistiques univariés pour notre échantillon. Dans un second temps, des tests statistiques bivariés sont utilisés dans l'objectif de croiser deux variables entre elles pour explorer les corrélations potentielles entre elles.

Au préalable de la réalisation des tests statistiques bivariés, nous voulons vérifier si la répartition de chaque variable suit une distribution de type normale ou non. En effet, le choix des tests statistiques bivariés est dépendant de la distribution des variables que l'on croise. Pour cela, nous utilisons le test de Shapiro-Wilk qui est adapté aux échantillons inférieurs ou égaux

à 50 participants. En complément, nous vérifions par le biais d'une lecture graphique que la distribution est de type gaussienne ou non, avec un diagramme de densité, un histogramme et un diagramme Quantile-Quantile (QQ plot) afin d'obtenir les résultats les plus fiables. Si la distribution est normale, nous utilisons des tests statistiques bivariés paramétriques, si elle est non normale, nous utilisons des tests statistique bivariés non paramétriques. Dans le cas où nous retrouvons une ambivalence entre test statistique de normalité et lecture graphique, nous utilisons les tests paramétriques et non paramétriques.

Les tests paramétriques utilisés sont le coefficient de Pearson pour les croisements entre variables quantitatives et le test T de Student pour les croisements entre variables qualitatives et quantitatives.

Les tests non paramétriques utilisés sont le coefficient de Spearman pour les croisements entre variables quantitatives et le test de Wilcoxon-Mann-Whitney pour les croisements entre variables qualitatives et quantitatives.

Tableau 2 : Modalités d'utilisation des tests statistiques

	Tests paramétriques	Tests non paramétriques
Variables qualitatives et quantitatives	T de Student	Wilcoxon Mann Whitney
Variables quantitatives	Coefficient de Pearson	Coefficient de Spearman

2.15 Données manquantes

Les participants dont certaines de leurs données mesurées ont été perdues, que ce soit à cause d'une erreur d'enregistrement ou à cause d'une erreur logistique, ont tout de même été inclus dans l'étude. Les données manquantes sont mentionnées avec l'acronyme NA dans les statistiques descriptives. Pour ce qui est des statistiques bivariées, nous avons précisé au logiciel de statistiques R Studio d'intégrer les participants dont les données sont manquantes. Comme nous n'utilisons pas de tests appariés, l'inclusion des participants avec données manquantes ne provoque pas de biais à nos analyses statistiques.

2.16 Financement de l'étude

Nous ne disposons d'aucun financement dans la réalisation de notre étude et n'avons aucun conflit d'intérêt.

3 Résultats

Les données sont traitées principalement selon deux analyses : univariée et bivariée. Elles sont réalisées dans la population totale de notre étude.

Les données recueillies sont classées sur un document Excel dans un premier temps, puis analysées à l'aide du logiciel de statistique en Open Source R Studio.

La totalité des lignes de codes entrées sur R Studio afin d'analyser les données recueillies sont disponibles en annexe XII.

3.1 Statistiques univariées ou descriptives au sein de la population totale de l'étude

3.1.1 Données quantitatives

Le recueil de données épidémiologiques et cliniques provient de 50 participantes saines à la date du test. Les résultats bruts des données suivent dans le tableau ci-dessous.

Nous avons présenté les variables de sortes à retrouver pour chaque variable étudiée la valeur minimale, le 1^{er} quartile, la valeur médiane, la moyenne, le 3^{ème} Quartile, la valeur maximale, l'écart type, la variance et les données manquantes (NA). Les lignes entrées sur R Studio sont disponibles en annexe XII.

Tableau 3 : Résultats bruts des variables quantitatives de la population totale de l'étude

	Minimum	1 ^{er} Quartile	Médiane	Moyenne	3 ^{ème} Quartile	Maximum	Ecart type	Variance	NA
Age	20	20,25	22	21,30	23	24	1,27	1,60	0
Taille (cm)	153	160,2	165	165,5	170	177	5,77	33,39	0
Poids (kg)	41	54	57,5	58,3	62	76	6,38	40,78	0
VDG Droit (°)	151,7	163,1	167,6	167	170,3	183,7	5,74	32,90	0
VDG gauche (°)	152,3	164	168,6	167,8	171,3	190,1	6,53	42,63	0
VDG moyenne (°)	157,1	164,5	167,1	167,4	170,3	186,9	5,09	25,95	0
MF 30 Droit couple max moyen/kg (Nm/kg)	0,930	1,370	1,510	1,592	1,750	2,880	0,39	0,15	0
MF 30 Gauche couple max moyen/kg (Nm/kg)	0,950	1,380	1,490	1,596	1,750	2,440	0,32	0,1	1
MF 60 Droit couple max moyen/kg (Nm/kg)	0,910	1,460	1,580	1,611	1,75	2,48	0,34	0,11	0
MF 60 Gauche couple max moyen/kg (Nm/kg)	0,940	1,350	1,55	1,578	1,76	2,26	0,32	0,10	1
MF 30 Droit couple max (Nm)	53,1	83,08	100,25	99,74	114,95	180,9	24,19	585,05	0

MF 30 Gauche couple max (Nm)	62,4	84,8	94,6	98,5	109,7	150,4	19,82	392,95	1
MF 60 Droit couple max (Nm)	56,4	87,67	97,7	99,21	107,83	171,10	20,01	400,70	0
MF 60 Gauche couple max (Nm)	55,7	83,8	92,50	97,84	113,2	158,8	20,18	407,39	1
Ratio Droit couple max moyen (Nm)	16	87,8	101,7	98,2	107,4	168,4	24,42	596,26	1
Ratio Gauche couple max moyen (Nm)	16,2	86,92	101,35	100,89	117,03	193,80	28,23	797,251	2

3.1.2 Données qualitatives

Nous avons choisi de recoder la variable qualitative suivante dans notre document Excel afin de réaliser les croisements entre variables qualitatives et quantitatives.

Tableau 4: Recodage de la variable qualitative

Variables qualitatives binaire	Codage numérique
Membre dominant	Droite : 1 Gauche : 2

3.2 Statistiques bivariées

3.2.1 Loi normale

Dans un objectif de croiser nos variables entre elles et de proposer une réponse à notre problématique initiale, nous souhaitons utiliser des statistiques bivariées. Avant leur mise en place et dans le but de choisir le test de corrélation le plus approprié, nous devons vérifier si la distribution de nos variables suit une loi normale ou non à l'aide d'un test de normalité et de graphiques représentant nos valeurs.

Le test statistique de Shapiro-Wilk est le test le plus adapté lorsqu'il s'agit de vérifier la normalité de variables d'un échantillon inférieur ou égal à 50 participants. Dans notre cas, il apparaît donc pertinent de l'utiliser. Les graphiques nous permettent de vérifier si la répartition des variables suit une courbe de type gaussienne ou non et ainsi se répartissent globalement selon une loi normale ou non. Nous utilisons les trois graphiques suivants : graphique de densité, histogramme et un diagramme quantile-quantile (QQ Plot).

Si la distribution des variables suit une loi normale, nous utiliserons un test paramétrique afin de croiser nos variables entre elles, à l'inverse nous utiliserons un test non paramétrique si la distribution ne suit pas une loi normale. Dans le cas où le test de normalité et la répartition des variables selon les graphiques ne correspondent pas, nous utiliserons à la fois les tests paramétriques et non paramétriques afin d'être les plus exhaustifs possibles. Nous proposons de poser les hypothèses suivantes afin d'étudier la distribution des variables :

- H0 : la distribution des variables suit une loi normale, pour une valeur P-value $> 5 \times 10^{-2}$ et une distribution graphique de type gaussienne.
- H1 : la distribution des variables ne suit pas une loi normale, pour une valeur P-value $< 5 \times 10^{-2}$ et une distribution graphique de type non gaussienne.
- Ambivalence :
 - - Soit la distribution des variables suit une loi normale, pour une valeur P-value $> 5 \times 10^{-2}$ et possède une distribution graphique de type non gaussienne.
 - Soit la distribution des variables ne suit pas une loi normale, pour une valeur P-value $< 5 \times 10^{-2}$ et possède une distribution graphique de type gaussienne.

Tableau 5 : Tests de normalité pour les variables quantitatives et allure des diagrammes Histogramme de fréquence, QQ plot, Diagramme de Densité. Les graphiques sont disponibles en annexe VIII.

VARIABLES	Test de Shapiro-Wilk P-value	Lecture graphique : histogramme, qqplot et densité	Loi normale ou Loi non normale ou Ambivalence
Age	0,0001862	Non gaussienne	Loi non normale
Taille	0,2874	Type gaussienne	Loi normale
Poids	0,5563	Type gaussienne	Loi normale
VDG D	0,6153	Type Gaussienne	Loi normale
VDG G	0,07156	Type gaussienne	Loi normale
VDG Moyenne	0,01286	Type non gaussienne	Loi non normale
MF 30 D Couple max moyen/kg	0,0153	Type gaussienne	Ambivalence
MF 30 G Couple max moyen/kg	0,1192	Type gaussienne	Loi normale

MF 60 D Couple max moyen/kg	0,0649	Type gaussienne	Loi normale
MF 60 G Couple max moyen/kg	0,5	Type Gaussienne	Loi normale
MF 30 D Couple max	0,01512	Type gaussienne	Ambivalence
MF 30 G Couple max	0,1017	Type gaussienne	Loi normale
MF 60 D Couple max	0,07609	Type non gaussienne	Ambivalence
MF 60 G Couple max	0,0308	Type non gaussienne	Loi non normale
Ratio D couple max	0,01135	Type non gaussienne	Loi non normale
Ratio G Couple max	0,02338	Type non gaussienne	Loi non normale

Tableau 6 : Tests de normalité pour les variables quantitatives en fonction de la latéralité et allure des diagrammes Histogrammes, QQ Plot, Diagramme de densité. Les graphiques sont disponibles en annexe IX.

	Droitier			Gaucher		
	Test de Shapiro-Wilk P-value	Lecture graphique histogramme, QQplot et densité	Loi normale ou Loi non normale ou Ambivalence	Test de Shapiro-Wilk p-value	Lecture graphique histogramme, QQplot et densité	Loi normale ou Loi non normale ou Ambivalence
VDG D	0,5575	Type gaussienne	Loi normale	0,09062	Type non gaussienne	Loi non normale
VDG G	0,1428	Type gaussienne	Loi normale	0,2113	Type non gaussienne	Ambivalence
MF 30°/s D Couple	0,01375	Type non gaussienne	Loi non normale	0,8015	Type gaussienne	Loi normale

max moyen/k g						
MF 30°/s G Couple max moyen/k g	0,1173	Type gaussienne	Loi normale	0,0815	Type non gaussienne	Ambivalenc e
MF 60°/s D Couple max moyen/k g	0,03315	Type gaussienne	Ambivalenc e	0,92	Type gaussienne	Loi normale
MF 60°/s G Couple max moyen/k g	0,4916	Type gaussienne	Loi normale	0,5424	Type non gaussienne	Ambivalenc e

3.2.2 Croisement des variables

Nous proposons de croiser nos variables afin d'observer s'il existe des relations linéaires entre elles. Nous utiliserons une lecture graphique par nuage de points, ainsi que des coefficients de corrélation pour croiser nos variables quantitatives continues entre elles, choisis en fonction de la normalité des variables étudiées précédemment. Nous rappelons que nous effectuerons deux tests de corrélations différents pour la même variable lorsque la répartition des variables est répartie de manière non normale ou ambivalente. Nous définissons le choix des tests de corrélation comme suit :

- Le coefficient de Pearson, test paramétrique sera utilisé pour croiser les données quantitatives continues suivant une loi normale.
- Le coefficient de Spearman, test non paramétrique, sera utilisé pour croiser les données quantitatives continues ne suivant pas une loi normale.
- Le test de Wilcoxon Mann Whitney, test non paramétrique, sera utilisé pour croiser les données qualitatives et quantitatives ne suivant pas une loi normale.

- Le test de Welch, adaptation du test T de Student paramétrique lorsque les variances ne sont pas totalement égales, sera utilisé pour croiser les données qualitatives et quantitatives suivant une loi normale. Nous avons choisi d'utiliser le test de Welch, en raison de sa meilleure précision lorsque les variances ne sont pas totalement égales mais s'en rapprochent.

Nous avons choisi de nous concentrer sur les relations retrouvées entre le valgus dynamique et la force des abducteurs de hanche bilatérales. Nous avons ainsi effectué deux tableaux de croisements différents propre chacun à une latéralité du valgus dynamique de genou.

Les graphiques en nuage de points pour chaque variable sont retrouvés en annexe X.

Tableau 7 : Tests statistiques, coefficient de corrélation et p-value obtenue pour le croisement des variables quantitatives avec le valgus dynamique de genou droit.

	VDG D		Tests Utilisés
	P-value	Coefficient de corrélation R ou rho	
Age	0,6131	-0,0732	Coefficient de Spearman
Taille	0,109	-0,2294	Coefficient de Pearson
Poids	0,8581	0,0259	Coefficient de Pearson
MF 30 D Couple max moyen/kg	0,7309	-0,0498	Coefficient de Spearman
	0,3931	0,1234	Coefficient de Pearson
MF 30 G Couple max moyen/kg	0,882	-0,0217	Coefficient de Pearson
MF 60 D Couple max moyen/kg	0,2992	0,1497	Coefficient de Pearson

	0,6467	-0,0664	Coefficient de Spearman
MF 60 G Couple max moyen/kg	0,6201	-0,072	Coefficient de Pearson
	0,2959	-0,1523	Coefficient de Spearman
MF 30 D Couple max	0,3058	0,1347	Coefficient de Pearson
	0,6093	0,0740	Coefficient de Spearman
MF 30 G Couple max	0,9381	-0,0113	Coefficient de Pearson
MF 60 D Couple max	0,9739	-0,004	Coefficient de Spearman
	0,2793	0,1560	Coefficient de Pearson
MF 60 G Couple max	0,3254	-0,1434	Coefficient de Spearman
	0,6902	-0,0584	Coefficient de Pearson
Ratio D Couple max	0,574	-0,0823	Coefficient de Spearman
	0,6647	-0,0675	Coefficient de Pearson
Ratio G Couple max	0.8141	0.03484	Coefficient de Spearman
	0.7885	0.03974	Coefficient de Pearson

Tableau 8 : Tests statistiques, coefficient de corrélation et p-value obtenue pour le croisement des variables quantitatives avec le valgus dynamique de genou gauche.

	VDG G		Tests Utilisés
	P-value	Coeff de corrélation R ou rho	
Age	0,7573	-0,0448	Coefficient de Spearman
Taille	0,3644	-0,1310	Coefficient de Pearson
Poids	0,6782	0,0601	Coefficient de Pearson
MF 30 D Couple max moyen/kg	0,5465	-0,08732	Coefficient de Spearman
	0,4768	-0,1029	Coefficient de Pearson
MF 30 G Couple max moyen/kg	0,4011	0,1226	Coefficient de Pearson
MF 60 D Couple max moyen/kg	0,8109	-0,0347	Coefficient de Pearson
	0,9175	-0,0150	Coefficient de Spearman
MF 60 G Couple max moyen/kg	0,6178	0,0730	Coefficient de Pearson
	0,6785	0,0607	Coefficient de Spearman

MF 30 D Couple max	0,5019	-0,0972	Coefficient de Pearson
	0,4493	-0,1094	Coefficient de Spearman
MF 30 G Couple max	0,6175	0,07313	Coefficient de Pearson
MF 60 D Couple max	0,3493	-0,1351	Coefficient de Spearman
	0,5071	-0,0960	Coefficient de Pearson
MF 60 G Couple max	0,7933	-0,0384	Coefficient de Spearman
	0,7993	0,0372	Coefficient de Pearson
Ratio D Couple max	0,7937	0,03875	Coefficient de Spearman
	0,9556	-0,0081	Coefficient de Pearson
Ratio G Couple max	0,7937	0,0387	Coefficient de Spearman
	0,8743	-0,0234	Coefficient de Pearson

Nous avons également réalisé des croisements entre variables qualitatives et quantitatives afin d'observer les liens potentiels entre membre dominant du participant et les données recueillies. Les diagrammes en boxplots sont disponibles en annexe XI.

Tableau 9 : Tests statistiques, p-value obtenue pour le croisement des données quantitatives en fonction de la dominance des membres des participants.

	Dominance du membre	Tests utilisés

	P-value	
VDG D	0,8147	Test de Welch
	0,709	Test de Wilcoxon Mann Whitney
VDG G	0,3826	Test de Welch
	0,5696	Test de Wilcoxon Mann Whitney
MF 30 D	0,6147	Test de Welch
	0,3546	Test de Wilcoxon Mann Whitney
MF 30 G	0,2331	Test de Welch
	0,1649	Test de Wilcoxon Mann Whitney
MF 60 D	0,7349	Test de Welch
	0,6013	Test de Wilcoxon Mann Whitney
MF 60 G	0,69	Test de Welch
	0,83	Test de Wilcoxon Mann Whitney

4 Discussion

4.1 Analyse

4.1.1 Statistiques univariées ou descriptives

Afin de décrire les caractéristiques de notre échantillon inclu dans l'étude, nous avons réalisé des statistiques descriptives en calculant pour chaque variable recueillie la valeur minimale, le 1^{er} Quartile, la valeur médiane, le 3^{ème} Quartile, la valeur maximale, l'écart type, la variance et le nombre de valeurs manquantes (NA).

Dans notre échantillon, nous avons définis des critères d'âge allant de 18 à 24 ans, finalement nous n'avons pas inclus de participants ayant moins de 20ans, alors que l'âge maximal était de 24 ans, ainsi les participants avaient en moyenne 21,3 ans (21,3+-1,27).

Les mesures d'angles des valgus dynamiques de genou sont comprises entre 151,7° et 183,7° pour le genou droit avec une moyenne à 167° (167°+-5,74°). Pour le genou gauche, les valeurs sont globalement légèrement plus élevées et sont comprises entre 152,3° et 190,1° avec une valeur moyenne à 167,8° (167,8°+-6,53°). Nous avons également créé une variable « VDG moyenne » afin d'obtenir des valeurs moyennes des deux jambes pour chaque individu, les valeurs se situent entre 157,1° et 186,9° pour une valeur moyenne à 167,4° (167,4°+-5,09°).

Les résultats concernant la force des abducteurs de hanche ont été obtenus à deux vitesses différentes : 30°/s et 60°/s, et peuvent être divisés en deux catégories principales : les valeurs relatives au poids de l'individu (unité : Nm/kg) et celles basées sur la force développée (unité : Nm). Tout d'abord pour les valeurs relatives au poids du corps, nous avons :

- A droite à 30°/s, des valeurs qui se situent entre 0,930 Nm/kg et 2,880 Nm/kg avec une valeur moyenne à 1,592 Nm/kg (1,592+-0,39). A gauche à 30°/s, les valeurs se situent entre 0,950 Nm/kg et 2,440 Nm/kg pour une valeur moyenne de 1,596 Nm/kg (1,596+-0,32).
- Pour les valeurs à 60°/s, on retrouve des valeurs légèrement plus élevées qu'à 30°/s, entre 0,910 Nm/kg et 2,48 Nm/kg avec une moyenne à 1,75 Nm/kg (1,75+-0,34) pour le côté droit, tandis qu'à gauche nous obtenons des valeurs allant de 0,940 Nm/kg à 2,26 Nm/kg pour une valeur moyenne égale à 1,76 Nm/kg (1,76+-0,32). Ce résultat semble cohérent en raison de la relation positive entre force et vitesse en mode de contraction musculaire excentrique.

A propos des valeurs de force développée sans relations avec le poids du corps, nous obtenons :

- Pour les mesures à 30°/s à droite, des valeurs se répartissant de 53,1 Nm à 180,9 Nm pour une valeur moyenne de 99,74 Nm (99,74+-24,19), à gauche les valeurs sont

similaires au côté droit et se répartissent entre 62,4 Nm et 150,4 Nm avec une valeur moyenne égale à 98,5 Nm (98,5+-19,82).

- Concernant les mesures à 60°/s, à droite la valeur minimale est de 56,4 Nm et la maximale est de 171,10 Nm, la valeur moyenne étant égale à 99,21 Nm (99,21+-20,01). A propos des valeurs à gauche, elles se situent en 55,7 Nm et 158,8 Nm pour une valeur moyenne de 97,84 Nm (97,84+-20,18).

Enfin, nous avons obtenu également des valeurs pour le ratio Abducteur/Adducteur en excentrique, à 60°/s. Il est à noter que les valeurs ne sont pas relatives au poids du corps. A droite elles se répartissent entre 16 % et 168,4% avec une valeur moyenne égale à 98,2% (98,2+-24,42). A gauche, les valeurs se situent entre 16,2% et 193,80% pour une valeur moyenne de 100,89% (100,89+-28,23). Nous observons une légère supériorité du ratio à gauche en faveur des abducteurs par rapport aux adducteurs, nous étudierons les liens potentiels de ce ratio avec la latéralité lors des statistiques bivariées dans la partie suivante.

4.1.2 Statistiques bivariées

Les statistiques bivariées permettent d'examiner simultanément deux variables pour comprendre la manière dont elles sont liées. Nous utilisons une analyse avec corrélation afin d'évaluer la force et la direction de la relation linéaire entre deux variables. Pour rappel, nous avons utilisé ensemble le coefficient de Pearson et de Sperman lorsque la répartition des variables ne suivait pas nettement une loi normale afin d'obtenir un maximum de précision sur nos résultats. Pour ces analyses, nous avons défini un risque alpha, ou erreur de type I à 5% par convention. Ce risque représente la probabilité de rejeter l'hypothèse nulle lorsqu'elle est en réalité vraie, ou autrement formulé d'accepter H1 alors que cette hypothèse est fausse. Nous ne rejetons pas l'hypothèse d'abaisser ce risque à 1% ou 0,1% si la valeur p obtenue le permet. Nous interprétons les valeurs des coefficients de corrélations à l'aide de la classification établie par Cohen et al. [101].

Relationship Score	Relationship Strength
r= .10 to .29	Weak relationship
r= .30 to .49	Moderate relationship
r= .50 to 1.0	Strong relationship

Figure 3 : Classification de Cohen

Nous rappelons que nous avons défini les hypothèses principales de la manière suivante :

- H0 = Les valgus dynamiques de genou des sujets avec force musculaire des abducteurs de hanche plus faible **ne sont pas différents** de ceux avec force musculaire plus élevée.
- H1 = Les valgus dynamiques de genou des sujets avec force musculaire des abducteurs de hanche plus faible sont significativement **différents** de ceux avec force musculaire plus élevée.

4.1.3 Valgus dynamique du genou droit

Nous avons effectué un croisement entre l'angle de valgus du genou droit lors de la tâche d'atterrissage à une jambe et les données obtenues lors des mesures isocinétiques de manière bilatérales.

