

## Abréviations

- CORE : stabilisation du tronc / équilibre
- CTRL : contrôle
- LCA : ligament croisé antérieur
- MI : membre inférieur
- NM : neuromusculaire
- PLIO : pliométrie

# Table des matières

1	Introduction .....	1
2	Cadre théorique et problématique.....	2
2.1	Anatomie du genou .....	2
2.1.1	Anatomie descriptive.....	2
2.1.2	Anatomie fonctionnelle .....	2
2.1.2.1	Biomécanique du genou .....	2
2.1.2.2	Le valgus de genou.....	3
2.1.2.3	Biomécanique du saut.....	4
2.1.2.4	Patterns d’atterrissage selon l’âge et le sexe .....	5
2.2	Ligament croisé antérieur.....	5
2.2.1	Mécanisme de lésion du LCA .....	5
2.2.2	Facteurs de risque de rupture du LCA.....	6
2.2.2.1	Facteurs environnementaux.....	6
2.2.2.2	Facteurs anatomiques .....	7
2.2.2.3	Population et sport.....	7
2.2.2.4	Facteurs neuromusculaires et biomécaniques.....	8
2.2.3	Conséquences d’une rupture du LCA.....	8
2.3	Prévention des lésions du LCA.....	9
2.3.1	Les programmes de prévention existants.....	9
2.3.2	Le contenu des programmes.....	9
2.3.2.1	Le renforcement musculaire .....	9
2.3.2.2	La pliométrie .....	9
2.3.2.3	La stabilisation du tronc et équilibre .....	10
2.3.2.4	Autres composants.....	10
2.4	Outils de mesures .....	11
2.4.1	Test d’évaluation : le <i>Drop Vertical Jump</i> (DVJ) .....	11
2.4.2	Outils d’évaluation .....	12
2.4.2.1	L’analyse 3D .....	12

2.4.2.2	L'analyse 2D .....	13
2.5	Problématique .....	13
2.6	Objectifs de recherche.....	14
2.7	Question de recherche.....	14
3	Méthodologie.....	15
3.1	Design .....	15
3.2	Stratégie de recherche .....	15
3.3	Sélection des articles.....	17
3.4	Critères d'inclusion et d'exclusion .....	17
3.5	Etapes de la recherche.....	18
3.6	Evaluation de la qualité.....	20
3.7	Extraction des données et analyse des résultats .....	20
4	Résultats.....	21
4.1	Résultats de la recherche.....	21
4.2	Caractéristiques des études .....	22
4.3	Qualité des études sélectionnées .....	23
4.4	Résultats des études .....	23
5	Discussion.....	26
5.1	Comparaison avec la littérature.....	26
5.2	L'influence des modalités d'intervention.....	26
5.2.1	Durée, fréquence et période d'intervention.....	26
5.2.2	Contenu .....	27
5.2.3	Progression .....	28
5.2.4	Feedback.....	28
5.3	L'influence de la hanche .....	29
5.4	L'influence de l'activité testée .....	30
5.5	L'influence du niveau de risque du valgus .....	30
5.6	Recommandations pour la pratique.....	32
5.7	Limites des études sélectionnées.....	32

5.8	Limites de notre travail .....	33
5.9	Pistes de recherches futures .....	34
6	Conclusion .....	35
	Listes de références bibliographiques .....	36
	Annexes.....	43

# 1 INTRODUCTION

Dans le cadre de ce travail, nous avons décidé de nous pencher sur une thématique en lien avec la prévention des blessures chez les jeunes sportives.

En tant qu'étudiantes en physiothérapie, nous sommes en charge d'une équipe de football féminine de moins de 19 ans. Nous avons pu remarquer que l'articulation du genou est mise à rude épreuve notamment les ligaments croisés qui subissent régulièrement des dommages. Le nombre conséquent de blessures et l'impact de ces dernières au niveau physique, psychologique et même financier chez la joueuse nous ont interpellés.

Nous nous sommes donc interrogées sur la prévention primaire optimale qu'il était possible de mettre en place pour réduire le risque de telles blessures. Effectivement, un physiothérapeute n'agit pas uniquement dans le cadre de la réhabilitation, mais il a également un rôle de promoteur de la santé.

En explorant des pistes concrètes de prévention, nous avons pu déterminer qu'il existait de nombreux facteurs de risque ainsi que divers programmes de prévention déjà mis en place avec un succès encore mitigé. Dans une perspective d'amélioration de l'application de ces derniers, nous avons recherché l'impact réel qu'ils avaient sur le valgus dynamique lors de la réception d'un saut qui est un des principaux facteurs de risque de blessures chez les jeunes athlètes pratiquant des sport à risque. Le but étant de pouvoir réaliser des recommandations cliniques sur le programme et les exercices à privilégier afin de diminuer le valgus dynamique.

## 2 CADRE THÉORIQUE ET PROBLÉMATIQUE

### 2.1 Anatomie du genou

#### 2.1.1 Anatomie descriptive

L'articulation du genou est composée de l'os du fémur, du tibia et de la patella. Elle est de type synoviale et est composée de deux articulations ; fémoro-tibiale et fémoro-patellaire. Afin d'accomplir sa tâche, cette articulation doit être à la fois stable et spécialement mobile (Kamina, 2006).

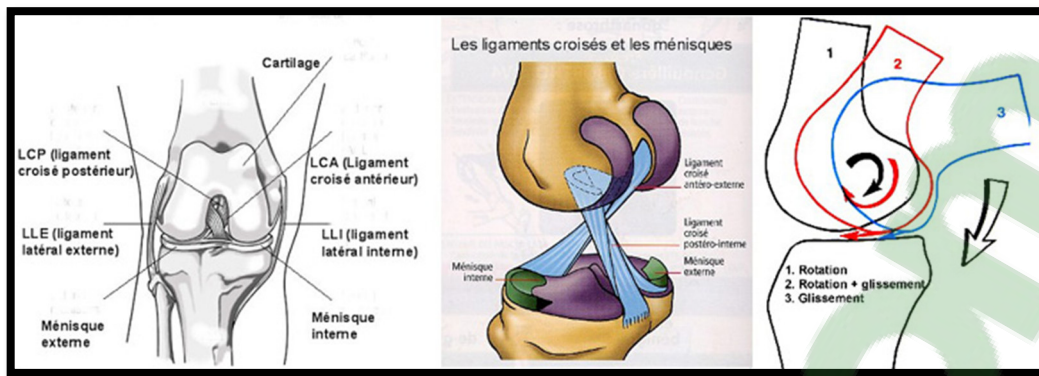
Six moyens d'union différents permettent cet équilibre entre stabilité et mobilité. D'une part, la capsule articulaire qui s'insère proche du cartilage et est composée d'un tissu appelé la synoviale. Celle-ci tapisse la face profonde de la capsule formant une « tente des croisés » qui constitue un repli entourant les deux ligaments croisés. Ensuite, deux ménisques font également office de moyen d'union. Ceux-ci sont des fibrocartilages en forme de croissant. Ils se trouvent sur les bords périphériques des condyles tibiaux et sont fixés à ceux-ci par des attaches. Pour finir, cette articulation contient un système ligamentaire très puissant (Dufour, 2015).

Il existe le ligament collatéral tibial (LCT), le ligament collatéral fibulaire (LCF), le ligament croisé antérieur (LCA), ligament croisé postérieur (LCP), le ligament patellaire, le ligament poplité oblique et le ligament poplité arqué. Ce travail se focalise principalement sur le LCA qui trouve son origine sur le tibia et contre le frein méniscal médial et qui s'insère sur la partie postéro-supérieure de la face médiale du condyle latéral du fémur. Il s'oriente vers le haut, en arrière et en dehors et mesure environ quatre centimètres. De plus, celui-ci est torsadé en deux fascicules antéro-médial et postéro-latéral. Cette torsion permet de garder une certaine tension dans le ligament tout au long du mouvement du genou. Il est, par contre, moins bien vascularisé que le LCP. Le LCA et le LCP forment le pivot central du genou qui est situé en plein centre de l'articulation tout en étant extra-articulaire grâce au repli synovial cité précédemment. Ils sont croisés entre eux dans le plan frontal et sagittal (Figure 1) (Dufour, 2015).

#### 2.1.2 Anatomie fonctionnelle

##### 2.1.2.1 Biomécanique du genou

Les mouvements actifs possibles dans cette articulation sont la flexion, l'extension et les mouvements de rotations lorsque celle-ci est en position de déverrouillage, c'est-à-dire en légère flexion. D'ailleurs, les mouvements de flexion et extension sont forcément accompagnés d'une rotation. Aussi, lors des mouvements du tibia par rapport au fémur, il existe des mouvements de roulement, appelé aussi rotation, et de glissement dans le plan sagittal (Figure 1). (Dufour, 2015)



**Figure 1** : Biomécanique du genou, tiré de Rouxel, 2006

Les os n'ont qu'une faible congruence entre eux. De ce fait, le système ligamentaire, les ménisques et les muscles jouent un rôle très important (Klein & Sommerfeld, 2008).

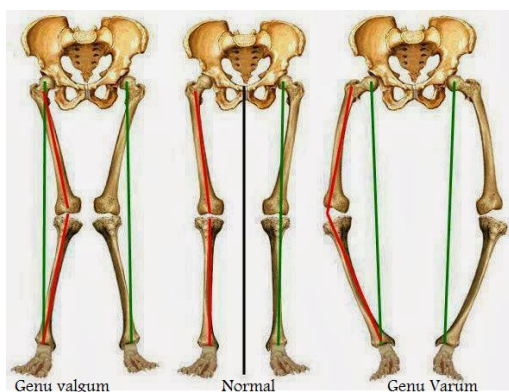
Le LCA a une fonction non négligeable lors des mouvements du genou. De par son anatomie singulière, le LCA limite l'hyperextension du genou, les mouvements rotatoires et la translation antérieure du tibia par rapport au fémur (Acevedo, Rivera-Vega, Miranda, & Micheo, 2014). Gabriel et al. (2004) ajoutent qu'il est spécialement mis en tension entre 60 et 90 degrés de flexion pour sa branche antéro-médiale et lors des 30 derniers degrés d'extension de genou pour sa branche postéro-latérale. Pour finir, il limite aussi le varus et valgus du genou dans tous les degrés de flexion (Acevedo & al., 2014).

### 2.1.2.2 Le valgus de genou

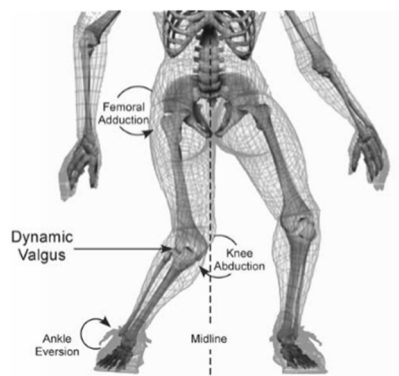
Il existe deux notions différentes de valgus : le valgus anatomique et le valgus dynamique.

Le valgus anatomique est un angle physiologique au niveau du genou. Il est ouvert en dehors de 170-175° entre les axes verticaux de la diaphyse du tibia et du fémur. En raison de la longueur du fémur, l'axe de la diaphyse fémorale n'est pas exactement aligné avec celui de la diaphyse tibiale. De plus, l'axe mécanique du membre inférieur (MI) est une droite qui passe par les centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville. Ces axes sont légèrement obliques vers l'intérieur, dû à la différence d'écartement des hanches et des chevilles. Le valgus anatomique est donc plus important chez les femmes que chez les hommes, car leur bassin est proportionnellement plus large et l'inclinaison de l'axe s'en trouve majorée (Kapandji, 2009)

Bien qu'il existe certaines variations entre individus, l'exagération des angles peut être considérée comme pathologique (Figure 2). Ainsi, l'angle de valgus anatomique peut se trouver davantage fermé à cause d'une déportation interne, créant un genou valgum ou au contraire être inversé à cause d'une déportation externe pour créer un varus (genou varum) (Kapandji, 2009).



(2)



(3)

**Figure 2 :** Différente physiologie de membres inférieurs, tiré de Leòn, 2016

**Figure 3 :** Le valgus dynamique, tiré de Hewett & al., 2005, p. 495

Le valgus dynamique, contrairement au valgus statique, se manifeste lors d'un mouvement qui se mesure en 3D. Il s'agit d'une augmentation momentanée du valgus anatomique qui se présente lors d'activités tels que les changements de direction ou encore les réceptions de saut (Figure 3). Le valgus dynamique de genou (ou abduction de genou) est lié à deux autres composantes qui peuvent fortement l'influencer, soit l'adduction de hanche ainsi que l'éversion de cheville.

Dans le même sens que le valgus anatomique, si le valgus dynamique est important, il peut être pathologique et exposer à un risque plus élevé de blessures, car cela augmente les contraintes sur le LCA (Hewett & al.) Ainsi, il est possible d'observer chez une personne la présence d'un angle de valgus anatomique non pathologique, mais d'un valgus dynamique important lors d'un mouvement. Ceci s'explique notamment par un manque de contrôle neuromusculaire ou de force (LaBella, Hennrikus & Hewett, 2014).