Nous avons obtenu des relations positives faibles, avec coefficient de corrélations compris entre 0,1 et 0,2, entre valgus dynamique du genou droit et :

- Force des abducteurs de hanche droit à 30°/s. En prenant en compte le couple max moyen/kg, le coefficient de corrélation R de Pearson est de 0,12 avec une p-value de 0,39. Nous avons également calculé un coefficient de corrélation de Spearman rho, qui est de -0,05 avec une p-value à 0,73. Pour ce qui est de la force maximale développée en Nm, nous retrouvons un coefficient de corrélation de Pearson R de 0,13 avec une p-value de 0,31, et un coefficient de Spearman Rho de 0,0740 avec une p-value de 0,61.
- Force des abducteurs de hanche droit à 60°/s. En prenant en compte le couple max moyen/kg, on obtient un coefficient de corrélation R de Pearson de 0,15 et une p-value de 0,30. En revanche, le coefficient de Spearman nous donne un coefficient rho de -0,07 avec une p-value de 0,65. Si l'on observe les corrélations avec la force maximale développée par le participant, nous obtenons un coefficient de Pearson semblable au précédent de 0,16 avec une p-value de 0,28, ou un coefficient de Spearman Rho de -0,004 avec une p-value de 0,9739.

Nous obtenons des valeurs faibles avec un coefficient de corrélation inférieur à 0,1 ou même négatifs, signifiant ainsi des relations inexistantes ou même inverses entre valgus dynamique de genou droit et :

- Force des abducteurs de hanche gauche à 30°/s. Avec la mesure ajustée au poids du corps en Nm moyen/kg, nous obtenons un coefficient de corrélation de Pearson r de -

0,02 avec une p-value de 0,882. Concernant la force développée en Nm, il est retrouvé un coefficient de Pearson R quasiment nul égal à -0,01 avec une p-value à 0,94.

- Force des abducteurs de hanche gauche à 60°/s. Avec la mesure ajustée au poids du corps en Nm moyen/kg, nous obtenons un coefficient de corrélation de Pearson r de -0,07 et une p-value de 0,62. Nous retrouvons également un coefficient de Spearman négatif égal à -0,15 avec une p-value de 0,3. Si nous nous concentrons sur la force développée en Nm, nous retrouvons des résultats similaires avec un coefficient de Pearson R négatif de -0,06 avec une p-value de 0,69, ou encore un coefficient de Spearman de -0,14 et une p-value de 0,32.
- Ratio des abducteurs/Adducteurs à gauche, avec un coefficient de corrélation R de Pearson de 0,03 et une p-value de 0,79. Nous avons également retrouvé un coefficient de corrélation de Spearman rho de 0,04 et une p-value de 0,81.
- Ratio des Abducteurs/Adducteurs à droite, avec un coefficient de corrélation R de Pearson de -0,0675 et une p-value de 0,66, et un coefficient de corrélation de Spearman Rho de -0,08 et une p-value de 0,574.

Ainsi, nous acceptons H0 pour les résultats cités précédemment, les valgus dynamiques de genou droit des sujets avec force musculaire des abducteurs de hanche plus faible ne sont pas différents de ceux avec force musculaire plus élevée.

4.1.4 Valgus dynamique de genou gauche

Le croisement entre valgus dynamique de genou gauche et force des abducteurs de hanche a été réalisé de manière identique à la partie précédente concernant le valgus dynamique de genou droit.

Nous avons obtenu des relations positives faibles, avec coefficient de corrélations compris entre 0,1 et 0,2, entre valgus dynamique du genou gauche et :

- Force des abducteurs de hanche à gauche à 30°/s ajustée au poids du corps en Nm/kg, nous retrouvons un coefficient de corrélation de Pearson R égal à 0,12 et une p-value de 0,4011.

Nous obtenons des valeurs faibles avec un coefficient de corrélation inférieur à 0,1 ou même négatifs, signifiant ainsi des relations inexistantes ou même inverses entre valgus dynamique de genou gauche et :

- Force des abducteurs de hanche droits à 30°/s en Nm/kg, pour laquelle nous obtenons un coefficient de corrélation R de Pearson de -0,1 et une p-value de 0,47, le coefficient de Spearman nous donne des résultats similaires avec un rho égal à -0,08 et une p-value de 0,54. Les résultats sont semblables si l'on observe simplement la force développée en Nm avec un Coefficient de Pearson de -0,09 et une p-value de 0,50, ou encore avec le coefficient de Spearman de 0,06 pour une p-value de 0,074.
- Force des abducteurs de hanche droits à 60°/s ajustée au poids du corps, en effet nous observons un coefficient de corrélation de Pearson r de -0,03 et une p-value de 0,81, nous retrouvons des résultats similaires pour le coefficient de Spearman rho de -0,01 et une p-value de 0,44. La relation est encore plus négative lorsque nous observons les liens avec la force développée sans ajustement au poids du corps, avec un coefficient de Pearson de -0,1 (p-value à 0,51) un et rho de Spearman de -0,13
- Force des abducteurs de hanche gauche à 60°/s. En effet la valeur ajustée au poids du corps pour le coefficient de Pearson est de 0,07 (p-value de 0,61) et celui de Spearman est de 0,06 (p-value de 0,67). Lorsque l'on observe les valeurs obtenues pour la force maximale développée, les corrélations sont encore plus faibles avec un coefficient r de Pearson égal à 0,04 et une p-value de 0,8, et un rho de Spearman de -0,04 (p-value de 0,8)
- Force développée maximale des abducteurs de hanche gauche à 30°/s en Nm, avec un coefficient de Pearson de 0,07 et une p-value de 0,61.
- Le ratio des Abducteurs/Adducteurs droits, en Nm, avec un coefficient de Pearson de -0,008 et une p-value de 0,96, ou encore un coefficient de Spearman de 0,04 et une p-value de 0,8.
- Le ratio Abducteurs/Adducteurs gauche, en Nm, avec un coefficient de Pearson de -0,02 et une p-value de 0,87, ou un coefficient de Spearman de 0,04 et une p-value de 0,79.

4.1.5 Latéralité

Les liens entre dominance du membre inférieur, valgus dynamique de genou et force des abducteurs de hanche sont explorés ici. Nous effectuons ainsi un croisement entre données qualitatives et quantitatives. Voici les résultats obtenus en croisant dominance du membre inférieur et :

- Valgus dynamique du genou à droite : p-value égale à 0,81 pour le test de Welch et 0,709 pour le test de Wilcoxon Mann Whitney
- Valgus dynamique de genou à gauche : p-value égale à 0,38 avec le test de Welch, et 0,57 pour le test de Wilcoxon Mann Whitney.
- Force des abducteurs de hanche à droite à 30°/s : p-value de 0,6147 pour le test de Welch et 0,35 pour le test de Wilcoxon Mann Whitney
- Force des abducteurs de hanche à gauche à 30°/s : p-value de 0,23 pour le test de Welch et 0,16 avec le test de Wilcoxon Mann Whitney
- Force des abducteurs de hanche à droite à 60°/s : p-value de 0,73 pour le test de Welch et 0,60 avec le test de Wilcoxon Mann Whitney
- Force des abducteurs de hanche à gauche à 60°/s : p-value de 0,69 avec le test de Welch et 0,83 pour le test de Wilcoxon Mann Whitney.

Les tests statistiques effectués ne nous permettent pas de réfuter l'hypothèse nulle selon laquelle les moyennes seraient égales, avec un niveau de signification alpha fixé à 0,05 par défaut. En d'autres termes, nous ne disposons pas de suffisamment d'évidences statistiques pour conclure à une différence significative entre les moyennes des groupes comparés. La dominance du membre inférieur n'apparaît donc pas comme un facteur modifiable du valgus dynamique de genou ou de la force des abducteurs de hanche dans notre étude.

4.2 Principaux résultats obtenus en regard des objectifs

Les résultats présentés dans la partie précédente mettent en avant de manière globale l'absence de lien entre valgus dynamique de genou et force des abducteurs de hanche en excentrique, à deux vitesses différentes : 30°/s et à 60°/s. De même, la dominance d'un membre par rapport à l'autre ne paraît influencer ni la force développée par les abducteurs de hanche ni l'angle de valgus dynamique de genou.

4.3 Biais de l'étude

4.3.1 Biais méthodologiques liés à l'inclusion des participants

Les critères d'inclusions définis au préalable indiquaient l'inclusion d'une population exclusivement féminine dans notre étude. Nous avons inclus uniquement des étudiants inscrits dans l'Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie Niçois pour des raisons logistiques. Des actions de communications ont été effectuées pour informer les sujets éligibles à l'étude des

horaires de réalisations de l'étude, les invitant ainsi à participer à notre étude de manière libre après lecture d'une lettre d'information et signature d'un consentement. Nous pouvons ainsi citer un biais de recrutement concernant l'absence de randomisation au préalable de l'inclusion des sujets.

Une limite globale de notre étude serait également le nombre de participants, que nous avons dû limiter à 50 en raison d'un manque de temps et de moyens disponibles. Un effectif plus grand permettrait d'obtenir des résultats plus représentatifs. De plus nous nous sommes limités à une population féminine entre 18 et 24 ans, ne nous permettant pas d'extrapoler sur une population plus large.

4.3.2 Biais méthodologiques liés à la mesure de force des abducteurs de hanche

L'objectif principal de notre étude était d'observer les liens existants potentiels entre le mouvement de valgus dynamique de genou et la force des abducteurs de hanche dans le plan frontal. Pour cela, nous avons utilisé le gold standard en matière d'évaluation de force musculaire, l'appareil isocinétique, en adoptant un mode de contraction musculaire excentrique afin de reproduire au maximum le mode de contraction des abducteurs de hanche lors d'un atterrissage de saut à une jambe. Cependant, cette technique de mesure utilise un mouvement en chaîne ouverte du membre inférieur, qui ne reproduit pas les modalités spécifiques de contraction des abducteurs de hanche lors d'un atterrissage au sol, contraction en chaîne fermée. La mise en place d'un système de mesure de la force musculaire en chaîne fermée en conservant une bonne fiabilité de mesure serait une nette amélioration méthodologique à notre étude et permettrait de se rapprocher des contractions musculaires lors de mouvements à risques de blessures.

4.3.3 Biais méthodologiques liés à la mesure du valgus dynamique de genou

Nous avons constaté au cours de nos mesures un biais psychologique de la part des participants. En effet, nous ne pouvons pas négliger une part de correction consciente du valgus dynamique de genou lors de la tâche d'atterrissage à une jambe. Cela ne nous permet pas d'obtenir les mouvements naturels de chaque participant. Une piste d'amélioration serait ainsi de ne pas dévoiler le sujet de la recherche en amont afin d'éviter les corrections conscientes des sujet inclus.

4.3.4 Biais méthodologiques liés à l'analyse statistique des résultats

Le croisement des données à des fins d'exploration des corrélations nécessite une observation de la répartition des données, afin de savoir si elles suivent une loi normale ou non. Cependant, nous avons parfois obtenu des ambivalences entre les tests de normalité et les lectures graphiques. Cela nous a conduit à réaliser des tests de corrélations paramétriques et non paramétriques dans l'objectif de s'assurer de la fiabilité des résultats. Lorsqu'il y avait ambivalence, nous n'avons donc pas choisi de tests précis et prenions en vigueur les résultats des deux tests lors de l'analyse de nos résultats.

Nous relèverons également de l'incertitude de certains participants à l'égard de la latéralité de leur membre dominant. En outre, il convient de noter que le nombre de participants ayant déclaré une dominance gauche du membre inférieur est plutôt faible (6 participants, soit 12%), ce qui complique l'interprétation des résultats de manière représentative.

4.4 Interprétation générale des résultats

4.4.1 Objectif principal

L'objectif initial de notre étude était de retrouver des facteurs modifiables relatifs au valgus dynamique de genou. Cet élément est central dans notre recherche, nous avons ainsi choisi de croiser ce valgus dynamique de genou avec d'autres données, et principalement avec la force musculaire des abducteurs de hanche.

L'objectif principal de notre étude est donc de répondre à la problématique initialement posée, et d'explorer les liens entre valgus dynamique de genou et force des abducteurs de hanche. Les valeurs des valgus dynamiques de genou se répartissaient de 151,7° à 190,1°, deux jambes confondues. Pour répondre à l'objectif nous avons exploré les linéarités entre valgus dynamique et force des abducteurs homolatéraux mais aussi controlatéraux.

Concernant les relations entre valgus dynamique de genou et force des abducteurs homolatéraux, nous avons retrouvés de très faibles relations pour le côté droit. Le coefficient de corrélation est de 0,12 lorsque l'on se concentre sur la force développée à 30°/s alors qu'elle augmente légèrement, mais de manière non significative, jusqu'à 0,15 pour la force développée à une vitesse plus élevée de 60°/s.

Pour ce qui est du côté gauche, les corrélations sont similaires au côté droit avec un r de 0,12 pour la force des abducteurs à 30°/s, mais lorsqu'on explore la force développée à 60°/s, la corrélation s'abaisse à un r égal à 0,7.

Nous avons analysé les relations entre valgus dynamique de genou et force des abducteurs de hanche de manière controlatérale, cette fois-ci nous retrouvons de manière systématique une relation inverse très faible, que ce soit le valgus dynamique de genou droit croisé aux abducteurs gauches, ou inversement le valgus dynamique de genou gauche croisé aux abducteurs droits. Cette corrélation se situe entre -0,14 et -0,01.

Ainsi, aucune corrélation significative n'est retrouvée entre valgus dynamique de genou et force des abducteurs de hanche, de manière homo ou controlatérale. Nous pouvons mettre en relation ces résultats avec l'étude de Mc Curdy et al. [51] qui retrouvait une relation légèrement plus importante que nous mais non significative ($r = 0,32$) entre valgus de genou lors d'une tâche d'atterrissage à une jambe et force des abducteurs de hanche dans une population féminine. Nous remarquons cependant que la mesure des abducteurs de hanche était réalisée seulement en isométrie à l'aide d'un dynamomètre isométrique portatif. Une étude de Lawrence et al. [102] retrouve une p -value de 0,82 entre un groupe avec une force « faible » et un groupe avec une force « forte », soit une différence statistiquement insuffisante pour conclure à une corrélation. Enfin, nous pouvons également citer l'étude de Malloy et al. [103] qui retrouvait un coefficient de corrélation de Pearson très faible de 0,04 entre angle du genou dans le plan frontal et force des abducteurs de hanche en isométrie et concluait donc à l'absence de lien entre ces variables.

La littérature combinée à nos résultats semblerait faire ressortir que les liens entre angle de valgus dynamique de genou dans un plan frontal et force des abducteurs de hanche sont difficilement retrouvés de manière directe. Cependant, de nombreuses études tendraient à retrouver des liens étroits entre activation neuro-musculaire des muscles abducteurs et plus globalement des muscles de la hanche [1,38,46,47,49] et mouvements du genou en valgus dynamique. Nous pourrions ainsi émettre quelques hypothèses quant au rôle plus important de l'activation neuro-musculaire lors d'un appui ou d'un atterrissage de saut dans le contrôle du genou par rapport à la force potentielle qu'un individu peut développer de manière analytique. Nous pouvons appuyer nos propos par une étude de Vadász et al. [104] qui retrouve en conclusion que la force d'abduction de la hanche ne régule pas seule l'angle du valgus dynamique de genou lors d'atterrissage à une jambe ou de sauts et qu'il faudrait plutôt s'intéresser à l'activation des abducteurs de hanche. Une activation neuro-musculaire plus

importante serait à l'origine d'une meilleure stabilité de l'articulation du genou dans le plan frontal notamment.

Nous pouvons revenir sur la méta-analyse de Dix et al. [15] évoquée en introduction, qui ne retrouvait pas de preuves suffisantes en faveur d'un lien entre valgus dynamique de genou et force des abducteurs de hanche. Les trop nombreuses différences méthodologiques entre les études et le gap encore présent entre laboratoire et terrain pourraient expliquer l'absence de consensus entre les auteurs et l'absence de liens retrouvés.

Enfin, nous devons rester vigilant quant aux modalités de contractions des abducteurs de hanche lors de leur évaluation, modifiant drastiquement les résultats de chaque étude, et souvent choisies de manière différente selon les études.

4.4.2 Objectifs secondaires

Lors du recueil de données, nous avons recueilli le membre inférieur dominant de chaque participant. Nous avons ainsi défini comme objectifs secondaires : observer les liens entre dominance du membre et valgus dynamique du genou, mais aussi la présence ou non d'une différence de force au niveau des muscles abducteurs de hanche. Nous avons séparé notre population en 2 groupes en fonction de leur dominance du membre inférieur et avons utilisé des tests paramétriques (t de Student) ou non paramétriques (Wilcoxon Mann Whitney) en fonction de la répartition des données. Pour les valgus dynamiques de genou, nous avons un $p > 0,05$ pour les deux côtés, signifiant ainsi que nous n'avons pas de liens significatifs entre plus ou moins grand valgus dynamique et membre dominant, que ce soit du côté droit ou gauche. Les liens avec la force développée des abducteurs de hanche se sont avérés également non significatifs pour les deux vitesses de contractions différentes, 30°/s et 60°/s avec un $p > 0,05$. Nous rencontrons cependant une limite dans l'analyse de nos résultats en raison du très faible nombre de participants ayant un membre dominant gauche, nous amenant à deux groupes de tailles très différentes (44 sujets droitiers et 6 sujets gauchers).

Nous avons inclus dans notre protocole une mesure de la force musculaire des adducteurs afin d'obtenir un ratio Abducteur/Adducteur. Cependant ces valeurs ne semblent pas influencer l'angle de valgus dynamique de genou, avec un coefficient de corrélation entre -0,1 et 0,1. Dans notre étude, il n'existe pas de liens significatifs entre équilibre musculaire agoniste/antagoniste dans le plan frontal de la hanche et valgus dynamique de genou. Nous pouvons mettre en relation nos résultats avec l'étude de Miyamoto et al. [48] qui retrouvait des liens entre valgus

dynamique de genou et activation neuro-musculaire du ratio abducteur/adducteur. Une nouvelle fois, nous observons des relations plus marquées avec l'activité neuro-musculaire comparativement à la force développée.

4.5 « Généralisabilité » de l'étude

La littérature actuelle déjà bien fournie, est toujours en croissance à propos de la mise en place d'actions préventives des blessures du genou et notamment des ligaments croisés. L'objectif de notre étude était d'étudier un facteur potentiellement modifiable d'un mouvement à risques de blessures : la force musculaire des abducteurs de hanche. Nous avons tenté de nous rapprocher d'un contexte le plus fonctionnelle et proche de la réalité possible, avec les moyens à dispositions. Notre étude se limite cependant à un échantillon assez restreint sur population précise, ne nous permettant pas d'obtenir des données généralisables à un grand ensemble. Cependant, les résultats de notre étude ne semblent pas être inapproprié en regard de la littérature, et complètent une série d'étude ne retrouvant pas de lien entre force des abducteurs de hanche et mouvement du genou en valgus dynamique, toutes populations confondues.

4.6 Auto-évaluation qualitative de notre étude par le biais de la grille STROBE

Nous avons réalisé un rapport de notre étude par le biais des lignes directrices STROBE (Strengthening the Reporting of Observational studies in Epidemiology), prévues pour rapporter les études observationnelles et ainsi adaptées à notre recherche. L'objectif est de réaliser une critique de notre projet afin d'en faire ressortir les points à améliorer.

	Item n°	Critères retrouvés en regard des recommandations
Titre et résumé	1	(a) Le type d'étude réalisée est retrouvé dans le résumé de notre étude. (b) Une information synthétique et objective sur la méthodologie mise en place et sur les résultats est retrouvée.
Introduction		
Contexte/justification	2	Le contexte scientifique de l'étude, la justification de sa mise en place ainsi que de sa légitimité sont explicités en Partie 1. Introduction
Objectifs	3	Les objectifs principaux et secondaires sont retrouvés en partie 1. Introduction.
Méthodes		
Conception de l'étude	4	Les éléments clés de la conception de l'étude sont retrouvés dans la sous partie 2.1 « Etude expérimentale ».
Contexte	5	Le contexte, le lieu, les dates de l'étude et de recueils de données sont détaillés dans la sous partie 2.1 Etude expérimentale.
Population	6	Les critères d'éligibilités, les sources et les méthodes de sélection des participants sont retrouvés dans la sous partie 2.2 Population.
Variables	7	Les différents critères des résultats sont présentés ainsi que les critères diagnostiques.
Sources de données/mesures	8	Les sources de données et les détails pour chaque méthode d'évaluation des données sont retrouvés.
Biais	9	Les mesures prises dans l'objectif d'éviter les sources potentielles de biais ne sont pas explicitées.
Taille de l'étude	10	Le calcul relatif à la taille de l'étude est présenté dans la sous partie 2.3.
Variables quantitatives	11	L'explication du traitement des variables quantitatives est retrouvée dans les sous parties 2.9 et 2.10
Analyses statistiques	12	(a) Les analyses statistiques sont présentées dans les sous parties 2.9, 2.10, 2.15. (b) Les méthodes utilisées pour examiner les interactions sont retrouvées dans la sous partie 2.15. (c) Le traitement des données manquantes est précisé dans la sous partie 2.16. (e) Les analyses de sensibilité ne sont pas présentées dans l'étude.
Résultats		
Population	13	(a) Le nombre d'individus à chaque étape de l'étude n'est pas rapporté. (b) Les raisons de non-participation ne sont pas retrouvées. (c) Nous ne retrouvons pas de diagramme de flux
Données descriptives	14	(a) Les caractéristiques de la population étudiée sont exposées en sous partie 3.1. (b) Le nombre de sujets inclus avec les données manquantes pour chaque variable d'intérêt est retrouvé dans la sous partie 3.1.
Données obtenues	15	Les indicateurs mesurés sont exposés dans les parties 3.1 et 3.2.

Principaux résultats	16	(a) les facteurs de confusion n'ont pas été pris en compte (b) les valeurs bornes des intervalles n'ont pas été indiquées. (c) les estimations de risques relatifs en risques absolues n'ont pas été traduits
Autres analyses	17	Aucune autre analyse n'a été réalisée en complément.
Discussion		
Résultats clés	18	Les principaux résultats sont exposés en référence aux objectifs de l'étude émis auparavant en sous partie 4.2.
Limitations	19	Les limites de l'étude sont discutées, avec prise en compte des biais potentiels ou d'imprécisions en sous partie 5.2. Le sens et l'importance des biais potentiels sont exposés.
Interprétation	20	L'interprétation générale des résultats est retrouvée dans la sous partie 5.3.
« Généralisabilité »	21	La discussion autour de la « généralisabilité » des résultats est retrouvée dans la sous partie 5.4.
Autre information		
Financement	22	La sous partie 5.5 expose la question du financement de l'étude.

Figure 4 : Auto-évaluation critique de l'étude par le biais des lignes directrices STROBE

5 Conclusion et Perspectives

Le facteur neuro-musculaire autour de la hanche reste aujourd'hui un sujet débattu dans la littérature quant à ses relations directes avec les mouvements du genou. Lorsque l'on s'intéresse uniquement à la force développée et plus particulièrement en abduction, il semblerait que les relations soient très faibles voire inexistantes avec le mouvement de valgus dynamique de genou durant un atterrissage à une jambe. En revanche, la littérature actuelle retrouverait plutôt des liens entre ces données lorsque l'activité neuro-musculaire est mesurée, il semblerait que les mécanismes neuronaux soient prédominants dans le contrôle du genou en dépit de la force directement développée.

Notre travail de recherche s'aligne dans une lignée d'études sur le sujet, d'où proviennent de nombreuses données hétérogènes. Ces études mesurent les mouvements du genou selon différentes tâches de reproduction du mécanisme de valgus et avec différents outils, cependant la mesure de force musculaire est toujours réalisée en décharge. Nous pensons que la mesure de force musculaire de hanche en décharge à des fins de prévention de blessures aux genoux est assez limitée, en relation avec la littérature actuelle.