### 2.1.2.3 *Biomécanique du saut*

Le principe du saut consiste en une élévation du centre de gravité par une mise en appui dynamique qui produit une énergie de détente (Dufour & Pillu, 2007). Le saut est un mouvement de base dans le sport. Il en existe plusieurs variantes selon le but poursuivi, mais le plus facile d'entre eux à analyser est le saut vertical sans prise d'élan. Ce dernier peut être décomposé en 4 phases (Grimshaw & Burden, 2006):

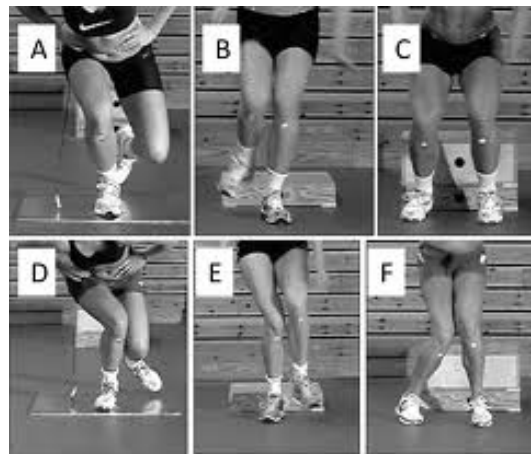
- La phase du contre-mouvement, qui commence à partir du premier mouvement jusqu'à la flexion maximale de genou.
- La phase de propulsion, qui se déroule de la flexion maximale de genou jusqu'à l'envol.
- Le vol, qui est entre le moment d'envol jusqu'à la réception.
- La phase de réception, qui a lieu lors du premier contact au sol jusqu'à la fin du mouvement.



Le moment le plus critique se situe dans la première partie de l'amortissement. C'est-à-dire à partir du contact initial au sol, lorsque que le genou est proche de l'extension, jusqu'à quelques millisecondes après. C'est dans cette phase que le plus de blessures sont enregistrées (Krosshaug & al., 2007). Il faut ajouter aussi que les forces en jeu sont plus importantes que lors des autres phases car le corps ainsi que son accélération doivent être ralentis. (Dufour & al., 2007)

#### 2.1.2.4 Patterns d'atterrissage selon l'âge et le sexe

La littérature met en avant une différence de pattern dans les exercices d'atterrissage entre les femmes et les hommes. En effet, il semblerait que les femmes atterrissent avec plus d'extension de genou et plus de flexion plantaire de cheville que les hommes (Decker & al., 2003). Ces dernières présentent aussi un valgus dynamique de genou plus important, ce qui les expose à davantage de risques de blessures (Figure 4) (Ford, Myer & Hewett, 2003).



**Figure 4 :** Situations de valgus dynamique lors de la réception d'un saut, tiré de fitness : différence hommes/femmes, 2016

En plus du sexe, une différence de pattern semble s'installer avec la croissance et la puberté. Ford, Shapiro, Myer, Van Den Bogert et Hewett (2010) montrent chez les adolescentes une augmentation significative du valgus dynamique de genou avec la puberté, ce qui majore de manière encore plus importante le risque de blessures. En comparaison, aucune différence significative n'est visible chez les hommes avec la croissance (Ford & al., 2010).

## 2.2 Ligament croisé antérieur

### 2.2.1 Mécanisme de lésion du LCA

Plus de 70% des ruptures du LCA surviennent sans contact, c'est-à-dire en l'absence de contact corps à corps entre les joueuses et/ou de coup direct sur la jambe (LaBella & al., 2014). Ainsi, selon Acevedo et al. (2014) cette lésion arrive le plus régulièrement lors de la réception d'un saut, d'un changement de direction ou lors d'une décélération brusque.

La position souvent rencontrée chez les femmes lors d'une rupture du LCA est la suivante : une réception avec la hanche et le genou proche de l'extension, une position du genou en valgus, une rotation médiale du tibia et un pied en pronation (Acevedo et al., 2014). On remarque effectivement que cette description ressemble particulièrement à la position en valgus dynamique citée précédemment.

De plus, selon Hewett et Myer (2010), un déplacement latéral du tronc dû à une faiblesse du contrôle moteur de celui-ci accompagné d'un valgus dynamique du genou serait un élément essentiel du mécanisme de lésion du LCA sans contact chez les athlètes féminines.

## 2.2.2 Facteurs de risque de rupture du LCA

Il existe une variété de facteurs de risque de blessure du LCA. Ceux-ci sont souvent regroupés en deux catégories : facteurs extrinsèques et intrinsèques (LaBella & al., 2014) (Tableau 1). Dans la première catégorie, nous retrouvons les facteurs de risque en lien avec l'environnement, le matériel et le sport. Dans la deuxième catégorie, LaBella et al. (2014) mettent en évidence les composantes anatomiques, hormonales, neuromusculaires et biomécaniques.

**Tableau 1** : Liste des facteurs de risque de rupture du LCA, tiré de Alentorn-Geli & al., 2009 ; Acevedo & al., 2014

Facteurs de risque extrinsèques	Facteurs de risque intrinsèques
Conditions météorologiques	IMC (indice de masse corporel)
Types de chaussures	Taille du notch intercondyalaire
Types de terrain	Recurvatum de genou
Type de sport	Laxité articulaire générale
Niveau de compétition	Génétique
	Antécédent de blessure du LCA
	Sexe ; femme
	Adolescence
	Cycle menstruel (pré-ovulatoire)
	Valgus dynamique du genou
	Alignement du membre inférieur
	Fatigue

### 2.2.2.1 Facteurs environnementaux

Le type de chaussures et la surface du terrain ont une influence sur le risque de rupture du LCA (Lambson, Barnhill & Higgins, 1996). Par exemple, dans les sports d'extérieur, plus de blessures du LCA sont répertoriées sur les terrains synthétiques que les terrains en gazon (Acevedo & al., 2014). Finalement, les conditions météorologiques influencent la surface de contact entre les chaussures et le type de terrain (Acevedo & al., 2014).

### 2.2.2.2 Facteurs anatomiques

L'espace intercondyloire (ou notch intercondyloire) ainsi que la taille et l'épaisseur du LCA sont des facteurs de risque reconnus (Dienst & al., 2007 ; Smith & al., 2012). Myer, Ford, Paterno, Nick et Hewett (2008) mettent également en avant le risque de laxité ligamentaire généralisée. En effet, elle influence particulièrement le risque de rupture du LCA chez les athlètes féminines pratiquant des sports à risque. Uhorchack et al. (2003) ajoutent que les sportives avec une laxité généralisée ont 2,7 fois plus de chance de se blesser que les autres.

Par ailleurs, certaines postures en statique semblent être plus à risque, tel que ; un recurvatum de genou, appelé aussi hyperextension, une position en pronation de l'articulation de la sous-talienne et un naviculaire infériorisé (Loudon, Jenkins & Loudon, 1996). Pour finir, un indice de masse corporelle élevé peut aussi augmenter le risque de rupture du LCA (Uhorchack & al., 2003). Ce facteur anatomique est intéressant car modifiable.

### 2.2.2.3 Population et sport

Un facteur de risque très sensible est celui du sexe. Selon Hewett et al. (2005) les adolescentes ont un risque 4 à 6 fois plus élevé de se blesser que les hommes pratiquant le même sport. Ce ratio est spécialement vrai entre 14 et 18 ans puis tend à s'équilibrer à l'âge adulte (Renstrom & al., 2008). Ceci peut être expliqué par le fait que l'on retrouve à cet âge une augmentation importante du poids, de la taille et de la longueur des os (LaBella & al., 2014). Le tibia et le fémur sont les deux os les plus longs du corps et, de par leur croissance accrue à l'adolescence, cela augmente considérablement les contraintes sur le genou (Hewett, Myer & Ford, 2004). Ils ajoutent encore que grandir provoque des changements au niveau du centre de masse et entraîne, ainsi, plus de difficultés à équilibrer le corps. Les adolescents, grâce à la testostérone qui stimule les muscles à développer la force, la puissance et la coordination, ont un meilleur contrôle neuromusculaire que les adolescentes (Hewett & al., 2004).

Certaines études expliquent encore cette différence entre hommes et femmes en lien avec le cycle menstruel (Acevedo & al., 2014). Cependant, il n'y a encore aucun consensus sur cette question. En effet, certains chercheurs ont observé une augmentation des ruptures de LCA lors de la phase pré-ovulatoire alors que d'autres ont noté un tel accroissement lors de la phase post-ovulatoire (Beynon & al., 2006 ; Ruedl, & al., 2009 ; Slauterbeck & al., 2002).

Pour finir, le sport pratiqué est aussi un indicateur du risque de blessures du LCA. Le football, le basketball, le handball, le volleyball, la gymnastique et le ski alpin sont considérés comme les sports les plus à risque (Renstrom & al., 2008). En effet, ces sports demandent des accélérations et décélérations rapides, des changements de direction et des mouvements dits de pivots (LaBella & al., 2014). C'est effectivement lors de telles tâches que le LCA est mis sous tension (cf Mécanisme de lésion du LCA).

#### 2.2.2.4 Facteurs neuromusculaires et biomécaniques

Les facteurs de risques neuromusculaires et biomécaniques ont retenu l'attention de beaucoup de chercheurs car ils sont modifiables (Acevedo & al., 2014). Hewett et al. (2005) ont pu démontrer qu'un angle ainsi qu'un moment de force excessif de valgus dynamique de genou lors de la réception d'un saut était le principal facteur de risque de blessure du LCA chez les femmes. Ceux-ci expliquent, par contre, que la flexion de genou et de hanche ne sont pas des facteurs de risque significatifs. Cependant, de nombreuses études affirment que la flexion de genou, les mouvements d'adduction et de rotation médiale de hanche sont également des prédicteurs de ruptures du LCA (Griffin & al., 2000 ; LaBella & al., 2014 ; Renstrom & al., 2008 ; Acevedo & al., 2014). La littérature étant controversée en ce qui concerne ces derniers paramètres, le valgus dynamique est spécialement traité dans ce travail.

La force et la coordination musculaire sont aussi importantes pour éviter les blessures du LCA étant donné qu'elles influencent directement la biomécanique du membre inférieur et le stress sur le LCA (McClean, Lipfert & van der Bogert, 2004). En effet, une activation du quadriceps avant celle des ischio-jambiers, lors de mouvements sportifs, intensifie la translation antérieure du tibia. Ceci augmente les contraintes sur le LCA et influence le valgus dynamique (LaBella & al., 2014). D'ailleurs, ce mécanisme est spécialement rencontré chez les femmes (Hewett & al., 2004).

#### 2.2.3 Conséquences d'une rupture du LCA

Selon une statistique de l'assurance-accidents LAA, environ 10'000 à 12'000 blessures du genou, avec atteinte du LCA, sont recensées chaque année en Suisse. Les trois-quarts sont imputables à des accidents de sport, principalement au niveau du ski et du football (Fédération Suisse des Patients, n.d.).

Une rupture du LCA engendre de nombreuses conséquences dont un coût important. Par exemple, il faut savoir qu'en Suisse, le football est responsable de près de 42 262 blessures avec un coût estimé à 145 millions de francs en 2003 (Dvořák, Bizzini & Junge, n.d.).

Outre l'aspect financier, cette blessure a un impact physique. Pour les athlètes, il est souvent difficile de retrouver le niveau de jeu antérieur à l'accident après la rééducation (LaBella & al., 2014). De plus, l'ossature n'étant pas encore mature durant l'adolescence, une chirurgie sur ce squelette encore fragile pourrait provoquer des perturbations de croissance (Otzuki, Kuramochi & Fukubayashi, 2014).

Il a aussi été observé qu'une telle opération provoquait souvent une diminution de la moyenne des notes à l'école (LaBella & al., 2014). En effet, la prise en charge engendre des absences scolaires et a un impact sur le moral de l'élève.

Pour finir, la rupture du LCA peut provoquer une arthrose précoce du genou (Caine & Golightly, 2011). Étant donné son aspect dégénératif, elle a un impact tôt dans la qualité de vie et provoque éventuellement un arrêt du sport prématuré (LaBella & al., 2014).

## 2.3 Prévention des lésions du LCA

### 2.3.1 Les programmes de prévention existants

La prévention étant primordiale pour des accidents conséquents comme les blessures de LCA, de nombreux programmes de prévention ont été élaborés et mis en place chez les athlètes avec un succès mitigé. Parmi ces derniers, plusieurs d'entre eux ont prouvé leur efficacité. Le PEP (Prevent Injury and Enhance Performance Program), le KIPP (Knee Injury Prevention Program) et le Sportsmetrics Program sont efficaces pour les footballeuses (Noyes & Barber-Westin, 2013). Pour ces dernières le programme FIFA 11 est aussi couramment proposé, mais son efficacité est controversée. Mayo, Seijas et Alvarez (2014) soutiennent son efficacité pour les footballeuses d'élites en fonction de leur exposition au risque, mais Steffen, Myklebust, Olsen, Holme et Bahr (2008) ne montrent pas de diminution significative des blessures après l'intervention.

Le Sportsmetrics Program est aussi recommandé pour d'autres types d'athlètes comme les volleyeuses et les basketteuses (Michaelidis & Koumantakis, 2014).

### 2.3.2 Le contenu des programmes

Les contenus et durées des programmes sont variables. Ils sont construits sur la base des différents facteurs de risques biomécaniques identifiés (Griffin & al., 2000). Les programmes neuromusculaires (NM) se constituent généralement de plusieurs composants incluant du renforcement musculaire, de la pliométrie (PLIO), des exercices d'équilibre et de stabilisation du tronc (CORE), des exercices d'agilité, ainsi que pour certains de la course, ou des étirements.

#### 2.3.2.1 Le renforcement musculaire

Généralement global, le renforcement musculaire se focalise tout de même souvent sur les membres inférieurs avec des exercices de renforcement des quadriceps, des ischio-jambiers et des gastrocnémiens (Mandelbaum & al., 2005).

#### 2.3.2.2 La pliométrie

La pliométrie consiste à réaliser des exercices de série de sauts. Le but de ces exercices au niveau de l'entraînement de base est de développer des qualités physiques comme la puissance et l'explosivité (Dufour, 2009). Au sein des interventions de prévention, son objectif est centré sur l'apprentissage de la réception de sauts bipodaux et unipodaux dans diverses directions en gardant un maximum d'alignement du MI pour diminuer les contraintes biomécaniques sur le LCA (Myer & al., 2005). L'entraînement d'ajustements posturaux adéquats ainsi que de pré-contractions volontaires permettraient aussi de diminuer potentiellement les risques de blessures de ligament, notamment en diminuant le moment de valgus du genou (Besier, Lloyd, Ackland & Cochrane, 2001).