Aujourd'hui, nous ne disposons pas de moyens assez fiables pour obtenir des données de force musculaire des abducteurs de hanche en charge, dans les conditions similaires au travail de ces muscles lors d'un appui ou d'un atterrissage de saut. La création d'un outil d'évaluation à ces fins, associé à un enregistrement de l'activité neuro-musculaire des abducteurs de hanche, pourrait permettre d'obtenir des données probantes sur les individus plus à risques de blessures au niveau du genou et pourrait représenter l'avenir en matière de prévention.

Une perspective pour les travaux futurs serait également de se rapprocher au maximum du terrain et des mouvements à risques en conditions similaires voire identiques aux blessures. Il se pourrait qu'un gap encore trop important persiste entre laboratoire et terrain dans la littérature [15].

6 Bibliographie

- [1] Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *J Sport Rehabil* 2009;18:104–17. <https://doi.org/10.1123/jsr.18.1.104>.
- [2] Haute Autorité de Santé. Critères de suivi en rééducation et d'orientation après ligamentoplastie du croisé antérieur du genou 2008.
- [3] Kaeding CC, Léger-St-Jean B, Magnussen RA. Epidemiology and Diagnosis of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Clin Sports Med* 2017;36:1–8. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2016.08.001>.
- [4] Prise en charge thérapeutique des lésions méniscales et des lésions isolées du ligament croisé antérieur du genou chez l'adulte. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot* 2008;94:787–91. <https://doi.org/10.1016/j.rco.2008.09.001>.
- [5] Joseph AM, Collins CL, Henke NM, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. A multisport epidemiologic comparison of anterior cruciate ligament injuries in high school athletics. *J Athl Train* 2013;48:810–7. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.6.03>.
- [6] Trojian TH, Collins S. The anterior cruciate ligament tear rate varies by race in professional Women's basketball. *Am J Sports Med* 2006;34:895–8. <https://doi.org/10.1177/0363546505284384>.
- [7] Hasani S, Feller JA, Webster KE. Familial Predisposition to Anterior Cruciate Ligament Injury: A Systematic Review with Meta-analysis. *Sports Med Auckl Nz* 2022;52:2657–68. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01711-1>.
- [8] Scattone Silva R, Serrão FV. Sex differences in trunk, pelvis, hip and knee kinematics and eccentric hip torque in adolescents. *Clin Biomech Bristol Avon* 2014;29:1063–9. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.08.004>.
- [9] Swanik CB, Covassin T, Stearne DJ, Schatz P. The relationship between neurocognitive function and noncontact anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med* 2007;35:943–8. <https://doi.org/10.1177/0363546507299532>.
- [10] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med* 2005;33:492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>.
- [11] Numata H, Nakase J, Kitaoka K, Shima Y, Oshima T, Takata Y, et al. Two-dimensional motion analysis of dynamic knee valgus identifies female high school athletes at risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2018;26:442–7. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4681-9>.
- [12] Johnston JT, Mandelbaum BR, Schub D, Rodeo SA, Matava MJ, Silvers-Granelli HJ, et al. Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Tears in Professional American

- [13] Waldén M, Krosshaug T, Bjørneboe J, Andersen TE, Faul O, Häggglund 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;49:1452–60. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094573>.
- [14] Räisänen AM, Pasanen K, Krosshaug T, Vasankari T, Kannus P, Heinonen A, et al. Association between frontal plane knee control and lower extremity injuries: a prospective study on young team sport athletes. *BMJ Open Sport Exerc Med* 2018;4:e000311. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2017-000311>.
- [15] Dix J, Marsh S, Dingenen B, Malliaras P. The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review. *Phys Ther Sport Off J Assoc Chart Physiother Sports Med* 2019;37:197–209. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.05.015>.
- [16] Ślęzak BW and KZ and D. Dynamic Knee Valgus in Single-Leg Movement Tasks. Potentially Modifiable Factors and Exercise Training Options. A Literature Review | EndNote Click n.d. <https://click.endnote.com/viewer?doi=10.3390%2Fijerph17218208&token=WzM5Njg3MzksIjEwLjMzOTAvWplcnBoMTcyMTgyMDgiXQ.7miX8c5QZKINeh9J7q1zjNMMyAG> (accessed April 17, 2023).
- [17] Edouard P. 1 Notions fondamentales sur la physiologie et la mécanique n.d.
- [18] Alzahrani AM, Alzhrani M, Alshahrani SN, Alghamdi W, Alqahtani M, Alzahrani H. Is Hip Muscle Strength Associated with Dynamic Knee Valgus in a Healthy Adult Population? A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health* 2021;18:7669. <https://doi.org/10.3390/ijerph18147669>.
- [19] Cashman GE. The effect of weak hip abductors or external rotators on knee valgus kinematics in healthy subjects: a systematic review. *J Sport Rehabil* 2012;21:273–84. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.3.273>.
- [20] Barrios JA, Heitkamp CA, Smith BP, Sturgeon MM, Suckow DW, Sutton CR. Three-dimensional hip and knee kinematics during walking, running, and single-limb drop landing in females with and without genu valgum. *Clin Biomech Bristol Avon* 2016;31:7–11. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.10.008>.
- [21] Chaudhari AM, Andriacchi TP. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. *J Biomech* 2006;39:330–8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.11.013>.
- [22] Ford KR, Nguyen A-D, Dischiavi SL, Hegedus EJ, Zuk EF, Taylor JB. An evidence-based review of hip-focused neuromuscular exercise interventions to address dynamic lower extremity valgus. *Open Access J Sports Med* 2015;6:291–303. <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S72432>.
- [23] Chamorro C, Armijo-Olivo S, De la Fuente C, Fuentes J, Javier Chiroso L. Absolute Reliability and Concurrent Validity of Hand Held Dynamometry and Isokinetic

- Dynamometry in the Hip, Knee and Ankle Joint: Systematic Review and Meta-analysis. *Open Med Wars Pol* 2017;12:359–75. <https://doi.org/10.1515/med-2017-0052>.
- [24] Meyer C, Corten K, Wesseling M, Peers K, Simon J-P, Jonkers I, et al. Test-retest reliability of innovated strength tests for hip muscles. *PloS One* 2013;8:e81149. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0081149>.
- [25] Brund RBK, Rasmussen S, Nielsen RO, Kersting UG, Laessoe U, Voigt M. The association between eccentric hip abduction strength and hip and knee angular movements in recreational male runners: An explorative study. *Scand J Med Sci Sports* 2018;28:473–8. <https://doi.org/10.1111/sms.12923>.
- [26] Zeitoune G, Leporace G, Batista LA, Metsavaht L, Lucareli PRG, Nadal J. Do hip strength, flexibility and running biomechanics predict dynamic valgus in female recreational runners? *Gait Posture* 2020;79:217–23. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.006>.
- [27] Holmes VC. *the Relationship Between Hip Strength and Multiplanar Running Kinematics at the Hip and Knee* 2018.
- [28] Sled EA, Khoja L, Deluzio KJ, Olney SJ, Culham EG. Effect of a home program of hip abductor exercises on knee joint loading, strength, function, and pain in people with knee osteoarthritis: a clinical trial. *Phys Ther* 2010;90:895–904. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090294>.
- [29] Geiser CF, O'Connor KM, Earl JE. Effects of isolated hip abductor fatigue on frontal plane knee mechanics. *Med Sci Sports Exerc* 2010;42:535–45. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181b7b227>.
- [30] Snyder KR, Earl JE, O'Connor KM, Ebersole KT. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clin Biomech* 2009;24:26–34. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.09.009>.
- [31] Ferber R, Kendall KD, Farr L. Changes in knee biomechanics after a hip-abductor strengthening protocol for runners with patellofemoral pain syndrome. *J Athl Train* 2011;46:142–9. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.2.142>.
- [32] Willson JD, Petrowitz I, Butler RJ, Kernozek TW. Male and female gluteal muscle activity and lower extremity kinematics during running. *Clin Biomech Bristol Avon* 2012;27:1052–7. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.08.008>.
- [33] Sinsurin K, Valldecabres R, Richards J. An exploration of the differences in hip strength, gluteus medius activity, and trunk, pelvis, and lower-limb biomechanics during different functional tasks. *Int Biomech* 2020;7:35–43. <https://doi.org/10.1080/23335432.2020.1728381>.
- [34] Araújo VL, Souza TR, Carvalhais VO do C, Cruz AC, Fonseca ST. Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower limb kinematics during step-down task. *Clin Biomech Bristol Avon* 2017;44:28–35. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.02.012>.

- [35] Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *J Appl Biomech* 2006;22:41–50. <https://doi.org/10.1123/jab.22.1.41>.
- [36] Baldon R de M, Lobato D FM, Carvalho LP, Santiago P RP, Benze BG, Serrão FV. Relationship between eccentric hip torque and lower-limb kinematics: gender differences. *J Appl Biomech* 2011;27:223–32. <https://doi.org/10.1123/jab.27.3.223>.
- [37] Nguyen A-D, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *J Athl Train* 2011;46:246–56. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.3.246>.
- [38] Neamatallah Z, Herrington L, Jones R. An investigation into the role of gluteal muscle strength and EMG activity in controlling HIP and knee motion during landing tasks. *Phys Ther Sport Off J Assoc Chart Physiother Sports Med* 2020;43:230–5. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.12.008>.
- [39] Stickler L, Finley M, Gulgin H. Relationship between hip and core strength and frontal plane alignment during a single leg squat. *Phys Ther Sport* 2015;16:66–71. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.05.002>.
- [40] Baldon R de M, Lobato DFM, Carvalho LP, Wun PYL, Santiago PRP, Serrão FV. Effect of functional stabilization training on lower limb biomechanics in women. *Med Sci Sports Exerc* 2012;44:135–45. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31822a51bb>.
- [41] Crowell KR, Nokes RD, Cosby NL. Weak Hip Strength Increases Dynamic Knee Valgus in Single-Leg Tasks of Collegiate Female Athletes. *J Sport Rehabil* 2021;30:1220–3. <https://doi.org/10.1123/jsr.2021-0043>.
- [42] Morita ÂK, Navega MT. Activation, strength, and resistance: Which variables predict the kinematics of women with and without patellofemoral pain? *J Bodyw Mov Ther* 2023;36:327–34. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2023.05.013>.
- [43] Hollman JH, Galardi CM, Lin I-H, Voth BC, Whitmarsh CL. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. *Clin Biomech Bristol Avon* 2014;29:468–74. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.017>.
- [44] Suzuki H, Omori G, Uematsu D, Nishino K, Endo N. THE INFLUENCE OF HIP STRENGTH ON KNEE KINEMATICS DURING A SINGLE-LEGGED MEDIAL DROP LANDING AMONG COMPETITIVE COLLEGIATE BASKETBALL PLAYERS. *Int J Sports Phys Ther* 2015;10:592–601.
- [45] Saki F, Shafiee H, Tahayori B, Ramezani F. The effects of core stabilization exercises on the neuromuscular function of athletes with ACL reconstruction. *Sci Rep* 2023;13:2202. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-29126-6>.
- [46] Homan KJ, Norcross MF, Goerger BM, Prentice WE, Blackburn JT. The influence of hip strength on gluteal activity and lower extremity kinematics. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol* 2013;23:411–5. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.11.009>.

- [47] Llurda-Almuzara L, Perez-Bellmunt A, Labata-Lezaun N, López-de-Celis C, Canet-Vintró M, Cadellans-Arroniz A, et al. Relationship between lower limb EMG activity and knee frontal plane projection angle during a single-legged drop jump. *Phys Ther Sport* 2021;52:13–20. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2021.07.007>.
- [48] Miyamoto D, Saito A, Kimoto M, Terui Y, Okada K. Relationship between the knee valgus moment and the hip abductor and adductor activity during single-leg landing. *Phys Ther Sport Off J Assoc Chart Physiother Sports Med* 2023;61:129–34. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2023.03.009>.
- [49] Hogg JA, Ackerman T, Nguyen A-D, Ross SE, Schmitz RJ, Vanrenterghem J, et al. The Effects of Gluteal Strength and Activation on the Relationship Between Femoral Alignment and Functional Valgus Collapse During a Single-Leg Landing. *J Sport Rehabil* 2021;30:942–51. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0528>.
- [50] Cronin B, Johnson ST, Chang E, Pollard CD, Norcross MF. Greater Hip Extension but Not Hip Abduction Explosive Strength Is Associated With Lesser Hip Adduction and Knee Valgus Motion During a Single-Leg Jump-Cut. *Orthop J Sports Med* 2016;4:2325967116639578. <https://doi.org/10.1177/2325967116639578>.
- [51] McCurdy K, Walker J, Armstrong R, Langford G. Relationship between selected measures of strength and hip and knee excursion during unilateral and bilateral landings in women. *J Strength Cond Res* 2014;28:2429–36. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000583>.
- [52] Romero-Franco N, Ortego-Mate M del C, Molina-Mula J. Knee Kinematics During Landing: Is It Really a Predictor of Acute Noncontact Knee Injuries in Athletes? A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthop J Sports Med* 2020;8:2325967120966952. <https://doi.org/10.1177/2325967120966952>.
- [53] Thijs Y, Van Tiggelen D, Willems T, De Clercq D, Witvrouw E. Relationship between hip strength and frontal plane posture of the knee during a forward lunge. *Br J Sports Med* 2007;41:723–7; discussion 727. <https://doi.org/10.1136/bjism.2007.037374>.
- [54] Tate J, Suckut T, Wages J, Lyles H, Perrin B. THE ASSOCIATIONS BETWEEN HIP STRENGTH AND HIP KINEMATICS DURING A SINGLE LEG HOP IN RECREATIONAL ATHLETES POST ACL RECONSTRUCTION COMPARED TO HEALTHY CONTROLS. *Int J Sports Phys Ther* 2017;12:341–51.
- [55] Chuter VH, Janse de Jonge XAK. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: A review of the literature. *Gait Posture* 2012;36:7–15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.001>.
- [56] Mahmoudian A, van Dieën JH, Bruijn SM, Baert IAC, Faber GS, Luyten FP, et al. Dynamic and static knee alignment at baseline predict structural abnormalities on MRI associated with medial compartment knee osteoarthritis after 2 years. *Gait Posture* 2017;57:46–51. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.024>.
- [57] Skouras AZ, Kanellopoulos AK, Stasi S, Triantafyllou A, Koulouvaris P, Papagiannis G, et al. Clinical Significance of the Static and Dynamic Q-angle. *Cureus* 2022;14:e24911. <https://doi.org/10.7759/cureus.24911>.

- [58] Nguyen A-D, Shultz SJ, Schmitz RJ. Landing biomechanics in participants with different static lower extremity alignment profiles. *J Athl Train* 2015;50:498–507. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.6.03>.
- [59] Hunt MA, Birmingham TB, Jenkyn TR, Giffin JR, Jones IC. Measures of frontal plane lower limb alignment obtained from static radiographs and dynamic gait analysis. *Gait Posture* 2008;27:635–40. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.08.011>.
- [60] Villafañe JH, Bissolotti L, La Touche R, Pedersini P, Negrini S. Effect of muscle strengthening on perceived pain and static knee angles in young subjects with patellofemoral pain syndrome. *J Exerc Rehabil* 2019;15:454–9. <https://doi.org/10.12965/jer.1938224.112>.
- [61] Asaeda M. Factors associated with dynamic knee valgus angle during single-leg forward landing in patients after anterior cruciate ligament reconstruction - PubMed. Pubmed 2020. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32913714/> (accessed June 4, 2023).
- [62] Hewett TE, Myer GD, Kiefer AW, Ford KR. Longitudinal Increases in Knee Abduction Moments in Females during Adolescent Growth. *Med Sci Sports Exerc* 2015;47:2579–85. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000700>.
- [63] A N, T K, Km M, R B, Te A. Association Between Anatomical Characteristics, Knee Laxity, Muscle Strength, and Peak Knee Valgus During Vertical Drop-Jump Landings. *J Orthop Sports Phys Ther* 2015;45. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5612>.
- [64] Clément J, Blakeney W, Hagemester N, Desmeules F, Mezghani N, Lowry V, et al. Hip-Knee-Ankle (HKA) angle modification during gait in healthy subjects. *Gait Posture* 2019;72:62–8. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.05.025>.
- [65] Barrios JA, Higginson JS, Royer TD, Davis IS. Static and dynamic correlates of the knee adduction moment in healthy knees ranging from normal to varus-aligned. *Clin Biomech Bristol Avon* 2009;24:850–4. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.07.016>.
- [66] Mueske NM, Abousamra O, Katzel MJ, Vandenberg CD, Pace JL, Feifer D, et al. Effect of Static Alignment on Dynamic Knee Abduction Moments in Adolescent Athletes with Recent ACL Reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* 2021;53:1555–60. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002642>.
- [67] Pantano KJ, White SC, Gilchrist LA, Leddy J. Differences in peak knee valgus angles between individuals with high and low Q-angles during a single limb squat. *Clin Biomech Bristol Avon* 2005;20:966–72. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.05.008>.
- [68] Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br J Sports Med* 2004;38:576–80. <https://doi.org/10.1136/bjism.2003.005488>.
- [69] Uota S, Nguyen A-D, Aminaka N, Shimokochi Y. Relationship of Knee Motions With Static Leg Alignments and Hip Motions in Frontal and Transverse Planes During Double-Leg Landing in Healthy Athletes. *J Sport Rehabil* 2017;26:396–405. <https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0053>.

- [70] Nguyen A-D, Shultz SJ. Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007;37:389–98. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2487>.
- [71] Degache F, Fourchet F. *Isocinétisme : grands principes méthodologiques* 2019.
- [72] Agence National d'Accréditation et d'Evaluation en Santé. LES APPAREILS D ISOCINETISME EN EVALUATION ET EN REEDUCATION MUSCULAIRE : INTERET ET UTILISATION - PDF Free Download 2001. <https://docplayer.fr/4150104-Les-appareils-d-isocinetisme-en-evaluation-et-en-reeducation-musculaire-interet-et-utilisation.html> (accessed July 20, 2023).
- [73] Pocholle M. *L'isocinétisme aujourd'hui : les tests* n.d.
- [74] Croisier J-L, Kaux J-F, Crielaard J-M, Forthomme B, Delvaux F. *Isocinétisme : aspects spécifiques chez le sportif*. *Mens Prat Tech Kinésithérapeute* 2014;550.
- [75] Fourchet F. *Isocinétisme et cheville : bilans, rééducation et prévention en traumatologie*. *Mov Sport Sci - Sci Mot* 2014;65–76. <https://doi.org/10.1051/sm/2013090>.
- [76] Maupas E, Frize N, Souléry C. *Reproductibilité de la mesure de force des muscles de la hanche en isocinétisme* n.d.
- [77] Green B, Bourne MN, Pizzari T. Isokinetic strength assessment offers limited predictive validity for detecting risk of future hamstring strain in sport: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med* 2018;52:329–36. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098101>.
- [78] Croisier J-L, Delvaux F, Kaux J-F, Forthomme B. *L'isocinétisme : toujours d'actualité en prévention lésionnelle ?* *J Traumatol Sport* 2018;35:182–5. <https://doi.org/10.1016/j.jts.2018.08.001>.
- [79] Dyk N van, Bahr R, Burnett AF, Whiteley R, Bakken A, Mosler A, et al. A comprehensive strength testing protocol offers no clinical value in predicting risk of hamstring injury: a prospective cohort study of 413 professional football players. *Br J Sports Med* 2017;51:1695–702. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097754>.
- [80] J.L. Croisier, J.M. Crielaard. *Expérience de l'isocinétisme dans l'encadrement sportif* - ScienceDirect. Elsevier 2004. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0762915X04974098> (accessed December 27, 2022).
- [81] Croisier J-L, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret J-M. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *Am J Sports Med* 2008;36:1469–75. <https://doi.org/10.1177/0363546508316764>.
- [82] Croisier JL, Reveillon V, Ferret JM, Cotte T, Genty M, Popovich N, et al. Isokinetic assessment of knee flexors and extensors in professional soccer players. *Isokinet Exerc Sci* 2003;11:61–2. <https://doi.org/10.3233/IES-2003-0124>.
- [83] Khayambashi K, Ghoddosi N, Straub RK, Powers CM. Hip Muscle Strength Predicts Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury in Male and Female Athletes: A Prospective Study. *Am J Sports Med* 2016;44:355–61. <https://doi.org/10.1177/0363546515616237>.

- [84] DeLang MD, Salamh PA, Farooq A, Tabben M, Whiteley R, van Dyk N, et al. The dominant leg is more likely to get injured in soccer players: systematic review and meta-analysis. *Biol Sport* 2021;38:397–435. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2021.100265>.
- [85] Tamalet B, Rochcongar P. Épidémiologie et prévention de la rupture du ligament croisé antérieur du genou. *Rev Rhum Monogr* 2016;83:103–7. <https://doi.org/10.1016/j.monrhu.2016.01.004>.
- [86] Jacobs C, Mattacola C. Sex Differences in Eccentric Hip-Abductor Strength and Knee-Joint Kinematics When Landing from a Jump. *J Sport Rehabil* 2005;14:346–55. <https://doi.org/10.1123/jsr.14.4.346>.
- [87] Weinhandl JT, Joshi M, O'Connor KM. Gender comparisons between unilateral and bilateral landings. *J Appl Biomech* 2010;26:444–53. <https://doi.org/10.1123/jab.26.4.444>.
- [88] Munro A, Herrington L, Carolan M. Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *J Sport Rehabil* 2012;21:7–11. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.1.7>.
- [89] al NIJ et. The Concurrent Validity and Reliability of Single Leg Squat Among Physically Active Females with and without Dynamic Knee Valgus | EndNote Click n.d. <https://click.endnote.com/viewer?doi=10.26603%2F001c.35706&token=WzM5Njg3Mzk sIjEwLjI2NjAzLzAwMWMuMzU3MDYiXQ.7mz98gDHtLs9fsuIA1pOo4nHJAM> (accessed February 9, 2023).
- [90] Herrington L, Alenezi F, Alzhrani M, Alrayani H, Jones R. The reliability and criterion validity of 2D video assessment of single leg squat and hop landing. *J Electromyogr Kinesiol* 2017;34:80–5. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.04.004>.
- [91] A P-D, C E-M, Jm P-R, A B, X P-C, D M-R. Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PloS One* 2019;14. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0216448>.
- [92] Contreras-Diaz G, Chiroso-Rios LJ, Martinez-Garcia D, Intelangelo L, Chiroso-Rios I, Jerez-Mayorga D. Reliability of isokinetic hip abductor and adductor strength measurements: A systematic review and meta-analysis. *Proc Inst Mech Eng Part P J Sports Eng Technol* 2022;17543371221137965. <https://doi.org/10.1177/17543371221137965>.
- [93] Gautrey CN, Watson T, Mitchell A. The effect of velocity on load range during isokinetic hip abduction and adduction exercise. *Int J Sports Med* 2013;34:623–30. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1327662>.
- [94] Delvaux F, Kaux J-F, Croisier J-L. Les lésions musculaires des membres inférieurs : facteurs de risque et stratégies préventives. *Sci Sports* 2017;32:179–90. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2016.11.005>.
- [95] Edouard P. 3 - Modalités de réalisation d'une évaluation musculaire isocinétique. In: Edouard P, Degache F, editors. *Guide Isocinétisme*, Paris: Elsevier Masson; 2016, p. 49–72. <https://doi.org/10.1016/B978-2-294-74591-1.00003-5>.
- [96] García-Luna MA, Cortell-Tormo JM, García-Jaén M, Ortega-Navarro M, Tortosa-Martínez J. Acute Effects of ACL Injury-Prevention Warm-Up and Soccer-Specific Fatigue

- Protocol on Dynamic Knee Valgus in Youth Male Soccer Players. *Int J Environ Res Public Health* 2020;17:5608. <https://doi.org/10.3390/ijerph17155608>.
- [97] Parr M, Price PD, Cleather DJ. Effect of a gluteal activation warm-up on explosive exercise performance. *BMJ Open Sport Exerc Med* 2017;3:e000245. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2017-000245>.
- [98] Elio Di Palma. *Isocinétisme guide clinique* 2009.
- [99] Donatelli R, Catlin PA, Backer GS, Drane DL, Slater SM. Isokinetic Hip Abductor to Adductor Torque Ratio in Normals. *Isokinet Exerc Sci* 1991;1:103–11. <https://doi.org/10.3233/IES-1991-1209>.
- [100] Celes R, Brown LE, Pereira MCC, Schwartz FP, Junior V a. R, Bottaro M. Gender muscle recovery during isokinetic exercise. *Int J Sports Med* 2010;31:866–9. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1254156>.
- [101] Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2. ed., reprint. New York, NY: Psychology Press; 2009.
- [102] Lawrence RK, Kernozek TW, Miller EJ, Torry MR, Reuteman P. Influences of hip external rotation strength on knee mechanics during single-leg drop landings in females. *Clin Biomech Bristol Avon* 2008;23:806–13. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.02.009>.
- [103] Malloy PJ, Morgan AM, Meinerz CM, Geiser CF, Kipp K. Hip External Rotator Strength Is Associated With Better Dynamic Control of the Lower Extremity During Landing Tasks. *J Strength Cond Res* 2016;30:282–91. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001069>.
- [104] Vadász K, Varga M, Sebesi B, Hortobágyi T, Murlasits Z, Atlasz T, et al. Frontal Plane Neurokinematic Mechanisms Stabilizing the Knee and the Pelvis during Unilateral Countermovement Jump in Young Trained Males. *Int J Environ Res Public Health* 2022;20:220. <https://doi.org/10.3390/ijerph20010220>.