La pliométrie a déjà prouvé son efficacité sur l'incidence des blessures du LCA chez les femmes (Hewett, Lindenfeld, Riccobene & Noyes, 1999).

### 2.3.2.3 La stabilisation du tronc et équilibre

Ces exercices sont souvent réunis sous le terme de « core stability », « core strength » et/ou « balance ». La stabilisation du tronc semble être un élément important au sein des programmes neuromusculaires. En effet, Willson, Dougherty, Lloyd Ireland et McClay Davis (2005) mettent en avant le fait que, même si toutes les blessures ne sont pas directement liées à des déficiences au niveau du tronc, ce dernier est important car les fonctions de ces muscles sont liées et influencent toutes les structures du membre inférieur.

Les exercices de stabilisation et équilibre consistent à développer l'équilibre et la proprioception grâce à des exercices/mouvements réalisés dans diverses positions sur des surfaces stables ou instables, avec plus ou moins de perturbations visuelles selon le niveau souhaité (Figure 5) (Myer & al., 2005). Le but principal de ces exercices est de développer la coordination et la stabilité corporelle suffisamment pour que l'athlète puisse maintenir un équilibre et une posture adaptée et éviter les mauvaises positions articulaires en redirigeant les forces comme il le souhaite lors de ses atterrissages (Brown & al., 2014).



**Figure 5 :** Exemple d'exercices de stabilisation, tiré de Myer & al., 2005, p.55

### 2.3.2.4 Autres composants

Certains programmes NM incluent des exercices de courses afin de développer l'explosivité, la mécanique de course et la résistance musculaire à la fatigue (Myer & al., 2005). Mandelbaum et al. (2005) incluent aussi dans le PEP des exercices d'étirements pour le tronc et les MI.

Comme dit précédemment, les variantes de programmes dits « neuromusculaires » sont nombreuses, il n'y a pas de consensus et la composition idéale reste peu claire selon Taylor, Waxman, Richter et Shultz (2013).

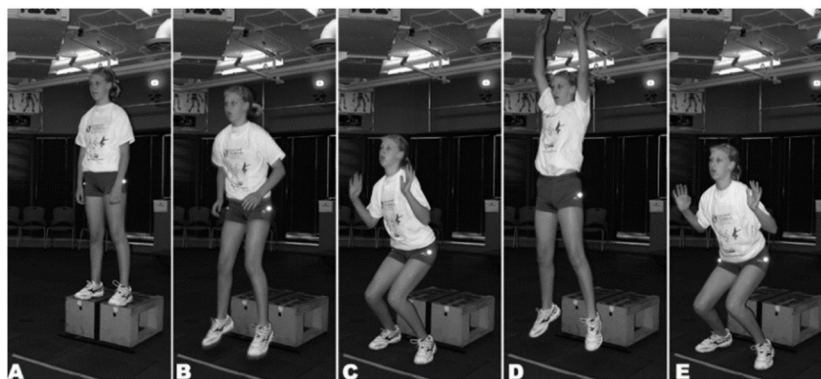
## 2.4 Outils de mesures

### 2.4.1 Test d'évaluation : le *Drop Vertical Jump* (DVJ)

La présence de facteurs de risque de blessures est testée de différentes manières lors de tâches qui mettent sous contrainte le LCA. Parmi ces tests, les tâches d'atterrissage sont fréquemment testées au travers du *drop landing*, du *drop vertical jump* et du *side step cutting* (Fox, Bonacci, McLean, Spittle & Saunders, 2014). Dufour (2009) nomme aussi le *squat jump* et le *contre-mouvement jump*. Il faut savoir que chaque saut permet de tester différentes caractéristiques ou phases critiques et qu'en tant que test, ce dernier, doit être adapté à la discipline sportive (Dufour, 2009).

Ce travail est centré sur le *drop vertical jump* (DVJ). En effet, Ford, Myer et Hewett (2003) ont démontré pour ce test une grande fiabilité pour mesurer les différents paramètres biomécaniques du genou et de la hanche. De plus, Hewett et al. (2005) avancent que la présence plus élevée d'un angle ainsi que d'un moment de valgus au niveau du genou est un facteur prédictif de blessures du LCA chez les jeunes athlètes pratiquant du football, du basketball ainsi que du volleyball. Ce test montre une bonne sensibilité (78%) et spécificité (73%).

Les protocoles d'études du DVJ ne sont pas réellement standardisée (Dufour, 2009), cependant Hewett et al. (2005) ont mis en place un protocole qui est régulièrement suivi au sein des études. Cette épreuve consiste à placer le sujet sur une marche d'une hauteur de 31cm avec les pieds écartés de 35cm. La personne reçoit ensuite comme instruction de sauter en bas de la marche, puis de réaliser directement un saut vertical maximal en levant les bras comme si elle sautait vers un panier de basket (Figure 6). Trois essais réalisés avec succès sont enregistrés et les mesures sont prises lors du saut en contrebas (Hewett & al., 2005). Il faut savoir que les conditions de tests peuvent légèrement varier selon les études notamment au niveau de la hauteur de la marche ou encore des consignes données (Dufour, 2009).



**Figure 6** : Le drop vertical jump, tiré de Quatman & al., 2006, p. 3

## 2.4.2 Outils d'évaluation

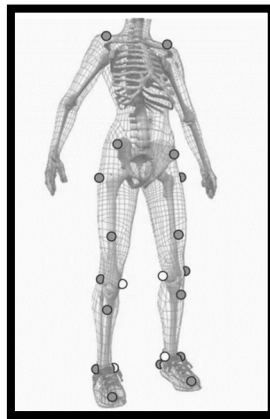
L'évaluation des paramètres biomécaniques peut se faire en 3D ou en 2D. Plusieurs études montrent une bonne corrélation entre les deux types d'analyse au niveau de chaque plan (Mizner, Chmielewski, Toepke et Tofte, 2012 ; Myer, Ford, Khoury, Succop et Hewett, 2010b).

Comme pour toutes composantes biomécaniques, deux paramètres différents peuvent être pris en compte pour mesurer le valgus dynamique. Premièrement, il est possible de mesurer l'angle de déplacement des différents segments dans une direction donnée par rapport à une position anatomique de base (Hewett & al, 2005) Ensuite, le moment de force peut être évalué. Comme le décrit Grimshaw et Burden (2006), « Le moment d'une force correspond à la tendance de cette force à produire une rotation. [...] En biomécanique, le moment d'une force produit l'accélération angulaire à l'origine des rotations des membres. Ces rotations s'effectuent autour d'axes de rotations » (p. 142).