7 Annexes

Annexe I : Document soumis au CPP : Formulaire de consentement

Contexte de l'étude et objectif

Cette étude est réalisée dans le cadre d'un travail de mémoire de fin d'étude en Masso-kinésithérapie. L'objectif est d'étudier les relations entre valgus dynamique de genou lors d'un atterrissage de saut sur une jambe et force musculaire des abducteurs de hanche avec un appareil isocinétique. La prise en charge courante, habituelle est inchangée.

Définitions des termes

Le valgus dynamique de genou est défini comme un schéma de mouvement du membre inférieur qui combine adduction et rotation interne de fémur, abduction de genou, translation antérieure et rotation externe du tibia. Durant ce mouvement, l'articulation du genou se déplace au-delà de la ligne verticale pied-cuisse, et indique donc un mouvement de valgisation du genou.

Un appareil isocinétique est un outil permettant d'évaluer la force musculaire maximale développée par un individu, à partir de deux grands principes : la maîtrise de la vitesse de mouvement et l'asservissement de la résistance. Une vitesse constante est alors imposée par le dynamomètre au mouvement du segment de membre. Pendant ce temps, il y a une adaptation de la résistance à tout instant du mouvement afin que la résistance du dynamomètre soit égale à la force développée par le sujet, elle varie et s'auto-adapte afin d'être égale à la force développée par le muscle. Les appareils isocinétiques offrent un large choix de positions différentes en fonction du groupe musculaire ciblé par le praticien et nous permettent ainsi d'utiliser une position spécifique adaptée à notre étude : le décubitus latéral.

Procédure ou déroulement de l'étude

Pour participer à cette étude, vous devez être pieds nus et habillée d'un short ne recouvrant pas les genoux. Lors de la première partie, vous réaliserez un échauffement qui sera constitué tout d'abord d'exercices axés sur la préparation du rythme cardio-vasculaire puis sur une préparation neuromusculaire et proprioceptive des muscles abducteurs et adducteurs de hanche :

- 3 minutes de sauts bipodaux sur place,
- 10 répétitions de squats avec élastique au-dessus des genoux,
- Leg swing en abduction : 1 série de 6 répétitions par jambe,
- 1 série de 6 répétitions par jambe de gainage ventral avec extension de hanche,
- 1 série de 3 répétitions par jambe de squat à une jambe.

Dans un second temps, vous réaliserez un saut lors d'une descente de step en atterrissant sur un seul pied. Vous effectuerez cette tâche d'atterrissage à 3 répétitions sur chaque membre inférieur afin d'obtenir des valeurs moyennes relatives à votre valgus dynamique de genou. Votre membre inférieur sera filmé afin d'analyser les mouvements lors de l'atterrissage.



Dans la dernière partie, vous serez installé en décubitus latéral sur un appareil isocinétique afin d'évaluer votre force musculaire de hanche dans deux directions différentes : l'abduction et l'adduction. Les mesures sur l'appareil isocinétique seront prises pour vos deux membres inférieurs et seront composées pour chaque membre de 3 mesures différentes. Avant chaque mesure, une série d'essai sera effectuée afin de vous familiariser avec l'appareil isocinétique. Durant chaque prise de mesure, vous serez encouragé verbalement afin d'optimiser vos capacités et ainsi de produire un effort qui se rapproche de votre force maximale potentielle. Les stimulations verbales seront principalement composées de « Poussez, plus fort ! Lutte contre l'appareil ! ». Des indications vous seront données en début de test afin de vous orienter. Le temps nécessaire est d'environ 40 minutes.

Risques et bénéfices

Le projet de recherche n'entraîne pas de risque ou de désavantage prévisible pour le répondant, hormis le temps consacré au déroulement de l'étude. Il se peut que vous retiriez un bénéfice personnel de votre participation à ce projet de recherche mais ne nous pouvons pas vous l'assurer. Par ailleurs, les résultats obtenus contribueront à l'avancement des connaissances.

Nature des données personnelles recueillies

Chaque participant se voit attribué un numéro qui prendra la place de son identité pour anonymiser les données personnelles. Seuls l'âge, la taille, le poids, le membre dominant, et pour les deux membres inférieurs les valeurs de valgus dynamique de genou ainsi que les résultats aux évaluations isocinétiques seront recueillies.

Confidentialité

L'étude présentée ne demande aucun renseignement personnel supplémentaire. L'identité du participant est demandée uniquement lors de la signature de ce formulaire de consentement. L'investigateur est la seule personne à avoir l'identité du participant et s'engage à les protéger et à ne pas les communiquer. Ainsi l'investigateur s'engage à rendre les données indisponibles.

De plus, toute utilisation d'un serveur dans la collecte des données impliquera l'information du patient. Les données obtenues seront conservées de façon confidentielle et ce conformément à la loi du 6 janvier 1978 modifiée, relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés. La procédure de participation à l'étude est entièrement indépendante.

Conservation des données

Les données seront conservées pendant une période de 1 an puis détruites par la suite.

Compensation

Aucune rémunération ou compensation n'est offerte en échange de la participation à ce projet de recherche.

Participation volontaire et droit de retrait de l'étude

Votre participation à ce projet de recherche est volontaire. Vous êtes libre de refuser d'y participer à tout moment. Le consentement de participer à la recherche n'implique en aucun cas que le participant renonce à ses droits légaux, ni à la décharge des chercheurs, des promoteurs ou des institutions impliquées de leurs responsabilités légales ou professionnelles. Selon l'article 13 du RGPD, les informations suivantes sont nécessaires pour garantir un traitement équitable et transparent :

- L'existence du droit de demander au responsable de traitement l'accès aux données à caractère personnel, la rectification ou l'effacement de celles-ci, une limitation du traitement relatif à la personne concernée, ou du droit de s'opposer au traitement équitable et transparent,
- Le droit d'introduire une réclamation auprès d'une autorité de contrôle.

Coordonnées

Si vous avez des questions concernant le projet de recherche, si vous éprouvez un problème que vous pensez lié à votre participation au projet de recherche, ou si vous voulez exercer vos droits conformément à l'article 13 du RGPD, vous pouvez communiquer avec le responsable du projet aux coordonnées suivantes :

Lucchini Jérôme

Mail : jerome.lucchini@etu.unice.fr

Pour votre droit d'introduire une réclamation conformément à l'article 13 du RGPD, vous pouvez vous référer à l'autorité de contrôle compétente de la CNIL :

- Sur le site de la CNIL : <https://www.cnil.fr>
- Par courrier :
 - o Commission nationale de l'informatique et des libertés
 - Service des plaintes
 - 3 Place de Fontenoy
 - TSA80715

Pour toute question d'ordre éthique ou déontologique concernant votre participation au projet de recherche, vous pouvez prendre contact avec l'Ordre des Masseur-kinésithérapeutes (départemental ou national) aux coordonnées suivantes :

- Conseil départemental de l'Ordre des Masseur-Kinésithérapeutes des Alpes-Maritimes :

Site internet : www.alpesmaritimes.ordremk.fr

Téléphone : 04 93 86 55 19

Adresse : 10 bd Joseph Garnier 06000 Nice

Mail : cdo06@ordremk.fr

- Ordre des Masseur-Kinésithérapeutes :

Site internet : www.ordremk.fr

Consentement

J'ai pris connaissance des informations ci-dessous et j'en comprends le contenu.

J'ai compris que ma participation à cette étude est volontaire et que je suis libre d'arrêter ma participation à l'étude à tout moment.

Je consens à ce que mes données soient utilisées pour les fins de ce projet de recherche.

Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de cette étude de leurs responsabilités. Je conserve tous mes droits garantis par la loi.

Après en avoir discuté et avoir obtenu la réponse à toutes mes questions, j'accepte librement et volontairement de participer à la recherche qui m'est proposée.

<p><u>Identitovigilance du participant :</u></p> <ul style="list-style-type: none">- <u>Nom</u> :- <u>Prénom</u> :- <u>Date de naissance</u> : .../.../....- <u>Signature précédée de la mention « lu et approuvé »</u>	<p>Fait à Le .../.../....</p> <p>Nom, prénom et signature de l'investigateur :</p>
--	--

Annexe II : Documents soumis au CPP : Cahier d'observation

Cahier d'observation

Critères d'inclusion :

	Oui	Non
Sujet est informé des objectifs et contraintes de l'étude et ayant donné son consentement éclairé par écrit		
Sujet de sexe féminin		
Sujet appartenant à la tranche d'âge : 18 à 24 ans		
Sujet avec des membres inférieurs et un rachis sain, sans douleurs pouvant perturber nos mesures		

Si un NON est coché à l'une des cases ci-dessus, le sujet ne peut être inclus dans l'étude.

Critères de non-inclusion :

	Oui	Non
Sujet avec des troubles moteurs, sensitifs ou de l'équilibre		
Sujet avec une fragilité contre-indiquant l'utilisation des outils et techniques de mesures et l'étude		

Si un OUI est coché à l'une des cases ci-dessus, le sujet ne peut être inclus dans l'étude.

Critères d'exclusion :

	Oui	Non
Sujet avec un antécédent de chirurgie du membre inférieur		

Sujet avec douleur au genou de moins de 6 mois		
Sujet avec processus pathologiques évolutifs		
Sujet avec fractures non consolidées		
Sujet avec pathologies cardiovasculaires non équilibrées (angor ou HTA)		
Sujet avec douleurs invalidantes		
Sujet avec hydarthrose		
Sujet avec lésions ligamentaires récentes		
Sujet avec épilepsie		
Sujet avec lésions cutanées		
Sujet avec incontinence urinaire d'effort		
Sujet avec grossesse		
Sujet avec éventration		

Si un OUI est coché à l'une des cases ci-dessus, le sujet ne peut être inclus dans l'étude.

Eligibilité à l'inclusion dans l'étude :

	Oui	Non
Les critères d'inclusions sont tous respectés		
Les critères de non-inclusion sont tous respectés		

Les critères d'exclusion sont tous respectés		
--	--	--

Informations démographiques et mesures :

Âgeans		
Taillecm		
Poidskg		
Membre dominant	Gauche	<input type="checkbox"/>	Droit <input type="checkbox"/>

Echauffement :

Exercices d'échauffements	Fait	Pas fait
3 minutes de sauts bipodaux 10 squats avec élastique en supérieur des genoux 6/c Leg swing abduction 6/c gainage ventral extension hanche 3/c demi squat unipodal		

Mesure du valgus dynamique de genou

Jambe gauche		Jambe droite	
Essai 1	°	Essai 1	°
Essai 2	°	Essai 2	°
Essai 3	°	Essai 3	°
MOYENNE		MOYENNE	

Mesures isocinétiques de la force des abducteurs de hanche en excentrique et du ratio abducteur/adducteur :

Jambe gauche		Jambe droite	
Excentrique 30°/s	Nm	Excentrique 30°/s	Nm
	Nm/kg		Nm/kg
Excentrique 60°/s	Nm	Excentrique 60°/s	Nm
	Nm/kg		Nm/kg
Ratio abd/add 60°/s	Nm	Ratio abd/add 60°/s	Nm
	Nm/kg		Nm/kg

Annexe III : Documents soumis au CPP : Lettre de demande d'avis

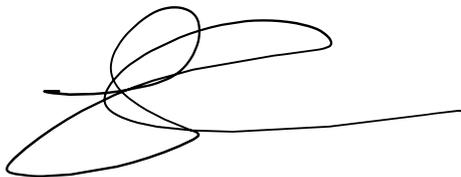
Membres du CPP,

Dans le cadre de la réalisation de mon mémoire de fin d'étude en Masso-kinésithérapie à l'IFMK Niçois et dans une volonté de mener une recherche dans le domaine de la prévention des blessures de l'articulation du genou, je me permets de vous solliciter en regard de mon projet d'étude N°ID RCB : 2023-A02323-42, dont le titre stipule « *Relations entre valgus dynamique du genou et force des muscles abducteurs de hanche dans une population féminine* », afin que vous puissiez émettre un avis en conformité avec les critères du Comité de Protection des Personnes.

En attente de votre réponse, je vous prie d'agréer, Mesdames Messieurs, à mes respectueuses salutations.

Le 5 Octobre 2023

Jérôme LUCCHINI étudiant en Masso-kinésithérapie à l'IFMK Niçois en 4^{ème} année.

A handwritten signature in black ink, consisting of several overlapping loops and a long horizontal stroke extending to the right.

Annexe IV : Documents soumis au CPP : Formulaire de demande d'avis au comité de protection des personnes pour une recherche mentionnée au 3° de l'article L. 1121-1 du code de la santé publique

Promoteur :

Nom, raison sociale, sigle : Institut de Formation en Masso-kinésithérapie Niçois.

Nom du responsable : CHOPLIN Arnaud

Adresse complète : 15 Boulevard Général Louis Delfino, 06300 Nice

Téléphone : 0651356488

Mél : Arnaud.CHOPLIN@univ-cotedazur.fr

Investigateur coordonnateur :

Nom, prénom : Lucchini Jérôme

Qualité : Etudiant EMK5

Adresse complète : 1067 route des avocats, 83260 La Crau

Téléphone : 0616861935

Mél : lucchini.jerome13@gmail.com

Le cas échéant, personne responsable du traitement automatisé des données :

Nom, prénom :

Qualité :

Adresse complète :

Téléphone :

Mél :

Recherche :

Intitulé de la recherche : Relations entre valgus dynamique du genou et force des muscles abducteurs de hanche dans une population féminine.

Numéro d'enregistrement :

Nombre de personnes susceptibles d'être incluses dans la recherche : 32

Caractéristiques de la recherche :

- Transversale
- Longitudinale
- Comparatif ou non
- Cohorte
- Etude de cas – témoin
- Exploratrice/démonstratif
- Autre préciser :

Personne ayant accès au traitement automatisé des données : Lucchini Jérôme

Date 19/10/2023

Signature du promoteur



XII

Annexe V : Documents soumis au CPP : Déclaration de conformité à la CNIL

CNIL

3 Place de Fontenoy - TSA 80715 - 75334 Paris cedex 07
T. 01 53 73 22 22 - F. 01 53 73 22 00
www.cnil.fr

Cadre réservé à la CNIL

N° d'enregistrement :

2231496

DÉCLARATION DE CONFORMITÉ

1 Déclarant

Nom et prénom ou raison sociale : ASSOCIATION INSTITUT DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE NICOIS

Sigle (facultatif) :

N° SIRET : 493428668 00021

Service :

Code APE : 8541Z Enseignement supérieur et post-secondaire non supérieur

Adresse : 15 BD GENERAL LOUIS DELFINO

Code postal : 06300 **Ville** : NICE

Téléphone : ARNAUD.CHOPLIN@UNIV-COTEDAZUR.FR

Adresse électronique : ARNAUD.CHOPLIN@UNIV-COTEDAZUR.FR

Fax :

2 Texte de référence

Vous déclarez par la présente que votre traitement est strictement conforme aux règles énoncées dans le texte de référence.

N° de référence

MR-3 Recherches dans le domaine de la santé sans recueil du consentement

3 Personne à contacter

Veillez indiquer ici les coordonnées de la personne qui a complété ce questionnaire au sein de votre organisme et qui répondra aux éventuelles demandes de compléments que la CNIL pourrait être amenée à formuler

Votre nom (prénom) : LUCCHINI Jérôme

Service :

Adresse : 15 BOULEVARD GENERAL LOUIS DELFINO

Code postal : 06300 - **Ville** : NICE

Téléphone : 0489153890

Adresse électronique : ARNAUD.CHOPLIN@UNIV-COTEDAZUR.FR

Fax :

Raison sociale : ASSOCIATION INSTITUT DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE NICOIS

N° SIRET : 493428668 00021

Sigle (facultatif) :

Code NAF : 8541Z Enseignement supérieur et post-secondaire non supérieur

Adresse : 15 BD GENERAL LOUIS DELFINO

Code postal : 06300 **Ville** : NICE

N° CERFA 13810*01

CNIL - FORMULAIRE DÉCLARATION DE CONFORMITÉ

4 Signature

Je m'engage à ce que le traitement décrit par cette déclaration respecte les exigences du Règlement Général sur la Protection des Données et la loi du 6 janvier 1978 modifiée.

Personne responsable de l'organisme déclarant.

Nom et prénom : CHOPLIN Arnaud

Date le : 13-10-2023

Fonction : Professeur

Adresse électronique : ARNAUD.CHOPLIN@UNIV-COTEDAZUR.FR

Les informations recueillies font l'objet d'un traitement informatique destiné à permettre à la CNIL l'instruction des déclarations qu'elle reçoit. Elles sont destinées aux membres et services de la CNIL. Certaines données figurant dans ce formulaire sont mises à disposition du public en application de l'article 31 de la loi du 6 janvier 1978 modifiée. Vous pouvez exercer votre droit d'accès et de rectification aux informations qui vous concernent en vous adressant à la CNIL: 3 Place de Fontenoy - TSA 80715 - 75334 Paris cedex 07.

Annexe VI : Documents soumis au CPP : Lise des investigateurs

Promoteur : Arnaud CHOPLIN

Mail : arnaud.choplin@univ-cotedazur.fr

Téléphone : 04 89 15 38 90

Qualité : Directeur de l'IFMK Niçois, PHD-HDR, Docteur en Sciences de l'Éducation,
Cadre formateur

Investigateur Principal : Audrey DANEAULT

Mail : audrey.daneault@univ-cotedazur.fr

Téléphone : 06 63 47 49 84

Qualité : Formatrice à l'IFMK Niçois, Docteur en Sciences de la vie et de la santé.

Investigateur secondaire : Jérôme LUCCHINI

Mail : jerome.lucchini@etu.unice.fr

Téléphone : 06 16 86 19 35

Qualité : étudiant en 2^{ème} cycle à l'IFMK Niçois

Lieu de la recherche : Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie Niçois

15 boulevard du Général Louis Delfino, 06300 Nice

Annexe VII : Avis favorable du CPP Ile de France III

Comité de protection des personnes Ile de France III Avis sur une demande initiale

CPP

Nom du CPP : Comité de protection des personnes Ile de France III
Adresse : Hôpital TARNIER COCHIN - 89, rue d'Assas 75006 PARIS France
Courriel : cpp.iledefrance3@orange.fr
Téléphone : 0616191639

Promoteur / Demandeur

Promoteur : IFMK Niçois
Représentant légal (UE) : -
Mandataire : -

Dossier

Numéro SI : 23.03628.000466
Numéro national : 2023-A02323-42
Référence interne : -

Règlementation : Loi Jardé
Qualification : Catégorie 3

Produit ou acte : Hors produits de santé (produits non mentionnés à l'article L.5311-11 du code de la santé publique)

Investigateur : CHOPLIN Arnaud

Titre : Relations entre valgus dynamique du genou et force des muscles abducteurs de hanche dans une population féminine.

Ce dossier a été étudié en séance le 21/11/2023 et mandat a été donné au président du CPP d'émettre l'avis à réception des réponses du déposant aux dernières demandes. Au vu des réponses obtenues, l'avis suivant a donc été émis. Cet avis court à compter du changement de statut sur le SI.

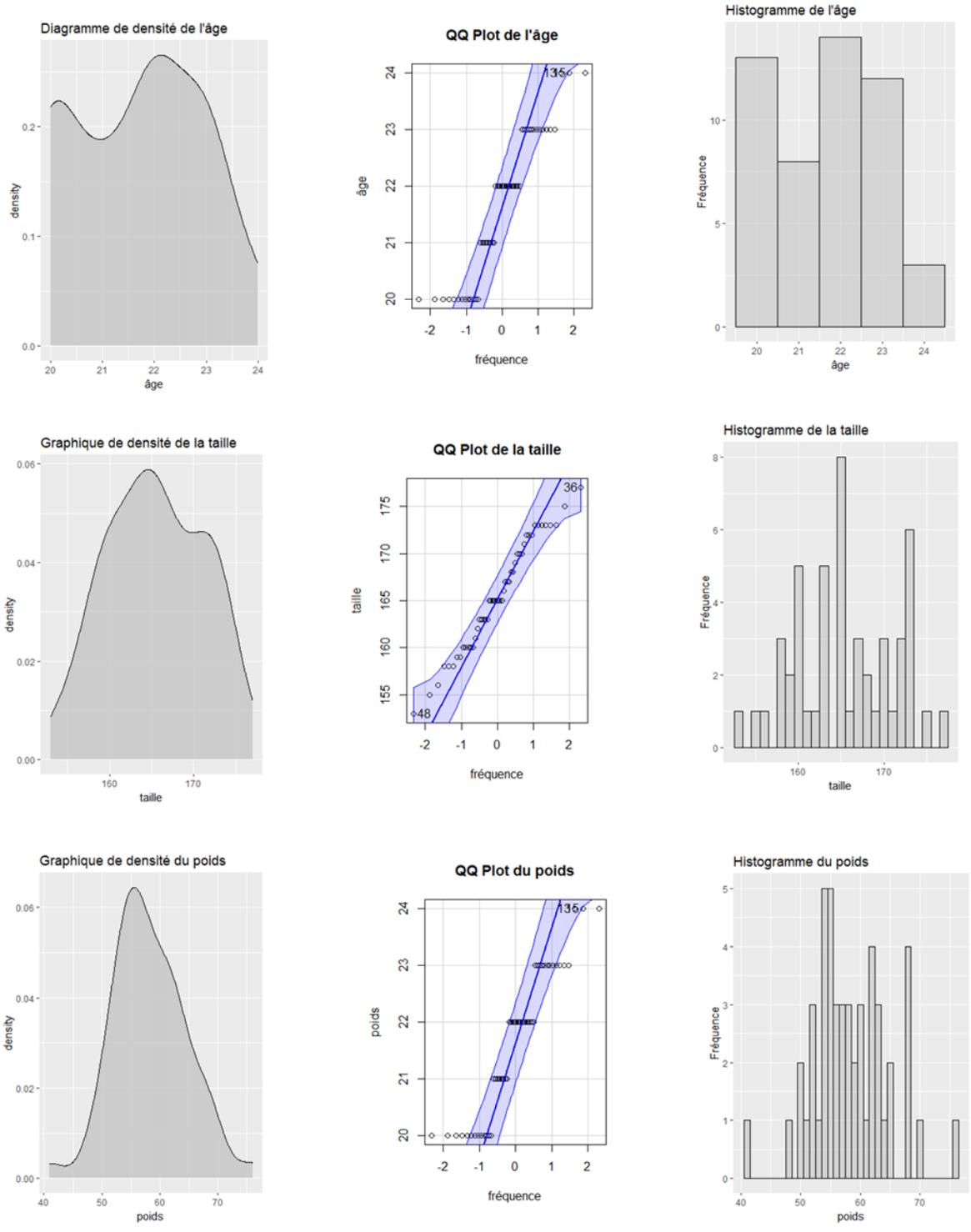
Considérant que les conditions éthiques sont remplies notamment au regard des éléments de l'article L.1123-7 du code de la santé publique, l'examen du comité permet de conclure que la recherche peut être réalisée et de rendre l'avis suivant :

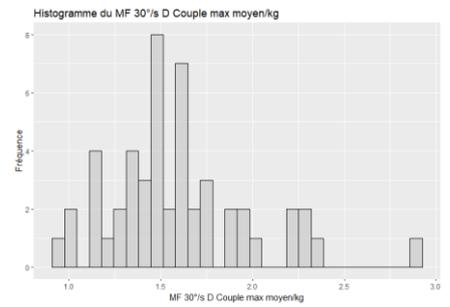
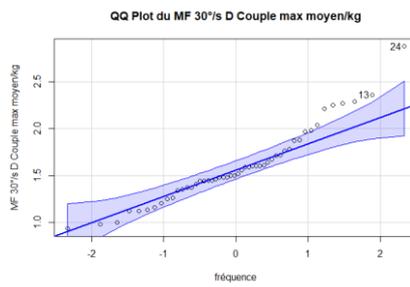
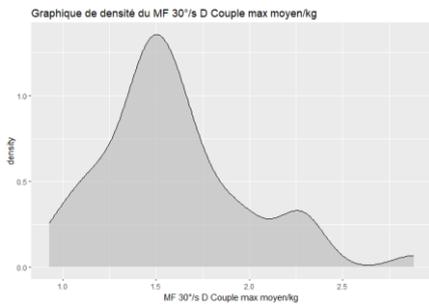
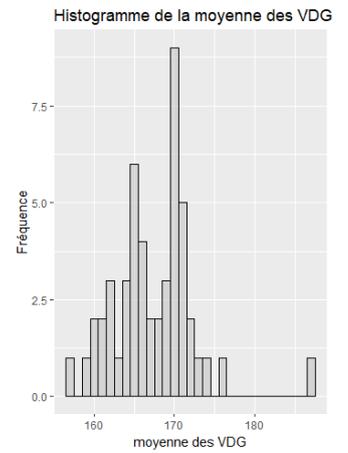
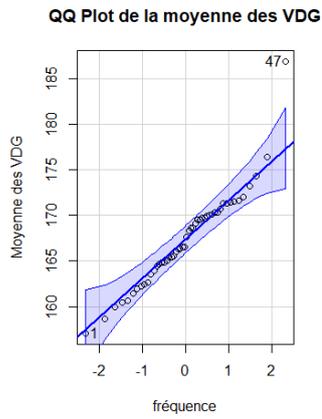
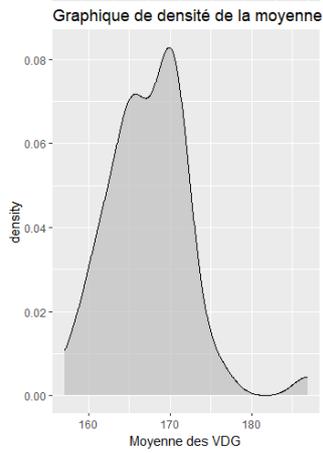
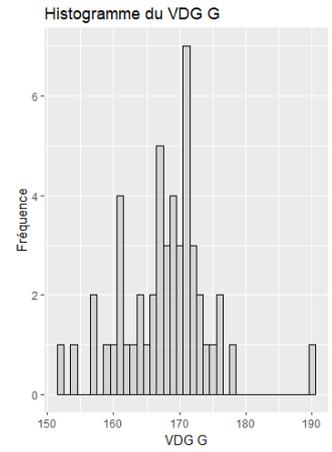
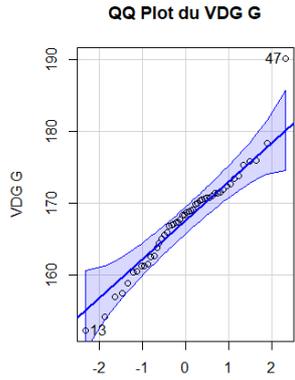
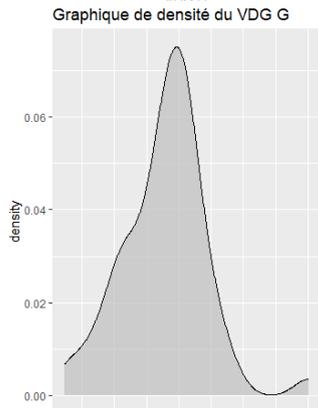
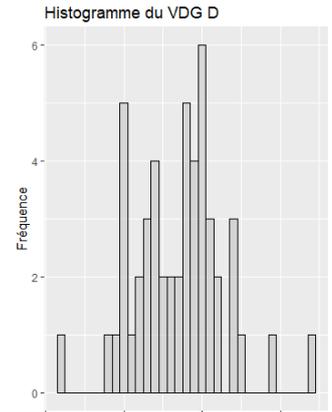
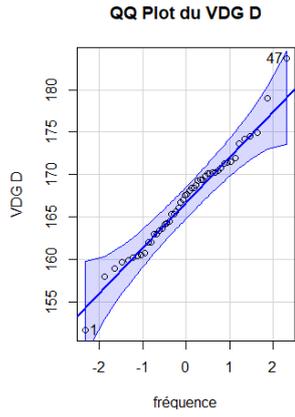
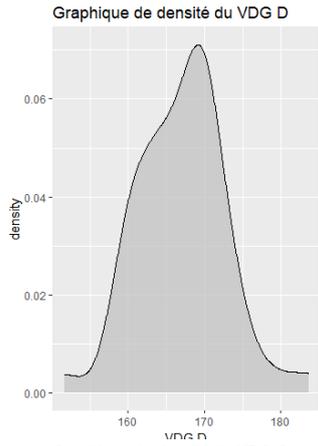
Avis favorable

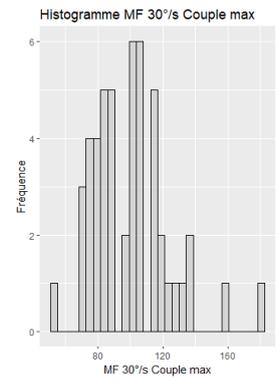
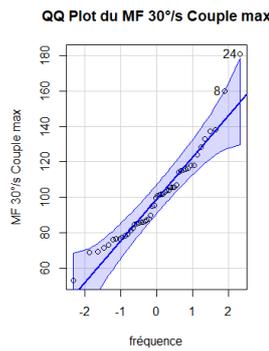
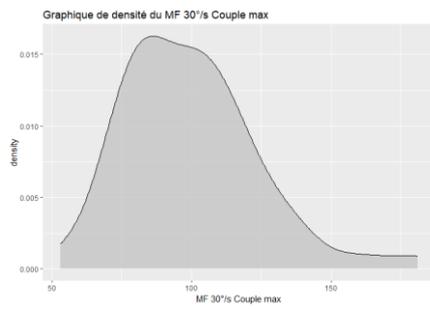
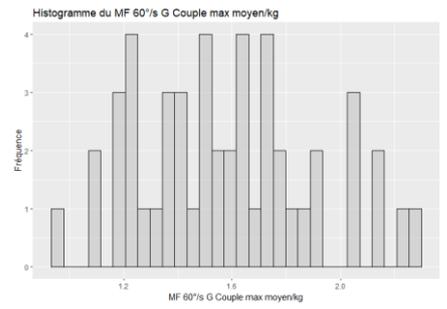
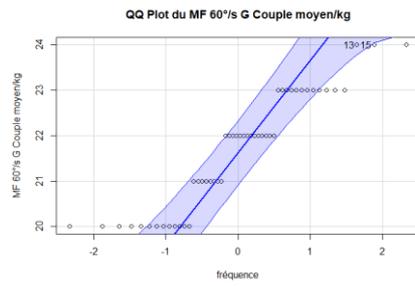
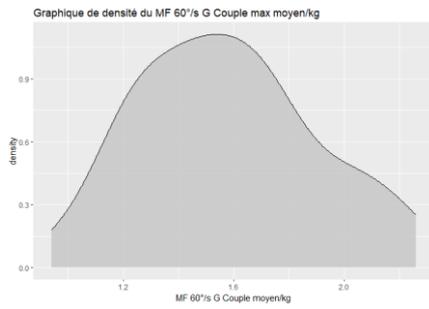
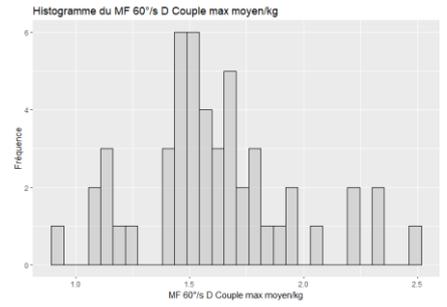
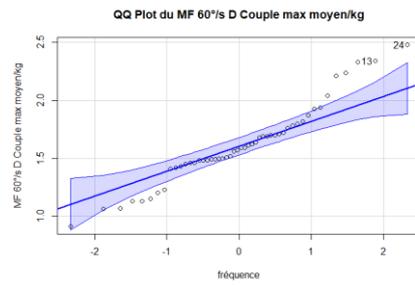
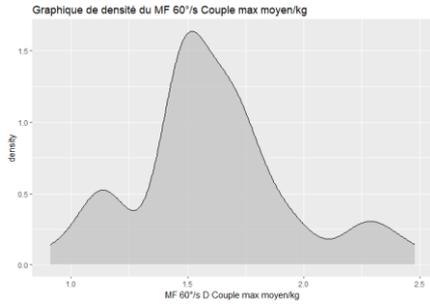
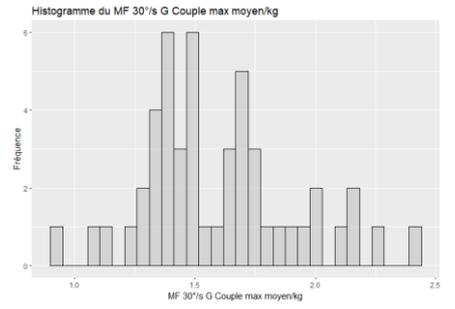
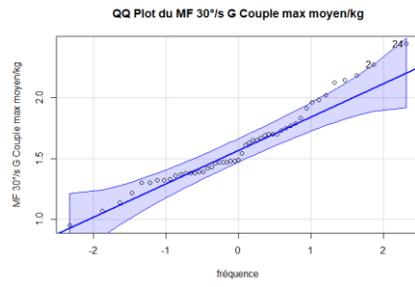
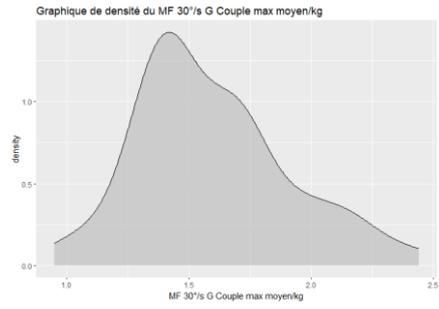
Cet avis est valable deux ans. Conformément à l'article L.1123-11 du code de la santé publique, le promoteur doit déclarer au CPP le début de la recherche. Cette déclaration se fait directement sur le SIRIPH2G (bouton "démarrer l'étude").

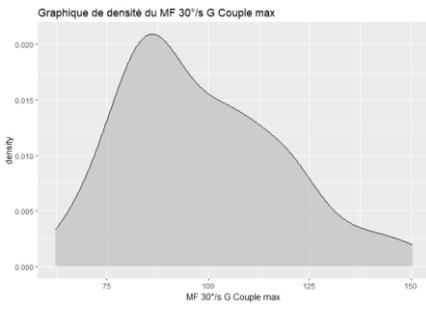
Si vous n'avez pas été en mesure d'inclure un premier participant à la recherche dans ce délai, vous pouvez demander au CPP une prorogation de cet avis avant la fin de validité de ce dernier (article R.1123-26 du code de la santé publique).

Annexe VIII : Graphiques représentant la répartition des données pour la population totale de l'étude : graphiques de densité, diagrammes quantile-quantile (qq plot) et histogrammes

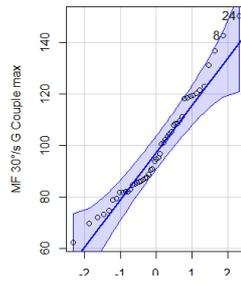




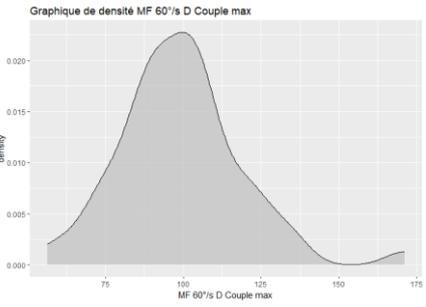
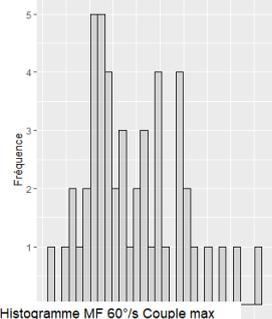




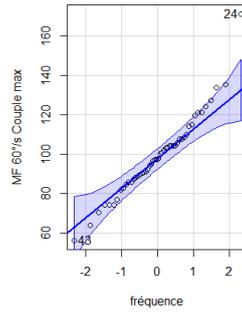
QQ Plot MF 30%/s G Couple max



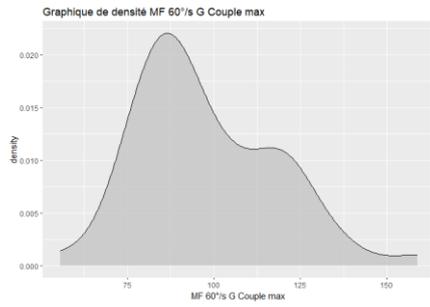
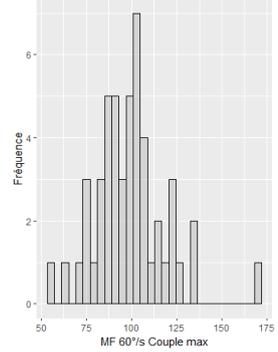
Histogramme MF 30%/s G Couple max



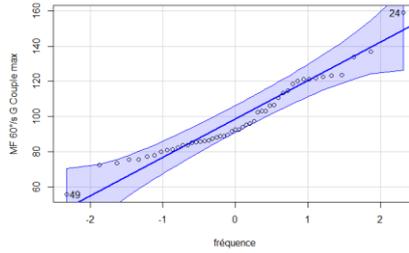
QQ Plot MF 60%/s D Couple max



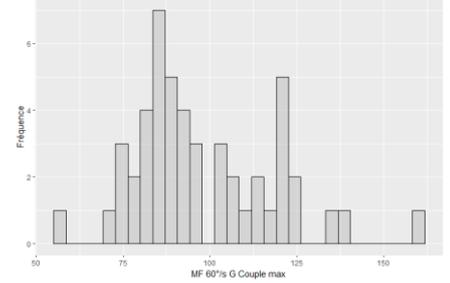
Histogramme MF 60%/s Couple max



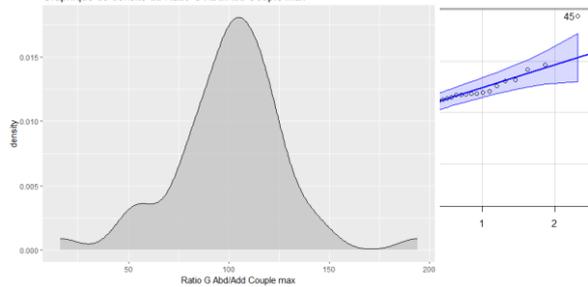
QQ Plot MF 60%/s G Couple max



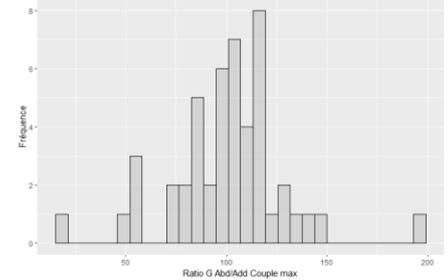
Histogramme du MF 60%/s G Couple max

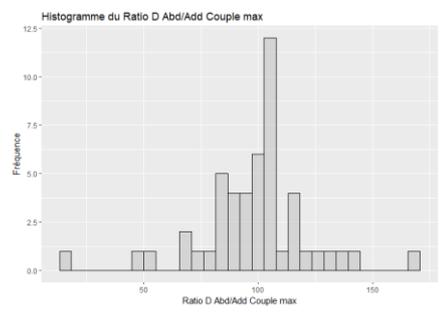
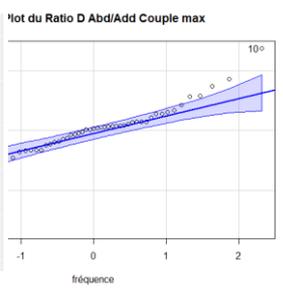
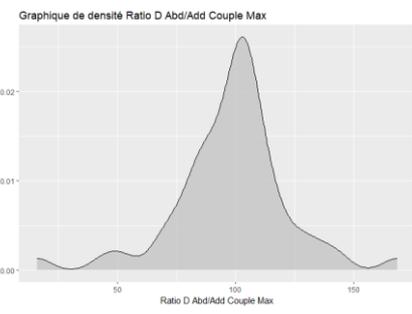


Graphique de densité du Ratio G Abd/Add Couple max

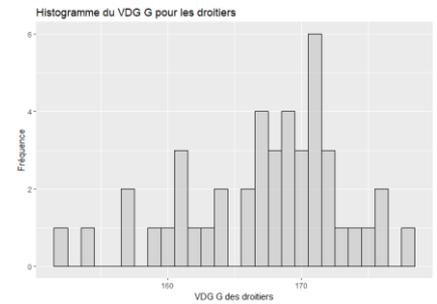
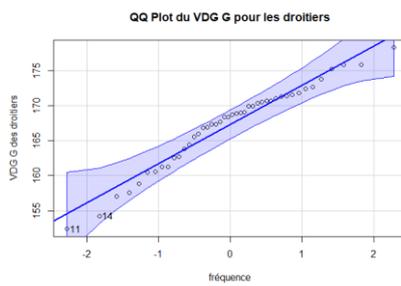
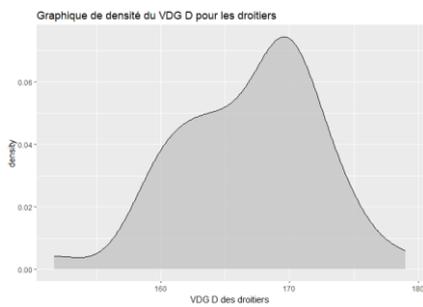
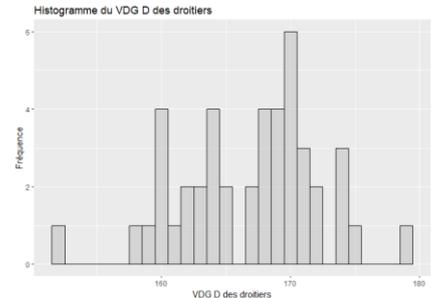
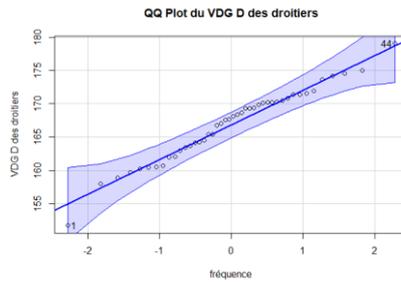
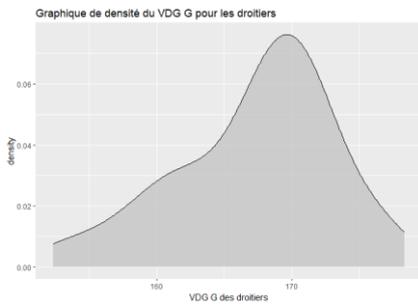


Histogramme du Ratio G Abd/Add Couple max

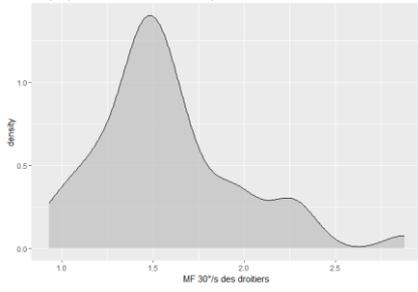




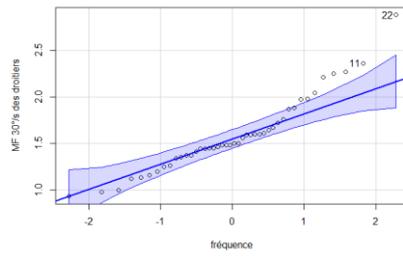
Annexe IX : Graphiques représentant la répartition des données en fonction de la latéralité de chaque individu : graphiques de densité, diagrammes quantile-quantile (qq plot) et histogrammes



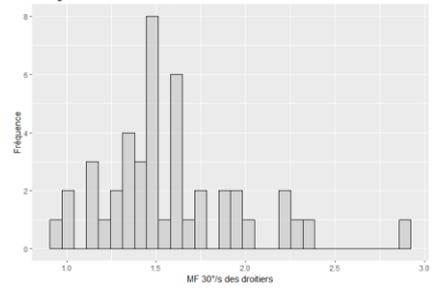
Graphique de densité du MF 30% D pour les droitiers