### 2.4.2.1 L'analyse 3D

L'analyse 3D consiste en une analyse du mouvement dans les 3 plans de l'espace grâce à une modélisation 3D réalisée à l'aide d'une instrumentation technologique. Le matériel se résume à des marqueurs, des programmes de visualisation 3D reliés à des caméras et des plateformes de forces.

Les marqueurs réfléchissants sont placés sur les sujets et permettent de générer l'image en 3D grâce aux programmes d'analyse de mouvement (Hewett & al., 2005). Ces marqueurs sont placés généralement bilatéralement sur des endroits anatomiques précis. Le nombre de marqueurs ainsi que leurs emplacements peuvent varier selon les protocoles (Figure 7). Par exemple, Pfile et al. (2013) place les marqueurs bilatéralement au niveau ; de la tête du 2ème métatarsien, du calcaneus, de la malléole latérale, latéralement sur la mi-jambe, latéralement sur le condyle fémoral, et latéralement sur la mi-cuisse. Ils en placent aussi au niveau des hanches et du sacrum. Pour capter les mouvements du tronc, ils en ajoutent sur le sternum, le processus xiphoïde, les processus épineux de C7 et T10 et bilatéralement sur les acromions.



**Figure 7 :** Autre exemple de placement de marqueurs, tiré de Hewett et al., 2005, p.494



Ensuite, des caméras digitales reliées à des programmes d'analyse de mouvement filment le déplacement des marqueurs et le transforme en modèle 3D (Hewett & al., 2005).

Au début de l'analyse, une première image est prise en position statique pour l'aligner avec le système de coordination du laboratoire. Cela permet aussi de détecter les variations anatomiques individuelles et de poser le valgus anatomique comme le point 0. Les trajectoires des différents marqueurs sont ensuite quantifiées pour en déduire les différents mouvements articulaires comme la flexion/extension et le varus/valgus de genou.

Les plateformes ont comme rôle de collecter les forces de réaction du sol, qui sont ensuite synthétisées avec les résultats des analyses de mouvements. Cela permet notamment de déterminer la phase initiale de l'atterrissage avec le moment de premier contact au sol. Hewett et al. (2005) évaluent la biomécanique articulaire du DVJ grâce à deux plateformes espacées de 8cm afin qu'un pied atterrisse sur chacune d'entre elles. Les moments de forces sont ensuite calculés grâce aux données de déplacement des marqueurs reportés par les caméras et aux forces révélées par la plateforme.

#### 2.4.2.2 L'analyse 2D

L'analyse 2D consiste à filmer des images sur le plan frontal et sagittal comme le propose Otzuki et al. (2014). Des marqueurs sont placés sur des structures anatomiques fixes afin de donner des repères quand le mouvement est filmé. Le déplacement en valgus du genou est défini grâce au plan frontal par le déplacement du marqueur sur la patella entre la phase du contact initial et le pic maximal de déplacement médial.

Dans certains cas, le moment de valgus théorique peut être calculé à partir d'un algorithme : Le *pKAM* (*probability of a high knee abduction moment*) qui a une sensibilité de 73% et une spécificité de 70%. Développé par Myer, Ford, Khoury, Succop et Hewett (2010b), il permet de prédire les blessures du LCA en détectant notamment l'augmentation du moment maximal de valgus grâce à des mesures en 2D. Cet algorithme utilise les mesures de l'angle de valgus de genou, l'amplitude de mouvement de flexion de genou, le poids corporel, la longueur du tibia, et le ratio de force entre quadriceps et ischio-jambiers. Cet algorithme permet d'obtenir une mesure en corrélation avec l'analyse 3D, tout en étant plus accessible et moins coûteux (Otzuki & al., 2014).

## 2.5 Problématique

En Suisse, le sport féminin est en pleine expansion. En effet, le nombre de licenciées dans le football féminin est passé de 11'500 en 2004 à 27'000 en 2015 (Renard, 2015). En plus de cette augmentation importante, il y a une recherche incessante de performance, qui correspond aussi à un nombre augmenté de blessures (Bureau de prévention des accidents, 2015). La rupture du LCA est le problème le plus répandu dans la médecine du sport, plus particulièrement chez les athlètes adolescentes qui pratiquent

des sports de pivots ou de contacts comme le football, le basketball ou encore le volleyball qui sont des sports dit " à risque" (Renstrom & al., 2008).

Comme avancé précédemment, les lésions du LCA ont un impact conséquent au niveau physique, psychologique et financier chez les sportifs. Il est donc important d'intervenir au niveau de la prévention primaire contre de telles blessures. De ce fait, il existe de nombreux programmes de préventions et de nombreuses revues de la littérature traitant le sujet des jeunes femmes athlètes et de la prévention de ces blessures. Ces revues se penchent principalement sur l'influence des programmes sur l'incidence des ruptures du LCA et prouvent l'efficacité de plusieurs d'entre eux. (Barber-Westin, Noyes, Smith, & Campbell, 2009; Michaelidis & Koumantakis, 2014; Noyes & Barber-Westin, 2014).

Toutefois, il perdure un manque de connaissance concernant les mécanismes d'action réels de ces programmes. En effet, bien qu'ils aient démontré une réduction du nombre de blessure, nous ignorons de quelle manière et sur quels facteurs de risque ils agissent. Les facteurs biomécaniques sont les plus visés par les programmes de prévention car ces derniers sont modifiables. L'un des plus importants est le valgus dynamique de genou. Ce dernier est particulièrement présent chez les femmes et significativement corrélé avec le risque de blessure du LCA (Hewett & al., 2005). Jusqu'à ce jour, l'effet des interventions de prévention sur la biomécanique du genou notamment le valgus dynamique n'a été recherché que par une seule revue (Pappas & al., 2014). Cependant, ces derniers ne se ciblent pas sur la population la plus nécessiteuse qui est les jeunes athlètes féminines.

Suite aux différents éléments relevés, nous constatons qu'il y a un besoin de compréhension plus approfondie concernant les différents effets des programmes de prévention de rupture de LCA sur la biomécanique et notamment le valgus dynamique de genou chez les athlètes adolescentes.

## 2.6 Objectifs de recherche

L'objectif principal de ce travail est de déterminer si les différentes interventions neuromusculaires visant à prévenir les blessures du LCA suffisent à modifier le valgus dynamique de genou chez les jeunes athlètes féminines lors d'un DVJ.

Notre objectif secondaire et sous-jacent est de définir si une intervention est plus efficace qu'une autre sur ce facteur de risque modifiable chez les sportives adolescentes.

## 2.7 Question de recherche

Quels sont les effets d'une intervention ou d'un programme de prévention des blessures du LCA sur le valgus du genou lors d'un DVJ chez les jeunes femmes athlètes de 13 à 18 ans pratiquant un sport à risque ?

### 3 MÉTHODOLOGIE

Dans ce chapitre, nous allons exposer notre procédure de recherche, ainsi que la justification de nos divers choix.

#### 3.1 Design

Nous avons réalisé une revue de la littérature non-systématique de type quantitatif, narratif. Cette forme est adaptée pour répondre à notre question qui est de se demander s'il y a un changement biomécanique, mais aussi dans quelle proportion.