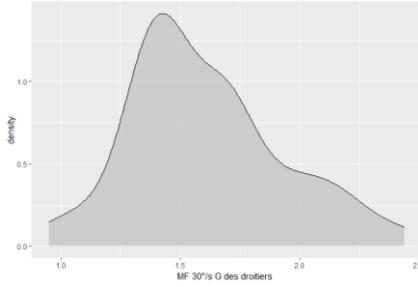
QQ Plot du MF 30% D pour les droitiers



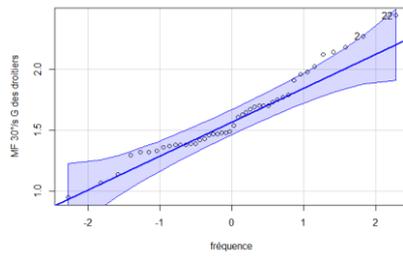
Histogramme du MF 30% des droitiers



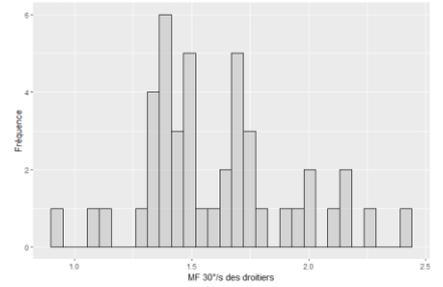
Graphique de densité du MF 30% G pour les droitiers



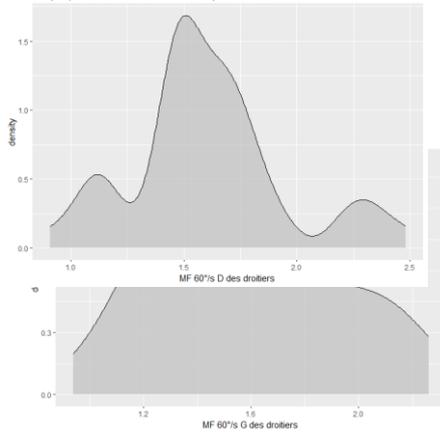
QQ Plot du MF 30% G pour les droitiers



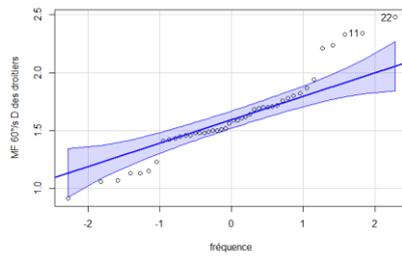
Histogramme du MF 30% G pour les droitiers



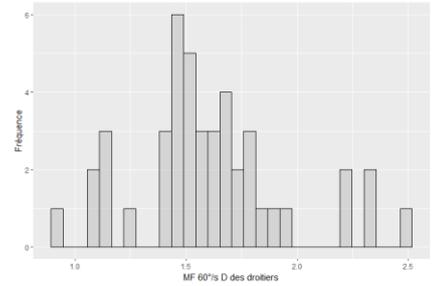
Graphique de densité du MF 60% D pour les droitiers

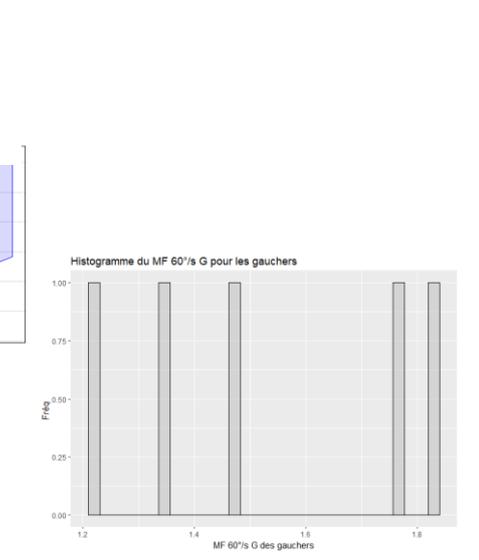
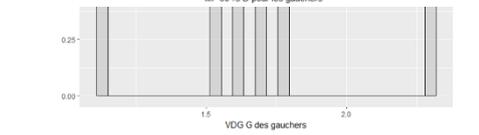
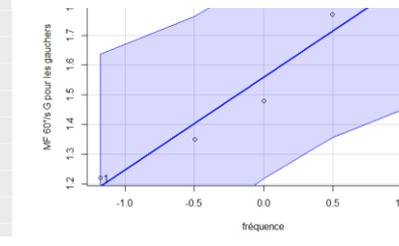
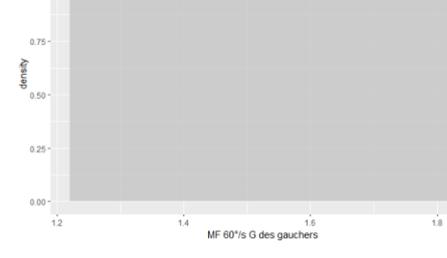
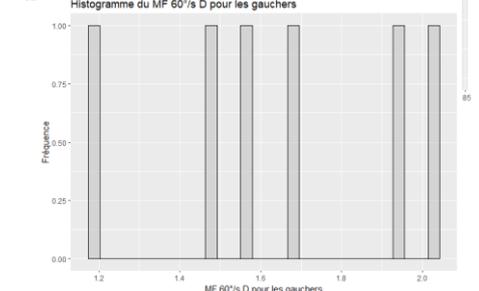
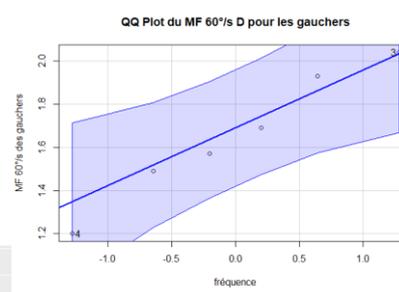
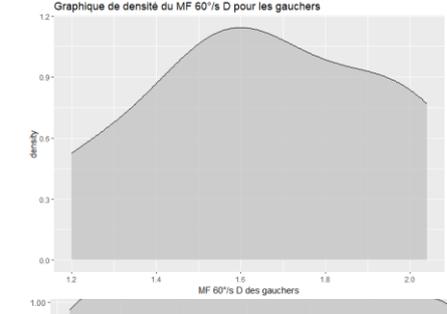
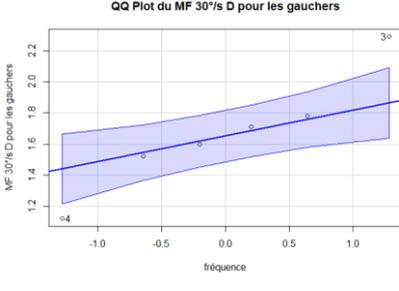
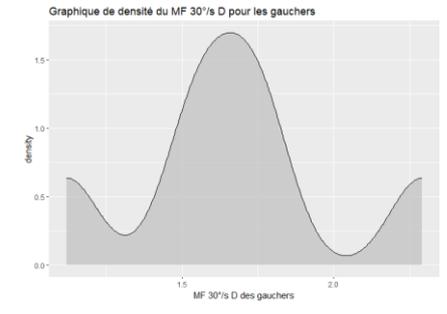
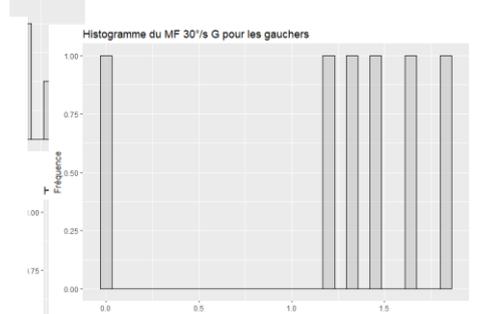
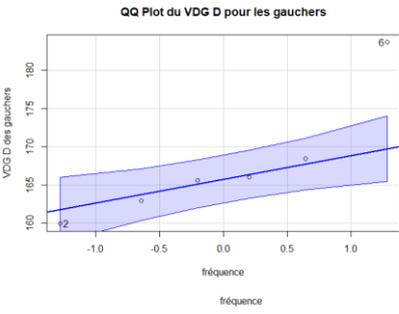
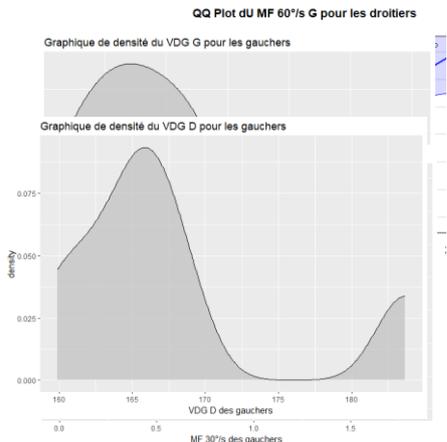


QQ Plot du MF 60% D pour les droitiers



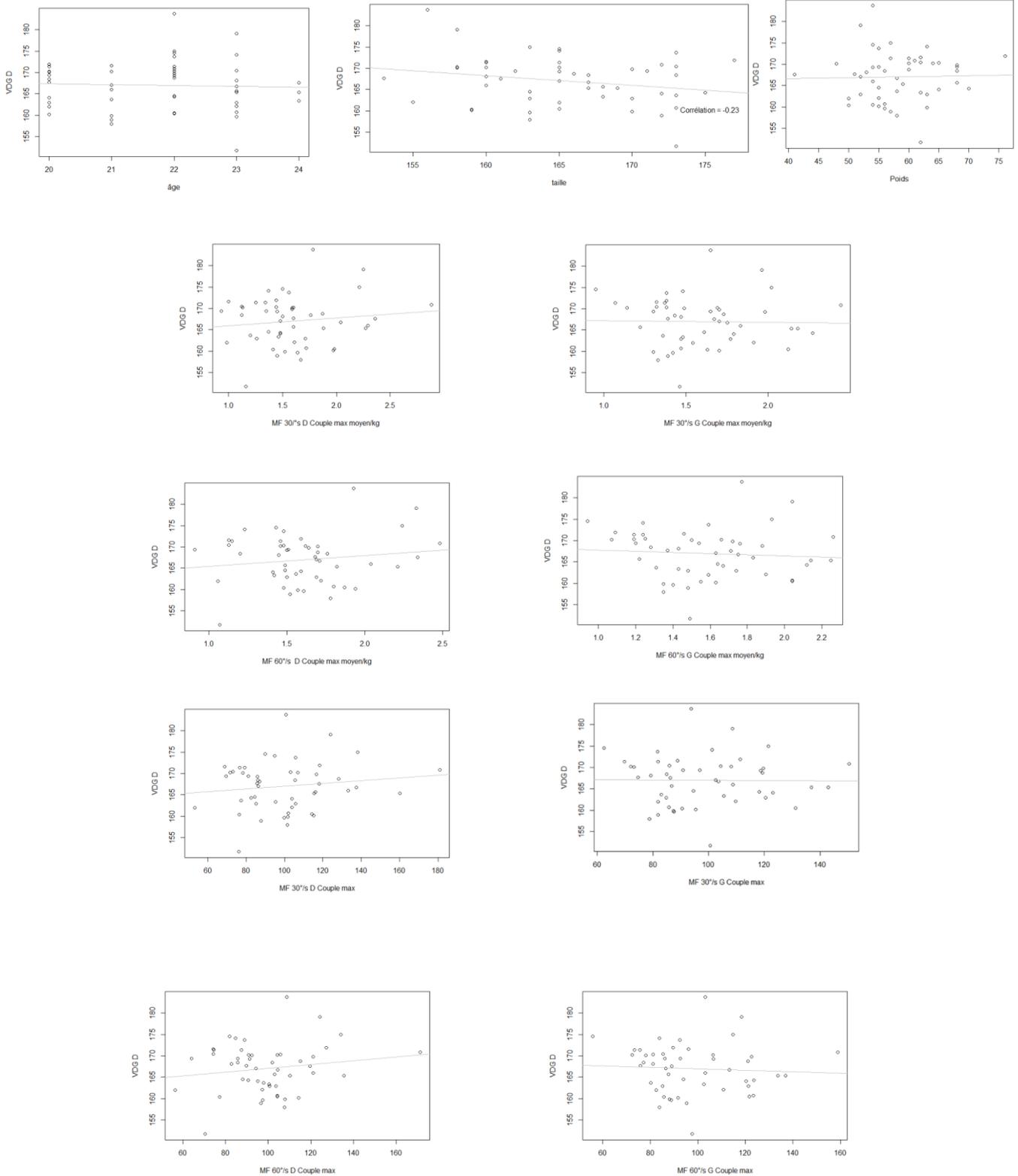
Histogramme du MF 60% D pour les droitiers

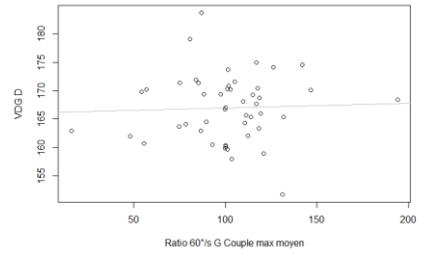
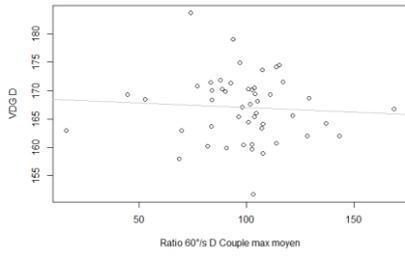




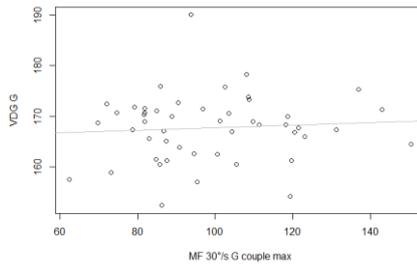
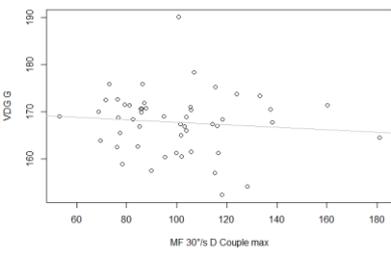
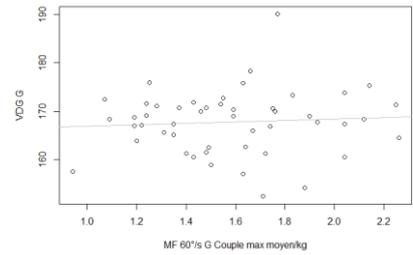
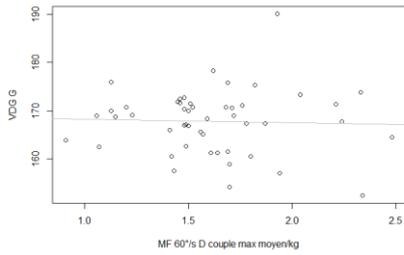
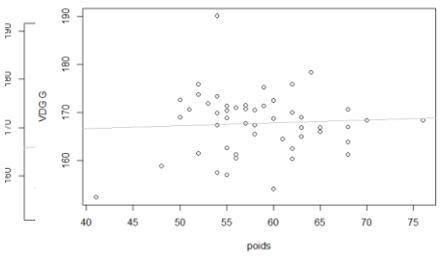
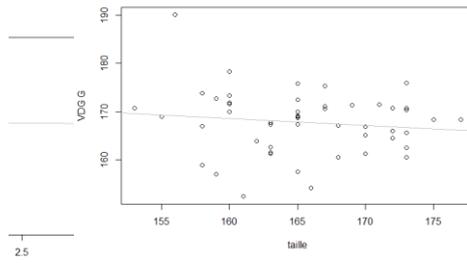
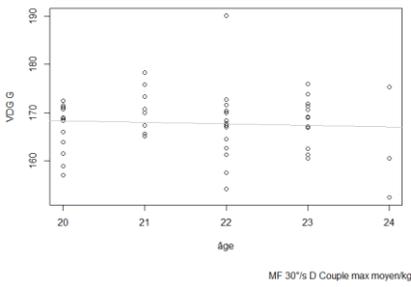
Annexe X : Graphiques représentant les corrélations entre nos données quantitatives: diagrammes en nuage de points

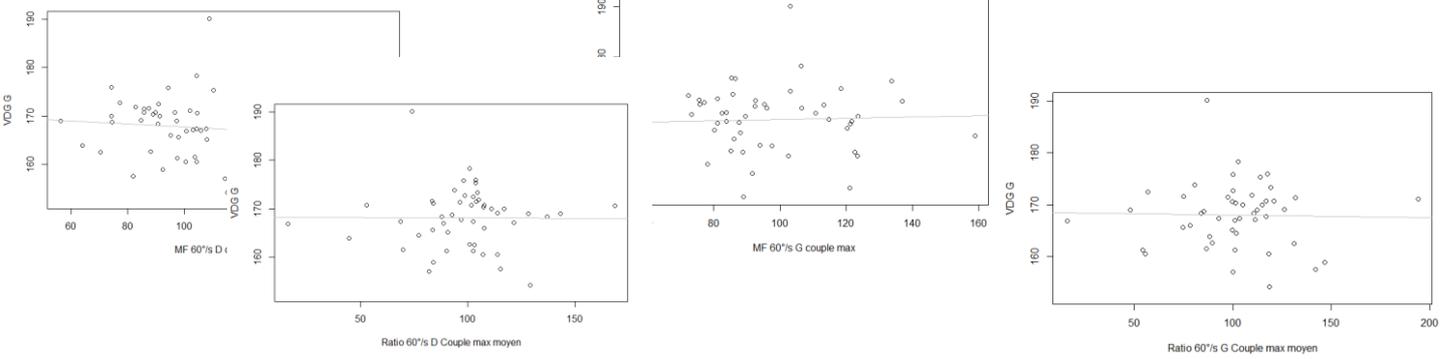
1. Croisements avec le valgus dynamique de genou droit



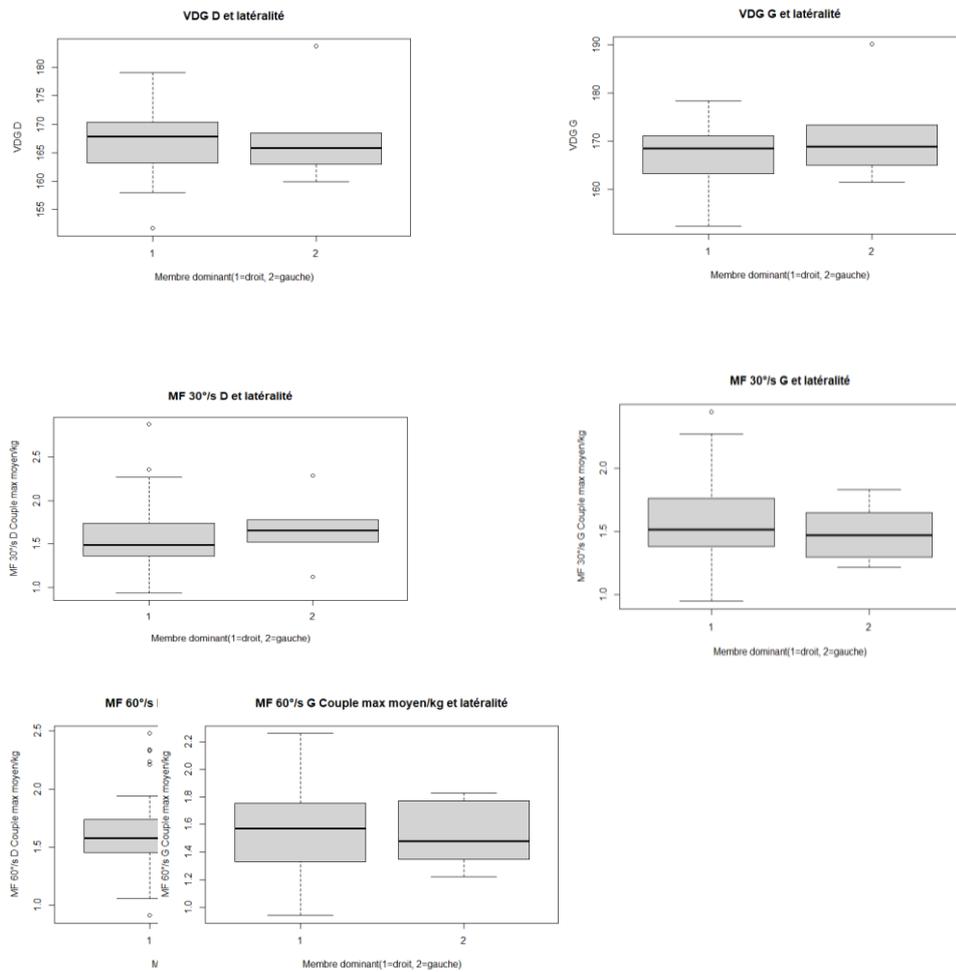


2. Croisements avec le valgus dynamique de genou gauche





Annexe XI : Diagrammes représentant les liens entre données quantitatives et qualitatives : diagramme en boxplots



Annexe XII : Lignes de codes entrées sur R Studio et leurs résultats

1. Statistiques univariées/descriptives

1.1 Lignes de codes des données quantitatives

```
> summary(VADY$âge)
  Min. 1st Qu. Median Mean 3rd Qu. Max.
 20.00 20.25 22.00 21.68 23.00 24.00
> sd(VADY$âge)
[1] 1.268777
> var(VADY$âge)
[1] 1.609796
> summary(VADY$taille)
  Min. 1st Qu. Median Mean 3rd Qu. Max.
  1.00  6.25 10.00 10.88 15.00 20.00
> sd(VADY$taille)
[1] 5.778955
> var(VADY$taille)
[1] 33.39633
> summary(VADY$poids)
  Min. 1st Qu. Median Mean 3rd Qu. Max.
 41.0  54.0  57.5  58.3  62.0  76.0
> sd(VADY$poids)
[1] 6.386369
> var(VADY$poids)
[1] 40.78571
> summary(VADY$`VDG D`)
  Min. 1st Qu. Median Mean 3rd Qu. Max.
151.7 163.1 167.6 167.0 170.3 183.7
> sd(VADY$`VDG D`)
[1] 5.736695
> var(VADY$`VDG D`)
[1] 32.90967
> summary(VADY$`VDG G`)
  Min. 1st Qu. Median Mean 3rd Qu. Max.
152.3 164.0 168.6 167.8 171.3 190.1
> sd(VADY$`VDG G`)
[1] 6.529535
> var(VADY$`VDG G`)
[1] 42.63483
> summary(VADY$`VDG moyenne`)
  Min. 1st Qu. Median Mean 3rd Qu. Max.
157.1 164.5 167.1 167.4 170.3 186.9
> sd(VADY$`VDG moyenne`)
[1] 5.094545
> var(VADY$`VDG moyenne`)
[1] 25.95439
> summary(VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`)
  Min. 1st Qu. Median Mean 3rd Qu. Max.
```

```

0.930 1.370 1.510 1.592 1.750 2.880
> sd(VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`)
[1] 0.3932054
> var(VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`)
[1] 0.1546104
> summary(VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`)
  Min. 1st Qu. Median Mean 3rd Qu. Max. NA's
 0.950 1.380 1.490 1.596 1.750 2.440 1
> sd(VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`, na.rm=TRUE)
[1] 0.3160295
> var(VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`, na.rm=TRUE)
[1] 0.09987466
> summary(VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`)
  Min. 1st Qu. Median Mean 3rd Qu. Max.
 0.910 1.460 1.580 1.611 1.750 2.480
> sd(VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`)
[1] 0.3378262
> var(VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`)
[1] 0.1141266
> summary(VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`)
  Min. 1st Qu. Median Mean 3rd Qu. Max. NA's
 0.940 1.350 1.550 1.578 1.760 2.260 1
> sd(VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`, na.rm=TRUE)
[1] 0.322137
> var(VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`, na.rm=TRUE)
[1] 0.1037723
> summary(VADY$`MF 30 D couple max`)
  Min. 1st Qu. Median Mean 3rd Qu. Max.
 53.10 83.08 100.25 99.74 114.95 180.90
> sd(VADY$`MF 30 D couple max`)
[1] 24.1878
> var(VADY$`MF 30 D couple max`)
[1] 585.0499
> summary(VADY$`MF 30 G couple max`)
  Min. 1st Qu. Median Mean 3rd Qu. Max. NA's
 62.4 84.8 94.6 98.5 109.7 150.4 1
> sd(VADY$`MF 30 G couple max`, na.rm=TRUE)
[1] 19.82295
> var(VADY$`MF 30 G couple max`, na.rm=TRUE)
[1] 392.9491
> summary(VADY$`MF 60 D couple max`)
  Min. 1st Qu. Median Mean 3rd Qu. Max.
 56.40 87.67 97.70 99.21 107.83 171.10
> sd(VADY$`MF 60 D couple max`)
[1] 20.01765
> var(VADY$`MF 60 D couple max`)
[1] 400.7064
> summary(VADY$`MF 60 G couple max`)
  Min. 1st Qu. Median Mean 3rd Qu. Max. NA's
 55.70 83.80 92.50 97.84 113.20 158.80 1

```

```

> sd(VADY$`MF 60 G couple max`, na.rm=TRUE)
[1] 20.18394
> var(VADY$`MF 60 G couple max`, na.rm=TRUE)
[1] 407.3916
> summary(VADY$`Ratio D couple max moyen`)
  Min. 1st Qu. Median  Mean 3rd Qu.  Max.  NA's
  16.0  87.8 101.7  98.2 107.4 168.4   1
> sd(VADY$`Ratio D couple max moyen`, na.rm=TRUE)
[1] 24.41855
> var(VADY$`Ratio D couple max moyen`, na.rm=TRUE)
[1] 596.2654
> summary(VADY$`Ratio G couple max moyen`)
  Min. 1st Qu. Median  Mean 3rd Qu.  Max.  NA's
 16.20  86.92 101.35 100.89 117.03 193.80   2
> sd(VADY$`Ratio G couple max moyen`, na.rm=TRUE)
[1] 28.2356
> var(VADY$`Ratio G couple max moyen`, na.rm=TRUE)
[1] 797.251

```

1.2 Lignes de codes des données qualitatives

```

> table(VADY$`membre dominant`)
0 1
6 44

```

2. Loi normale

2.1 Lignes de codes des tests statistiques de répartition des données quantitatives

```

> shapiro.test(VADY$âge)

```

Shapiro-Wilk normality test

```

data: VADY$âge
W = 0.88718, p-value = 0.0001862
> shapiro.test(VADY$taille)

```

Shapiro-Wilk normality test

```

data: VADY$taille
W = 0.97234, p-value = 0.2874
> shapiro.test(VADY$poids)

```

Shapiro-Wilk normality test

```

data: VADY$poids
W = 0.9801, p-value = 0.5563
> shapiro.test(VADY$`VDG D`)

```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`VDG D`  
W = 0.98147, p-value = 0.6153  
> shapiro.test(VADY$`VDG G`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`VDG G`  
W = 0.95775, p-value = 0.07156  
> shapiro.test(VADY$`VDG moyenne`)  
Shapiro-Wilk normality test
```

```
data: VADY$`VDG moyenne`  
W = 0.93948, p-value = 0.01286  
> shapiro.test(VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`  
W = 0.94139, p-value = 0.0153  
> shapiro.test(VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`  
W = 0.96242, p-value = 0.1192  
> shapiro.test(VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`  
W = 0.95674, p-value = 0.0649  
> shapiro.test(VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`  
W = 0.97837, p-value = 0.4991  
> shapiro.test(VADY$`MF 30 D couple max`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`MF 30 D couple max`  
W = 0.94126, p-value = 0.01512  
> shapiro.test(VADY$`MF 30 G couple max`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`MF 30 G couple max`  
W = 0.96075, p-value = 0.1017
```

```
> shapiro.test(VADY$`MF 60 D couple max`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`MF 60 D couple max`  
W = 0.95839, p-value = 0.07609  
> shapiro.test(VADY$`MF 60 G couple max`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`MF 60 G couple max`  
W = 0.94804, p-value = 0.0308  
> shapiro.test(VADY$`Ratio D couple max moyen`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`Ratio D couple max moyen`  
W = 0.93704, p-value = 0.01135  
> shapiro.test(VADY$`Ratio G couple max moyen`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`Ratio G couple max moyen`  
W = 0.94409, p-value = 0.02338
```

2.2 Lignes de codes des diagrammes de répartition des données quantitatives

```
> ggplot(VADY, aes(âge)) +  
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +  
+   labs(title="Diagramme de densité de l'âge", x="âge")  
> qqPlot(VADY$âge, main="QQ Plot de l'âge", xlab="fréquence", ylab="âge")  
> ggplot(VADY, aes(âge)) +  
+   geom_histogram(binwidth=1, fill="grey", color="black", alpha=0.5) +  
+   labs(title="Histogramme de l'âge", x="âge", y="Fréquence")  
  
> qqPlot(VADY$taille, main="QQ Plot de la taille", xlab="fréquence", ylab="taille")  
> ggplot(VADY, aes(taille)) +  
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +  
+   labs(title="Graphique de densité de la taille", x="taille")  
> ggplot(VADY, aes(taille)) +  
+   geom_histogram(binwidth=1, fill="grey", color="black", alpha=0.5) +  
+   labs(title="Histogramme de la taille", x="taille", y="Fréquence")  
  
> ggplot(VADY, aes(poids)) +  
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +  
+   labs(title="Graphique de densité du poids", x="poids")  
> ggplot(VADY, aes(poids)) +  
+   geom_histogram(binwidth=1, fill="grey", color="black", alpha=0.5) +  
+   labs(title="Histogramme du poids", x="poids", y="Fréquence")  
> qqPlot(VADY$âge, main="QQ Plot du poids", xlab="fréquence", ylab="poids")
```

```

> ggplot(VADY, aes(VADY$`VDG D`)) +
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+   labs(title="Graphique de densité du VDG D", x="VDG D")
> library(car)
> qqPlot(VADY$`VDG D`, main="QQ Plot du VDG D", xlab="fréquence", ylab="VDG D")
> library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`VDG D`)) +
+   geom_histogram(binwidth=1, fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+   labs(title="Histogramme du VDG D", x="VDG D", y="Fréquence")

>ggplot(VADY, aes(VADY$`VDG G`)) +
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+   labs(title="Graphique de densité du VDG G", x="VDG G")
>library(car)
> qqPlot(VADY$`VDG G`, main="QQ Plot du VDG G", xlab="fréquence", ylab="VDG G")
> library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`VDG G`)) +
+   geom_histogram(binwidth=1, fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+   labs(title="Histogramme du VDG G", x="VDG G", y="Fréquence")

>ggplot(VADY, aes(VADY$`VDG moyenne`)) +
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+   labs(title="Graphique de densité de la moyenne bilatérale des VDG", x="Moyenne des V
DG")
>library(car)
> qqPlot(VADY$`VDG moyenne`, main="QQ Plot de la moyenne des VDG", xlab="fréquen
ce", ylab="Moyenne des VDG")
> library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`VDG moyenne`)) +
+   geom_histogram(binwidth=1, fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+   labs(title="Histogramme de la moyenne des VDG", x="moyenne des VDG",
y="Fréquence")

>ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`)) +
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+   labs(title="Graphique de densité du MF 30°/s D Couple max moyen/kg", x="MF 30°/s D
Couple max moyen/kg")
>library(car)
> qqPlot(VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`, main="QQ Plot du MF 30°/s D Couple
max moyen/kg", xlab="fréquence", ylab="MF 30°/s D Couple max moyen/kg")
> library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`)) +
+   geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+   labs(title="Histogramme du MF 30°/s D Couple max moyen/kg", x="MF 30°/s D Couple
max moyen/kg", y="Fréquence")

>ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`)) +
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +

```

```

+ labs(title="Graphique de densité du MF 30°/s G Couple max moyen/kg", x="MF 30°/s G
Couple max moyen/kg")
>library(car)
> qqPlot(VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`, main="QQ Plot du MF 30°/s G Couple
max moyen/kg", xlab= "fréquence", ylab="MF 30°/s G Couple max moyen/kg")
>library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`)) +
+   geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+   labs(title="Histogramme du MF 30°/s Couple max moyen/kg", x="MF 30°/s Couple max
moyen/kg", y="Fréquence")

>ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`)) +
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+   labs(title="Graphique de densité du MF 60°/s Couple max moyen/kg", x="MF 60°/s D C
ouple max moyen/kg")
> library(car)
> qqPlot(VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`, main="QQ Plot du MF 60°/s D Couple
max moyen/kg", xlab= "fréquence", ylab="MF 60°/s D Couple max moyen/kg")
>library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`)) +
+   geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+   labs(title="Histogramme du MF 60°/s D Couple max moyen/kg", x="MF 60°/s D Couple
max moyen/kg", y="Fréquence")

> ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`)) +
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+   labs(title="Graphique de densité du MF 60°/s G Couple max moyen/kg", x="MF 60°/s G
Couple moyen/kg")
>library(car)
> qqPlot(VADY$`âge`, main="QQ Plot du MF 60°/s G Couple moyen/kg", xlab= "fréquence",
ylab="MF 60°/s G Couple moyen/kg")
>library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`)) +
+   geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+   labs(title="Histogramme du MF 60°/s G Couple max moyen/kg", x="MF 60°/s G Couple
max moyen/kg", y="Fréquence")

>ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 30 D couple max`)) +
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+   labs(title="Graphique de densité du MF 30°/s Couple max", x="MF 30°/s Couple max")
>library(car)
> qqPlot(VADY$`MF 30 D couple max`, main="QQ Plot du MF 30°/s Couple max", xlab= "f
réquence", ylab="MF 30°/s Couple max")
library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 30 D couple max`)) +
+   geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+   labs(title="Histogramme MF 30°/s Couple max", x="MF 30°/s Couple max", y="Fréquen
ce")

>ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 30 G couple max`)) +

```

```

+ geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+ labs(title="Graphique de densité du MF 30°/s G Couple max", x="MF 30°/s G Couple m
ax")
>library(car)
> qqPlot(VADY$`MF 30 G couple max`, main="QQ Plot MF 30°/s G Couple max", xlab= "fr
équence", ylab="MF 30°/s G Couple max")
>library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 30 G couple max`)) +
+ geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+ labs(title="Histogramme MF 30°/s G Couple max", x="MF 30°/s G Couple max", y="Fré
quence")

>ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 60 D couple max`)) +
+ geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+ labs(title="Graphique de densité MF 60°/s D Couple max", x="MF 60°/s D Couple max"
)
>library(car)
> qqPlot(VADY$`MF 60 D couple max`, main="QQ Plot MF 60°/s D Couple max", xlab= "fr
équence", ylab="MF 60°/s Couple max")
library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 60 D couple max`)) +
+ geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+ labs(title="Histogramme MF 60°/s Couple max", x="MF 60°/s Couple max", y="Fréquen
ce")

>ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 60 G couple max`)) +
+ geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+ labs(title="Graphique de densité MF 60°/s G Couple max", x="MF 60°/s G Couple max"
)
>library(car)
> qqPlot(VADY$`MF 60 G couple max`, main="QQ Plot MF 60°/s G Couple max", xlab= "fr
équence", ylab="MF 60°/s G Couple max")
>library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`MF 60 G couple max`)) +
+ geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+ labs(title="Histogramme du MF 60°/s G Couple max", x="MF 60°/s G Couple max", y="
Fréquence")

>ggplot(VADY, aes(VADY$`Ratio D couple max moyen`)) +
+ geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+ labs(title="Graphique de densité Ratio D Abd/Add Couple Max", x="Ratio D Abd/Add C
ouple Max")
>library(car)
> qqPlot(VADY$`Ratio D couple max moyen`, main="QQ Plot du Ratio D Abd/Add Couple
max", xlab= "fréquence", ylab="Ratio D Abd/Add Couple max")
>library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`Ratio D couple max moyen`)) +
+ geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+ labs(title="Histogramme du Ratio D Abd/Add Couple max", x="Ratio D Abd/Add Coupl
e max", y="Fréquence")

```

```

>ggplot(VADY, aes(VADY$`Ratio G couple max moyen`)) +
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+   labs(title="Graphique de densité du Ratio G Abd/Add Couple max", x="Ratio G Abd/Add
d Couple max")
library(car)
> qqPlot(VADY$`Ratio G couple max moyen`, main="QQ Plot du Ratio G Abd/Add Couple
max", xlab= "fréquence", ylab="Ratio G Abd/Add Couple max")
>library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`Ratio G couple max moyen`)) +
+   geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+   labs(title="Histogramme du Ratio G Abd/Add Couple max", x="Ratio G Abd/Add Coupl
e max", y="Fréquence")

```

2.3 Lignes de codes des tests statistiques de normalité en fonction de la latéralité

2.3.1 Dominance droite

```
>shapiro.test(VADY$`droitier VDG D`)
```

Shapiro-Wilk normality test

data: VADY\$`droitier VDG D`

W = 0.97805, p-value = 0.5575

```
>shapiro.test(VADY$`Droitier VDG G`)
```

Shapiro-Wilk normality test

data: VADY\$`Droitier VDG G`

W = 0.96108, p-value = 0.1428

```
>shapiro.test(VADY$`droitier MF 30 D`)
```

Shapiro-Wilk normality test

data: VADY\$`droitier MF 30 D`

W = 0.93341, p-value = 0.01375

>shapiro.test(VADY\$`droitier MF 30 G`)

Shapiro-Wilk normality test

data: VADY\$`droitier MF 30 G`

W = 0.95879, p-value = 0.1173

>shapiro.test(VADY\$`droitier MF 60 D`)

Shapiro-Wilk normality test

data: VADY\$`droitier MF 60 D`

W = 0.94404, p-value = 0.03315

>shapiro.test(VADY\$`droitier MF 60 G`)

Shapiro-Wilk normality test

data: VADY\$`droitier MF 60 G`

W = 0.97626, p-value = 0.4916

2.3.2 Dominance gauche

>shapiro.test(VADY\$`gaucher VDG D`)

Shapiro-Wilk normality test

data: VADY\$`gaucher VDG D`

W = 0.82133, p-value = 0.09062

```
>shapiro.test(VADY$`gaucher VDG G`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`gaucher VDG G`
```

```
W = 0.86615, p-value = 0.2113
```

```
>shapiro.test(VADY$`gaucher MF 30 D`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`gaucher MF 30 D`
```

```
W = 0.95766, p-value = 0.8015
```

```
>shapiro.test(VADY$`gaucher MF 30 G`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`gaucher MF 30 G`
```

```
W = 0.81602, p-value = 0.0815
```

```
>shapiro.test(VADY$`gaucher MF 60 D`)
```

Shapiro-Wilk normality test

```
data: VADY$`gaucher MF 60 D`
```

```
W = 0.9743, p-value = 0.92
```

```
>shapiro.test(VADY$`gaucher MF 60 G`)
```

Shapiro-Wilk normality test

data: VADY\$`gaucher MF 60 G`

W = 0.92192, p-value = 0.5424

2.4 Lignes de codes des diagrammes de répartition de la loi normale en fonction de la latéralité

2.4.1 Dominance Droite

```
> ggplot(VADY, aes(VADY$`droitier VDG D`)) +  
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +  
+   labs(title="Graphique de densité du VDG D pour les droitiers", x="VDG D des droitiers")  
> library(car)  
> qqPlot(VADY$`droitier VDG D`, main="QQ Plot du VDG D des droitiers", xlab=  
"fréquence", ylab="VDG D des droitiers")  
[1] 1 44  
> library(ggplot2)  
> ggplot(VADY, aes(VADY$`droitier VDG D`)) +  
+   geom_histogram(binwidth=1, fill="grey", color="black", alpha=0.5) +  
+   labs(title="Histogramme du VDG D des droitiers", x="VDG D des droitiers",  
y="Fréquence")  
  
> ggplot(VADY, aes(VADY$`Droitier VDG G`)) +  
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +  
+   labs(title="Graphique de densité du VDG G pour les droitiers", x="VDG des droitiers")  
> library(car)  
> qqPlot(VADY$`Droitier VDG G`, main="QQ Plot du VDG G pour les droitiers", xlab=  
"fréquence", ylab="VDG G des droitiers")  
[1] 11 14  
> library(ggplot2)  
> ggplot(VADY, aes(VADY$`Droitier VDG G`)) +  
+   geom_histogram(binwidth=1, fill="grey", color="black", alpha=0.5) +  
+   labs(title="Histogramme du VDG G pour les droitiers", x="VDG G des droitiers",  
y="Fréquence")
```

```

> ggplot(VADY, aes(VADY$`droitier MF 30 D`)) +
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+   labs(title="Graphique de densité du MF 30°/s D pour les droitiers", x="MF 30°/s des
droitiers")
> library(car)
> qqPlot(VADY$`droitier MF 30 D`, main="QQ Plot du MF 30°/s D pour les droitiers", xlab=
"fréquence", ylab="MF 30°/s des droitiers")
[1] 22 11
> library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`droitier MF 30 D`)) +
+   geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+   labs(title="Histogramme du MF 30°/s des droitiers", x="MF 30°/s des droitiers",
y="Fréquence")

> ggplot(VADY, aes(VADY$`droitier MF 30 G`)) +
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+   labs(title="Graphique de densité du MF 30°/s G pour les droitiers", x="MF 30°/s G des
droitiers ")
> library(car)
> qqPlot(VADY$`droitier MF 30 G`, main="QQ Plot du MF 30°/s G pour les droitiers", xlab=
"fréquence", ylab="MF 30°/s G des droitiers")
[1] 22 2
> library(ggplot2)
> ggplot(VADY, aes(VADY$`droitier MF 30 G`)) +

+   geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+   labs(title="Histogramme du MF 30°/s G pour les droitiers", x="MF 30°/s des droitiers",
y="Fréquence")

> ggplot(VADY, aes(VADY$`droitier MF 60 D`)) +
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+   labs(title="Graphique de densité du MF 60°/s D pour les droitiers", x="MF 60°/s D des
droitiers")
>library(car)

```

```
> qqPlot(VADY$`droitier MF 60 D`, main="QQ Plot du MF 60°/s D pour les droitiers", xlab="fréquence", ylab="MF 60°/s D des droitiers")
```

```
[1] 22 11
```

```
> library(ggplot2)
```

```
> ggplot(VADY, aes(VADY$`droitier MF 60 D`)) +  
+   geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +  
+   labs(title="Histogramme du MF 60°/s D pour les droitiers", x="MF 60°/s D des droitiers",  
y="Fréquence")
```

```
> ggplot(VADY, aes(VADY$`droitier MF 60 G`)) +  
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +  
+   labs(title="Graphique de densité du MF 60°/s G pour les droitiers", x="MF 60°/s G des droitiers")
```

```
> library(car)
```

```
> qqPlot(VADY$`droitier MF 60 G`, main="QQ Plot du MF 60°/s G pour les droitiers", xlab="fréquence", ylab="MF 60°/s G des droitiers")
```

```
[1] 22 6
```

```
> library(ggplot2)
```

```
> ggplot(VADY, aes(VADY$`droitier MF 60 G`)) +  
+   geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +  
+   labs(title="Histogramme du MF 60°/s G pour les droitiers", x="MF 60°/s G des droitiers",  
y="Fréquence")
```

2.4.2 Dominance gauche

```
> ggplot(VADY, aes(VADY$`gaucher VDG D`)) +  
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +  
+   labs(title="Graphique de densité du VDG D pour les gauchers", x="VDG D des gauchers")
```

```
> library(car)
```

```
> qqPlot(VADY$`gaucher VDG D`, main="QQ Plot du VDG D pour les gauchers", xlab="fréquence", ylab="VDG D des gauchers")
```

```
[1] 6 2
```

```
library(ggplot2)
```

```
> ggplot(VADY, aes(VADY$`gaucher VDG D`)) +
```

```
+ geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +  
+ labs(title="Histogramme du VDG D pour les gauchers", x="VDG D des gauchers",  
y="Fréquence")
```

```
> ggplot(VADY, aes(VADY$`gaucher VDG G`)) +  
+ geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +  
+ labs(title="Graphique de densité du VDG G pour les gauchers", x="VDG G des gauchers")  
> library(car)
```

```
> qqPlot(VADY$`gaucher VDG G`, main="QQ Plot du VDG G pour les gauchers", xlab=  
"fréquence", ylab="VDG G des gauchers")
```

```
[1] 6 5
```

```
library(ggplot2)
```

```
> ggplot(VADY, aes(VADY$`gaucher VDG G`)) +  
+ geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +  
+ labs(title="Histogramme du VDG G pour les gauchers", x="VDG G des gauchers",  
y="Fréquence")
```

```
> ggplot(VADY, aes(VADY$`gaucher MF 30 D`)) +  
+ geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +  
+ labs(title="Graphique de densité du MF 30°/s D pour les gauchers", x="MF 30°/s D des  
gauchers")
```

```
> library(car)
```

```
> qqPlot(VADY$`gaucher MF 30 D`, main="QQ Plot du MF 30°/s D pour les gauchers", xlab=  
"fréquence", ylab="MF 30°/s D pour les gauchers")
```

```
[1] 3 4
```

```
library(ggplot2)
```

```
> ggplot(VADY, aes(VADY$`gaucher MF 30 D`)) +  
+ geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +  
+ labs(title="Histogramme du VDG G pour les gauchers", x="VDG G des gauchers",  
y="Fréquence")
```

```
ggplot(VADY, aes(VADY$`gaucher MF 30 G`)) +  
+ geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +  
+ labs(title="Graphique de densité du MF 30°/s G pour les gauchers", x="MF 30°/s des  
gauchers")
```

```

library(car)

> qqPlot(VADY$`gaucher MF 30 G`, main="QQ Plot du MF 30°/s G pour les gauchers", xlab=
"fréquence", ylab="MF 30°/s G des gauchers")

[1] 4 3

library(ggplot2)

> ggplot(VADY, aes(VADY$`gaucher MF 30 G`)) +
+   geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+   labs(title="Histogramme du MF 30°/s G pour les gauchers", x="MF 30°/s G des gauchers",
y="Fréquence")

> ggplot(VADY, aes(VADY$`gaucher MF 60 D`)) +
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+   labs(title="Graphique de densité du MF 60°/s D pour les gauchers", x="MF 60°/s D des
gauchers")

library(car)

> qqPlot(VADY$`gaucher MF 60 D`, main="QQ Plot du MF 60°/s D pour les gauchers", xlab=
"fréquence", ylab="MF 60°/s des gauchers")

[1] 4 3

> library(ggplot2)

> ggplot(VADY, aes(VADY$`gaucher MF 60 D`)) +
+   geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +
+   labs(title="Histogramme du MF 60°/s D pour les gauchers", x="MF 60°/s D pour les
gauchers", y="Fréquence")