#### 3.2 Stratégie de recherche

La recherche d'article a eu lieu de septembre 2015 au 9 février 2016. Les bases de données Pubmed, Cinahl, Pedro et Cochrane ont été sélectionnées et la recherche a été limitée aux articles en anglais ou français. Ces bases de données ont été choisies pour leur pertinence en lien avec notre question et nos objectifs de recherche. De plus, elles sont disponibles à la Haute Ecole de Santé Vaud (HESAV).

Lors d'une première recherche exploratoire, nous avons déterminé les mots-clefs et descripteurs adaptés à notre recherche au sein de chaque base de données et pour chaque thème d'inclusion (Tableau 2). Ensuite, nous avons construit différentes équations de recherche pour chaque base de données, puis effectué notre recherche. Après la sélection de nos articles, nous avons procédé à une recherche manuelle dans la littérature grise afin d'éventuellement compléter nos résultats.

**Tableau 2:** Mots-clefs, descripteurs et équations finales par base de données

Bases		PUBMED		CINHAL		COCHRANE	
Thèmes	Descripteurs	Mots-clefs	Descripteurs	Mots-clefs	Descripteurs	Mots-clefs	
<b>Population</b>	"Female"[Mesh], "Adolescent"[Mesh]	female, adolescen*	-	-	[Adolescent], [Female]	adolescen*, femal*	
<b>Athlète/sport</b>	"Athletes"[Mesh], "Athletic Injuries"[Mesh]	Athlet*	MH "Athletes+", MH "Sports+", MH "Jumping", MH "Athletic Injuries+/PC"	-	[Athletes]	athlet*	
<b>Genou</b>	"Knee Injuries"[Mesh], "Knee Joint"[Mesh], "Lower Extremity"[Mesh;NoExp], "Knee"[Mesh]	knee, "lower extremity", knee, "lower extremity",	-	-	[Knee], [Knee Injuries], [Knee Joint], [Lower Extremity]	knee, "lower extremi*"	
<b>LCA</b>	"Anterior Cruciate Ligament"[Mesh]	"anterior cruciate ligament", ACL	MH "Anterior Cruciate Ligament Injuries/PC",	-	[Anterior Cruciate Ligament],	"anterior cruciate ligament"	
<b>Biomécanique</b>	"Biomechanical Phenomena"[Mesh]	kinetic*, kinematic*, mechanics	MH "Biomechanics+"	kinetics, kinematics	[Biomechanical Phenomena], [Kinetics]	kinetic*, kinematic*, biomechanic*, mechanic*	
<b>Prévention/ blessures</b>	"prevention and control" [Subheading],	prevention	-	-	[Accident Prevention], [Primary Prevention]	prevention	
<b>Equation</b>	((((("Athletes"[Mesh] OR "Athletic Injuries"[Mesh] OR athlet*))) AND ("Biomechanical Phenomena"[Mesh] OR mechanics OR kinematic* OR kinetic*)) AND ("Knee Injuries"[Mesh] OR "Knee Joint"[Mesh] OR "Lower Extremity"[Mesh;NoExp] OR "Knee"[Mesh] OR "Anterior Cruciate Ligament"[Mesh] OR knee OR acl OR "anterior cruciate ligament")) AND ("Female"[Mesh] OR female)) AND ("Adolescent"[Mesh] OR adolescen*))) AND ("prevention and control" [Subheading] OR prevention))	( (MH "Athletes+" ) OR (MH "Sports+" ) OR (MH "Jumping" ) ) AND ( (MH "Anterior Cruciate Ligament Injuries/PC" ) OR (MH "Athletic Injuries+/PC" ) AND ( (MH "Biomechanics+" ) OR kinetics OR kinematics ) )	Limites - Language: English, French, Sex: Female; Age Groups: Adolescent: 13-18 years	(([Adolescent] OR adolescen* AND ([Female] OR femal*)) AND ([Athletes] OR athlet*)) AND ([Biomechanical Phenomena] OR [Kinetics] OR kinetic* OR kinematic* OR biomechanic* OR mechanic*) AND ([Knee] OR [Knee Injuries] OR [Knee Joint] OR [Lower Extremity] OR [Anterior Cruciate Ligament] OR knee OR "lower extremi*" OR "anterior cruciate ligament") AND ([Accident Prevention] OR [Primary Prevention] OR prevention))			
<b>Résultat (09.02.2016)</b>	85	55	25				

### 3.3 Sélection des articles

Les articles ont été sélectionnés selon différents critères déterminés par le PICO (Tableau 3).

**Tableau 3** : Critères d'inclusion et d'exclusion

Items	Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
Population	- Athlètes féminines -Adolescentes mineures entre 13-18ans -Pratiquant un sport d'équipe à contact ou pivot	-Population incluant des hommes ou des femmes adultes (+18 ans). -Population incluant des jeunes femmes non-athlètes.
Interventions	Programme ou intervention de prévention des blessures du LCA avec et sans matériel	Intervention non-décrite
Outcomes	-Paramètres cinématiques et/ou cinétiques du genou -Angle et/ou moment de valgus ou abduction max. du genou	-Pas d'évaluation de paramètres cinématiques, cinétiques ou de valgus de genou - Pas de résultats chiffrés pré-post test pour chaque intervention
Outils/test d'évaluation	Drop-vertical jump (DVJ)	-Maximal vertical jump -Squat jump -Stop jump -Side-cutting - Réception au sol unipodal

### 3.4 Critères d'inclusion et d'exclusion

Pour la population, nous avons ciblé la tranche d'âge la plus à risque de blessure du LCA. Les adolescentes entre 13 et 18 ans ont été visées car selon LaBella et al. (2014) cette population est la plus sensible aux ruptures du LCA. De plus, nous avons choisi des jeunes femmes pratiquant un sport de contact ou pivot. C'est effectivement au sein de ces sports que nous rencontrons le plus d'atteintes du LCA (Renstorm & al., 2008).

Concernant les interventions, leur but primaire doit être la prévention des blessures du genou. Par ailleurs, le protocole d'intervention doit être décrit de manière précise dans l'article afin de pouvoir être discuté et confronté aux autres interventions au sein de la revue.

Au niveau des résultats, le valgus du genou est la mesure la plus corrélée avec les blessures du LCA (Hewett & al., 2005). L'étude doit donc évaluer au moins l'angle ou le moment maximum de valgus de

genou parmi ses tests. De plus, des résultats doivent être présents et exploitables séparément pour chaque intervention.