> ggplot(VADY, aes(VADY$`gaucher MF 60 G`)) +
+   geom_density(fill="grey", color="black", alpha=0.7) +
+   labs(title="Graphique de densité du MF 60°/s G pour les gauchers", x="MF 60°/s G des
gauchers")

> library(car)

> qqPlot(VADY$`gaucher MF 60 G`, main="QQ Plot du MF 60°/s G pour les gauchers", xlab=
"fréquence", ylab="MF 60°/s G pour les gauchers")

[1] 1 3

> library(ggplot2)

> ggplot(VADY, aes(VADY$`gaucher MF 60 G`)) +
+   geom_histogram(fill="grey", color="black", alpha=0.5) +

```

```
+ labs(title="Histogramme du MF 60°/s G pour les gauchers", x="MF 60°/s G des gauchers", y="Fréquence")
```

3. Statistiques bivariées

3.1 Lignes de codes pour les coefficients de corrélations des données quantitatives

3.1.1 Croisements avec le VDG D

```
> cor.test(VADY$âge, VADY$`VDG D`, method="pearson")
```

Pearson's product-moment
correlation

data: VADY\$âge and VADY\$`VDG D`

t = -0.30702, df = 48, p-value =

0.7602

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.3186917 0.2369971

sample estimates:

cor

-0.04427112

```
>cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$âge, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$âge

S = 22351, p-value = 0.6131

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

-0.07327188

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$taille, method="pearson")
```

Pearson's product-moment
correlation

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$taille

t = -1.6329, df = 48, p-value =

0.109

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.47728037 0.05227614

sample estimates:

cor

-0.2294097

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$poids, method="pearson")
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$poids

t = 0.1798, df = 48, p-value = 0.8581

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.2542403 0.3021094

sample estimates:

cor

0.02594331

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`MF 30 D Couple max moyen/kg`

S = 21863, p-value = 0.7309

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

-0.0498619

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`,method="pearson")
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`MF 30 D Couple max moyen/kg`

t = 0.86182, df = 48, p-value = 0.3931

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.1604179 0.3884426

sample estimates:

cor

0.1234417

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`, method="pearson")
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`MF 30 G Couple max moyen/kg`

t = -0.14926, df = 47, p-value = 0.882

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.3011207 0.2610271

sample estimates:

cor

-0.02176718

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`, method="pearson")
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`MF 60 D Couple max moyen/kg`

t = 1.0495, df = 48, p-value =

0.2992

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.134161 0.410993

sample estimates:

cor

0.14978

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`MF 60 D Couple max moyen/kg`

S = 22208, p-value = 0.6467

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

-0.06642971

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`, method = "pearson")
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`MF 60 G Couple max moyen/kg`

t = -0.49899, df = 47, p-value = 0.6201

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.3467124 0.2129502

sample estimates:

cor

-0.0725933

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`MF 60 G Couple max moyen/kg`

S = 22587, p-value = 0.2959

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

-0.1523936

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$`MF 30 D couple max`, method="pearson")
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`MF 30 D couple max`

t = 0.94222, df = 48, p-value =

0.3508

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.1491867 0.3981696

sample estimates:

cor

0.1347569

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$`MF 30 D couple max`, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`MF 30 D couple max`

S = 19283, p-value = 0.6093

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

0.07405095

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$`MF 30 G couple max`, method="pearson")
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`MF 30 G couple max`

t = -0.078015, df = 47, p-value =

0.9381

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.2916424 0.2706837

sample estimates:

cor

-0.01137897

```
> cor.test(VADY$`MF 60 D couple max`, VADY$`VDG D`, method="pearson")
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`MF 60 D couple max` and VADY\$`VDG D`

t = 1.0942, df = 48, p-value =

0.2793

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.1278944 0.4162782

sample estimates:

cor

0.156007

```
> cor.test(VADY$`MF 60 D couple max`, VADY$`VDG D`, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`MF 60 D couple max` and VADY\$`VDG D`

S = 20924, p-value = 0.9739

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

-0.004754358

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$`MF 60 G couple max`, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`MF 60 G couple max`

S = 22412, p-value = 0.3254

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

-0.1434767

```
> cor.test(VADY$`MF 60 G couple max`, VADY$`VDG D`, method="pearson")
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`MF 60 G couple max` and VADY\$`VDG D`

t = -0.40109, df = 47, p-value =

0.6902

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.3341143 0.2265117

sample estimates:

cor

-0.05840497

> cor.test(VADY\$`VDG D`, VADY\$`Ratio D couple max moyen`, method="pearson")

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`Ratio D couple max moyen`

t = -0.46407, df = 47, p-value =

0.6447

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.3422336 0.2177964

sample estimates:

cor

-0.06753636

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`Ratio D couple max moyen`

S = 21213, p-value = 0.574

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

-0.08230222

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$`Ratio G couple max moyen`, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`Ratio G couple max moyen`

S = 17782, p-value = 0.8141

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

0.03484774

```
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$`Ratio G couple max moyen`, method="pearson")
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG D` and VADY\$`Ratio G couple max moyen`

t = 0.2698, df = 46, p-value =

0.7885

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.2471780 0.3202659

sample estimates:

cor

0.03974829

3.1.2 Croisements avec le VDG G

```
> cor.test(VADY$`VDG G`, VADY$`âge`, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$âge

S = 21758, p-value = 0.7573

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

-0.04480778

> cor.test(VADY\$`VDG G`, VADY\$taille)

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$taille

t = -0.9157, df = 48, p-value =

0.3644

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.3949728 0.1528935

sample estimates:

cor

-0.1310305

> cor.test(VADY\$`VDG G`, VADY\$poids)

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$poids

t = 0.41747, df = 48, p-value =

0.6782

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.221916 0.332921

sample estimates:

cor

0.06014695

```
> cor.test(VADY$`VDG G`, VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`)
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`MF 30 D Couple max moyen/kg`

t = -0.71702, df = 48, p-value = 0.4768

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.3706698 0.1805787

sample estimates:

cor

-0.1029433

```
> cor.test(VADY$`VDG G`, VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`MF 30 D Couple max moyen/kg`

S = 22644, p-value = 0.5465

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

-0.08732828

```
> cor.test(VADY$`VDG G`, VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`)
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`MF 30 G Couple max moyen/kg`

t = 0.84734, df = 47, p-value =

0.4011

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.1641963 0.3903947

sample estimates:

cor

0.1226639

> cor.test(VADY\$`VDG G`, VADY\$`MF 60 D Couple max moyen/kg`)

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`MF 60 D Couple max moyen/kg`

t = -0.24062, df = 48, p-value =

0.8109

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.3100619 0.2460148

sample estimates:

cor

-0.0347098

> cor.test(VADY\$`VDG G`, VADY\$`MF 60 D Couple max moyen/kg`, method="spearman")

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`MF 60 D Couple max moyen/kg`

S = 21138, p-value = 0.9175

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

-0.01503398

```
> cor.test(VADY$`VDG G`, VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`)
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`MF 60 G Couple max moyen/kg`

t = 0.50226, df = 47, p-value =

0.6178

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.2124967 0.3471303

sample estimates:

cor

0.07306579

```
> cor.test(VADY$`VDG G`, VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`MF 60 G Couple max moyen/kg`

S = 18410, p-value = 0.6785

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

0.06073133

```
> cor.test(VADY$`VDG G`, VADY$`MF 30 D couple max`)
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`MF 30 D couple max`

t = -0.67668, df = 48, p-value =

0.5019

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.3656616 0.1861775

sample estimates:

cor

-0.09720776

```
> cor.test(VADY$`VDG G`, VADY$`MF 30 D couple max`, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`MF 30 D couple max`

S = 23104, p-value = 0.4493

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

-0.109441

```
> cor.test(VADY$`VDG G`, VADY$`MF 60 D couple max`)
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`MF 60 D couple max`

t = -0.66834, df = 48, p-value =

0.5071

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.3646237 0.1873332

sample estimates:

cor

-0.09602143

```
> cor.test(VADY$`VDG G`, VADY$`MF 60 D couple max`, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`MF 60 D couple max`

S = 23640, p-value = 0.3493

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

-0.1351838

```
> cor.test(VADY$`VDG G`, VADY$`MF 60 G couple max`)
```

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`MF 60 G couple max`

t = 0.25564, df = 47, p-value =

0.7993

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.2465168 0.3151571

sample estimates:

cor

0.0372628

```
> cor.test(VADY$`VDG G`, VADY$`MF 60 G couple max`, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`MF 60 G couple max`

S = 20353, p-value = 0.7933

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

-0.03841935

> cor.test(VADY\$`VDG G`, VADY\$`Ratio D couple max moyen`)

Pearson's product-moment correlation

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`Ratio D couple max moyen`

t = -0.055984, df = 47, p-value =

0.9556

alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.2886995 0.2736591

sample estimates:

cor

-0.008165878

> cor.test(VADY\$`VDG G`, VADY\$`Ratio G couple max moyen`, method="spearman")

Spearman's rank correlation rho

data: VADY\$`VDG G` and VADY\$`Ratio G couple max moyen`

S = 17710, p-value = 0.7937

alternative hypothesis: true rho is not equal to 0

sample estimates:

rho

0.03875485

```
> cor.test(VADY$`VDG G`, VADY$`Ratio G couple max moyen`)
```

Pearson's product-moment correlation

```
data: VADY$`VDG G` and VADY$`Ratio G couple max moyen`
```

```
t = -0.15902, df = 46, p-value =
```

```
0.8743
```

```
alternative hypothesis: true correlation is not equal to 0
```

```
95 percent confidence interval:
```

```
-0.3055400 0.2624424
```

```
sample estimates:
```

```
cor
```

```
-0.02344021
```

```
> cor.test(VADY$`VDG G`, VADY$`Ratio G couple max moyen`, method="spearman")
```

Spearman's rank correlation rho

```
data: VADY$`VDG G` and VADY$`Ratio G couple max moyen`
```

```
S = 17710, p-value = 0.7937
```

```
alternative hypothesis: true rho is not equal to 0
```

```
sample estimates:
```

```
rho
```

```
0.03875485
```

3.2 Lignes de codes des diagrammes en nuage de points

```
> plot(x=VADY$âge, y=VADY$`VDG D`, xlab="âge", ylab="VDG D")
```

```
> abline(lm(VADY$`VDG D` ~ VADY$âge), col="red")
```

```
> text(quantile(VADY$âge, 0.9), quantile(VADY$`VDG D`, 0.1), labels = paste("Corrélation", round(cor(VADY$âge, VADY$`VDG D`), 2)), pos = 4)
```

```

> plot(x=VADY$taille, y=VADY$`VDG D`, xlab="taille", ylab="VDG D")
> abline(lm(VADY$`VDG D` ~ VADY$taille), col="grey")
> text(quantile(VADY$taille, 0.9), quantile(VADY$`VDG D`, 0.1), labels = paste("Corrélation
=", round(cor(VADY$taille, VADY$`VDG D`), 2)), pos = 4)

> plot(x=VADY$poids, y=VADY$`VDG D`, xlab="Poids", ylab="VDG D")
> abline(lm(VADY$`VDG D` ~ VADY$poids), col="grey")

> plot(x=VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`, y=VADY$`VDG D`, xlab="MF 30°/s D
Couple max moyen/kg", ylab="VDG D")
> abline(lm(VADY$`VDG D` ~ VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`), col="grey")

> plot(x=VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`, y=VADY$`VDG D`, xlab="MF 30°/s D
Couple max moyen/kg", ylab="VDG D")
> abline(lm(VADY$`VDG D` ~ VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`), col="grey")
> text(quantile(VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`, 0.9), quantile(VADY$`VDG D`,
0.1), labels = paste("Corrélation =", round(cor(VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`,
VADY$`VDG D`), 2)), pos = 4)

> plot(x=VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`, y=VADY$`VDG D`, xlab="MF 30°/s G
Couple max moyen/kg", ylab="VDG D")
> abline(lm(VADY$`VDG D` ~ VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`), col="grey")

> plot(x=VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`, y=VADY$`VDG D`, xlab="MF 60°/s D
Couple max moyen/kg", ylab="VDG D")
> abline(lm(VADY$`VDG D` ~ VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`), col="grey")

> plot(x=VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`, y=VADY$`VDG D`, xlab="MF 60°/s G
Couple max moyen/kg", ylab="VDG D")
> abline(lm(VADY$`VDG D` ~ VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`), col="grey")

> plot(x=VADY$`MF 30 D couple max`, y=VADY$`VDG D`, xlab="MF 30°/s D Couple
max", ylab="VDG D")
> abline(lm(VADY$`VDG D` ~ VADY$`MF 30 D couple max`), col="grey")

```

```

> plot(x=VADY$`MF 30 G couple max`, y=VADY$`VDG D`, xlab="MF 30°/s G Couple
max", ylab="VDG D")
> abline(lm(VADY$`VDG D`~ VADY$`MF 30 G couple max`), col="grey")

> plot(x=VADY$`MF 60 D couple max`, y=VADY$`VDG D`, xlab="MF 60°/s Couple max",
ylab="VDG D")
> abline(lm(VADY$`VDG D`~ VADY$`MF 60 D couple max`), col="grey")

> plot(x=VADY$`MF 60 G couple max`, y=VADY$`VDG D`, xlab="MF 60°/s G Couple
max", ylab="VDG D")
> abline(lm(VADY$`VDG D`~ VADY$`MF 60 G couple max`), col="grey")
> cor.test(VADY$`VDG D`, VADY$`Ratio D couple max moyen`, method="spearman")

> plot(x=VADY$`Ratio D couple max moyen`, y=VADY$`VDG D`, xlab="Ratio 60°/s D
Couple max moyen", ylab="VDG D")
> abline(lm(VADY$`VDG D`~ VADY$`Ratio D couple max moyen`), col="grey")

plot(x=VADY$`Ratio G couple max moyen`, y=VADY$`VDG D`, xlab="Ratio 60°/s GCouple
max moyen", ylab="VDG D")
> abline(lm(VADY$`VDG D`~ VADY$`Ratio G couple max moyen`), col="grey")

> plot(x=VADY$`âge`, y=VADY$`VDG G`, xlab="âge", ylab="VDG G")
> abline(lm(VADY$`VDG G`~ VADY$`âge`), col="grey")

> plot(x=VADY$`taille`, y=VADY$`VDG G`, xlab="taille", ylab="VDG G")
> abline(lm(VADY$`VDG G`~ VADY$`taille`), col="grey")

> plot(x=VADY$`poids`, y=VADY$`VDG G`, xlab="poids", ylab="VDG G")
> abline(lm(VADY$`VDG G`~ VADY$`poids`), col="grey")

> plot(x=VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`, y=VADY$`VDG G`, xlab="MF 30°/s D
Couple max moyen/kg", ylab="VDG G")
> abline(lm(VADY$`VDG G`~ VADY$`âge`), col="grey")

```

```

> plot(x=VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`, y=VADY$`VDG G`, xlab="MF 30°/s G
Couple max moyen/kg", ylab="VDG G")
> abline(lm(VADY$`VDG G` ~ VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`), col="grey")

> plot(x=VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`, y=VADY$`VDG G`, xlab="MF 60°/s D
couple max moyen/kg", ylab="VDG G")
> abline(lm(VADY$`VDG G` ~ VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`), col="grey")

> plot(x=VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`, y=VADY$`VDG G`, xlab="MF 60°/s G
Couple max moyen/kg", ylab="VDG G")
> abline(lm(VADY$`VDG G` ~ VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`), col="grey")

> plot(x=VADY$`MF 30 D couple max`, y=VADY$`VDG G`, xlab="MF 30°/s D Couple
max", ylab="VDG G")
> abline(lm(VADY$`VDG G` ~ VADY$`MF 30 D couple max`), col="grey")
> plot(x=VADY$`MF 30 G couple max`, y=VADY$`VDG G`, xlab="MF 30°/s G couple
max", ylab="VDG G")
> abline(lm(VADY$`VDG G` ~ VADY$`MF 30 G couple max`), col="grey")

> plot(x=VADY$`MF 60 D couple max`, y=VADY$`VDG G`, xlab="MF 60°/s D couple
max", ylab="VDG G")
> abline(lm(VADY$`VDG G` ~ VADY$`MF 60 D couple max`), col="grey")

> plot(x=VADY$`MF 60 G couple max`, y=VADY$`VDG G`, xlab="MF 60°/s G couple
max", ylab="VDG G")
> abline(lm(VADY$`VDG G` ~ VADY$`MF 60 G couple max`), col="grey")

> plot(x=VADY$`Ratio D couple max moyen`, y=VADY$`VDG G`, xlab="Ratio 60°/s D
Couple max moyen", ylab="VDG G")
> abline(lm(VADY$`VDG G` ~ VADY$`Ratio D couple max moyen`), col="grey")

> plot(x=VADY$`Ratio G couple max moyen`, y=VADY$`VDG G`, xlab="Ratio 60°/s G
Couple max moyen", ylab="VDG G")
> abline(lm(VADY$`VDG G` ~ VADY$`Ratio G couple max moyen`), col="grey")

```

3.3 Lignes de codes des croisements entre variables quantitatives et qualitatives

```
> t.test(VADY$`droitier VDG D`, VADY$`gaucher VDG D`)
```

Welch Two Sample t-test

data: VADY\$`droitier VDG D` and VADY\$`gaucher VDG D`

t = -0.24568, df = 5.5938, p-value =

0.8147

alternative hypothesis: true difference in means is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-9.554385 7.838728

sample estimates:

mean of x mean of y

166.9144 167.7722

```
> wilcox.test(VADY$`droitier VDG D`, VADY$`gaucher VDG D`)
```

Wilcoxon rank sum test with

continuity correction

data: VADY\$`droitier VDG D` and VADY\$`gaucher VDG D`

W = 145, p-value = 0.709

alternative hypothesis: true location shift is not equal to 0

```
> t.test(VADY$`Droitier VDG G`, VADY$`gaucher VDG G`)
```

Welch Two Sample t-test

data: VADY\$`Droitier VDG G` and VADY\$`gaucher VDG G`

t = -0.94902, df = 5.4729, p-value =
0.3826

alternative hypothesis: true difference in means is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-14.581631 6.569257

sample estimates:

mean of x mean of y

167.2883 171.2944

> wilcox.test(VADY\$`Droitier VDG G`, VADY\$`gaucher VDG G`)

Wilcoxon rank sum exact test

data: VADY\$`Droitier VDG G` and VADY\$`gaucher VDG G`

W = 112, p-value = 0.5696

alternative hypothesis: true location shift is not equal to 0

> t.test(VADY\$`droitier MF 30 D`, VADY\$`gaucher MF 30 D`)

Welch Two Sample t-test

data: VADY\$`droitier MF 30 D` and VADY\$`gaucher MF 30 D`

t = -0.52827, df = 6.5757, p-value =

0.6147

alternative hypothesis: true difference in means is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.4881224 0.3117588

sample estimates:

mean of x mean of y

1.581818 1.670000

> wilcox.test(VADY\$`droitier MF 30 D`, VADY\$`gaucher MF 30 D`)

Wilcoxon rank sum test with

continuity correction

data: VADY\$`droitier MF 30 D` and VADY\$`gaucher MF 30 D`

W = 100.5, p-value = 0.3546

alternative hypothesis: true location shift is not equal to 0

```
> t.test(VADY$`droitier MF 30 G`, VADY$`gaucher MF 30 G`)
```

Welch Two Sample t-test

data: VADY\$`droitier MF 30 G` and VADY\$`gaucher MF 30 G`

t = 1.3442, df = 5.342, p-value =

0.2331

alternative hypothesis: true difference in means is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.3175745 1.0425745

sample estimates:

mean of x mean of y

1.6075 1.2450

```
> wilcox.test(VADY$`droitier MF 30 G`, VADY$`gaucher MF 30 G`)
```

Wilcoxon rank sum test with

continuity correction

data: VADY\$`droitier MF 30 G` and VADY\$`gaucher MF 30 G`

W = 179, p-value = 0.1649

alternative hypothesis: true location shift is not equal to 0

```
> t.test(VADY$`droitier MF 60 D`, VADY$`gaucher MF 60 D`)
```

Welch Two Sample t-test

data: VADY\$`droitier MF 60 D` and VADY\$`gaucher MF 60 D`

t = -0.35269, df = 6.8649, p-value =

0.7349

alternative hypothesis: true difference in means is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.3684075 0.2731045

sample estimates:

mean of x mean of y

1.605682 1.653333

> wilcox.test(VADY\$`droitier MF 60 D`, VADY\$`gaucher MF 60 D`)

Wilcoxon rank sum test with

continuity correction

data: VADY\$`droitier MF 60 D` and VADY\$`gaucher MF 60 D`

W = 114, p-value = 0.6013

alternative hypothesis: true location shift is not equal to 0

> t.test(VADY\$`droitier MF 60 G`, VADY\$`gaucher MF 60 G`)

Welch Two Sample t-test

data: VADY\$`droitier MF 60 G` and VADY\$`gaucher MF 60 G`

t = 0.42049, df = 5.5338, p-value =

0.69

alternative hypothesis: true difference in means is not equal to 0

95 percent confidence interval:

-0.2660897 0.3738169

sample estimates:

mean of x mean of y

1.583864 1.530000

> wilcox.test(VADY\$`droitier MF 60 G`, VADY\$`gaucher MF 60 G`)

Wilcoxon rank sum test with
continuity correction

data: VADY\$`droitier MF 60 G` and VADY\$`gaucher MF 60 G`

W = 117, p-value = 0.83

alternative hypothesis: true location shift is not equal to 0

3.4 Lignes de codes des diagrammes en boxplot pour les croisements entre variables quantitatives et qualitatives

```
>boxplot(VADY$`VDG D`~VADY$`membre dominant`, main="VDG D et latéralité",  
xlab="Membre dominant(1=droit, 2=gauche)", ylab="VDG D")
```

```
> t.test(VADY$`membre dominant`, VADY$`VDG D`)
```

```
> boxplot(VADY$`VDG G`~VADY$`membre dominant`, main="VDG G et latéralité",  
xlab="Membre dominant(1=droit, 2=gauche)", ylab="VDG G")
```

```
> boxplot(VADY$`MF 30 D Couple max moyen/kg`~ VADY$`membre dominant`, main="MF  
30°/s D et latéralité", xlab="Membre dominant(1=droit, 2=gauche)", ylab="MF 30°/s D Couple  
max moyen/kg")
```

```
> boxplot(VADY$`MF 30 G Couple max moyen/kg`~ VADY$`membre dominant`, main="MF  
30°/s G et latéralité", xlab="Membre dominant(1=droit, 2=gauche)", ylab="MF 30°/s G Couple  
max moyen/kg")
```

```
> boxplot(VADY$`MF 60 D Couple max moyen/kg`~VADY$`membre dominant`, main="MF  
60°/s D Couple max moyen/kg et latéralité", xlab="Membre dominant(1=droit, 2=gauche)",  
ylab="MF 60°/s D Couple max moyen/kg")
```

```
> boxplot(VADY$`MF 60 G Couple max moyen/kg`~VADY$`membre dominant`, main="MF  
60°/s G Couple max moyen/kg et latéralité", xlab="Membre dominant(1=droit, 2=gauche)",  
ylab="MF 60°/s G Couple max moyen/kg")
```