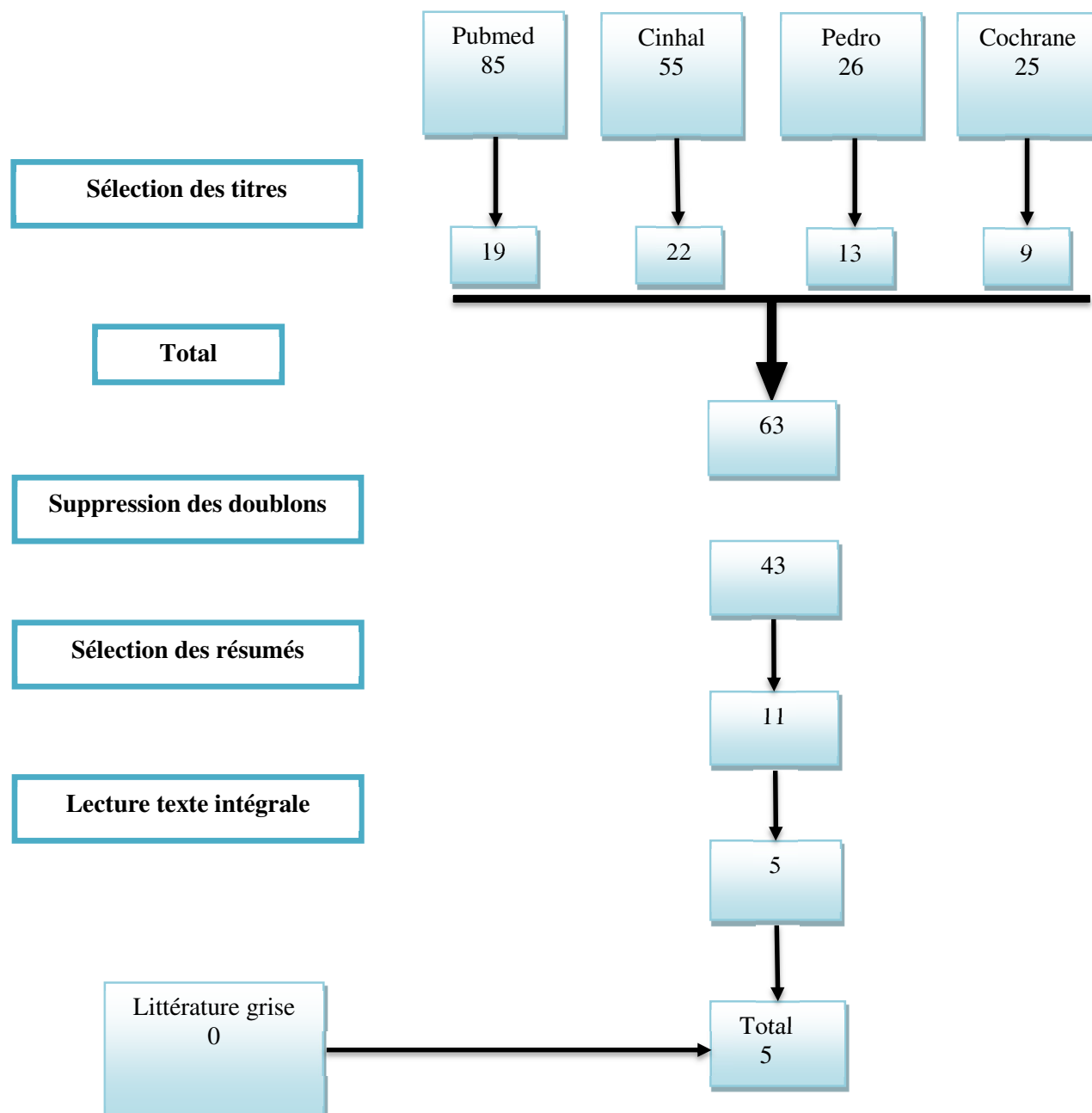
L'activité testée doit être standardisée, fiable et reproductible. Dans le cadre de ce travail, le test sélectionné est le DVJ car il s'avère que ce dernier, même s'il est peu reproduit sur le terrain dans l'action par les joueuses, démontre une bonne corrélation avec le risque de blessure du LCA (Hewett & al., 2005).

### 3.5 Etapes de la recherche

Voici les différentes étapes poursuivies pour atteindre le résultat de la recherche :

1. Identification d'un sujet d'intérêt et recherche exploratoire dans la littérature pour en connaître l'état actuel.
2. Identification du sujet plus ciblé avec la question de recherche et les mots-clés pertinents à utiliser.
3. Application de l'équation de recherche au sein des différentes bases de données.
4. Lecture et sélection des titres
5. Elimination des doublons
6. Sélection des articles sur lecture des abstracts
7. Sélection des articles selon la lecture des textes entiers
8. Recherche manuelle dans la littérature grise pour d'éventuels textes supplémentaires.
9. Evaluation de la qualité par la grille de lecture McMaster et le niveau de preuve par la grille Joanna Briggs Institute (JBI)

**Diagramme 1 :** Etapes de sélection des articles de la revue



### 3.6 Evaluation de la qualité

Afin d'évaluer la qualité des articles sélectionnés, la grille McMaster a été utilisée. Cette dernière est une grille de lecture critique qui possède huit rubriques ainsi que des guidelines permettant d'analyser les différentes parties d'un article de type quantitatif (Law et al., 1998). La trame de la grille McMaster est disponible en [Annexe I]. Cette grille de lecture s'est montrée particulièrement adaptée à nos besoins. En effet, les designs de nos articles sont divers et cette grille permet d'évaluer tout design d'étude de type quantitative. Toutefois, la grille de lecture étant qualitative et n'ayant donc pas de système de point, une échelle personnalisée a été réalisée afin d'avoir tout de même un résultat chiffré.

Il a également été choisi d'évaluer le niveau de preuve des articles grâce à la grille JBI (Lockwood, Sfetcu & Oh, 2011). Le niveau d'évidence, allant du niveau 1 à 4, est posé selon le design de l'étude [Annexe II].

### 3.7 Extraction des données et analyse des résultats

Une grille d'extraction des résultats personnalisée a été créé [Annexe III] inspirée de la grille JBI et d'une grille présentée lors du cours sur l'extraction des données quantitatives donné par Gaëlle Cogan (communication personnelle {Présentation PowerPoint}, 25 janvier 2016). Un test d'extraction a ensuite été réalisé à partir d'un des textes sélectionnés (Pollard & al., 2006), afin de vérifier que les deux examinateurs relevaient les mêmes données pour chaque rubrique. Le reste des extractions d'article a été réalisé de manière indépendante par chaque examinateur puis comparé dans un deuxième temps.

Au niveau des résultats, le niveau de significativité a été fixé à  $P > 0.05$ . Quand aucune valeur précise n'était indiquée textuellement, elles ont été extraites à partir de graphiques, grâce à une échelle réalisée sur *PAINT* [Annexe IV]. Ces valeurs sont donc moins précises que les originales.

Comme vu précédemment, la phase la plus à risque se situe au niveau des premières millisecondes de l'atterrissage (Krosshaug & al., 2007), c'est-à-dire dans les premiers pourcentages de la phase d'atterrissage. Certains auteurs ont limité la prise de mesure dans cette partie critique uniquement. Lorsque c'est le cas, le pourcentage de la phase d'atterrissage évaluée est précisé dans les valeurs sous cette forme : 0-25% (exemple pour les 25 premiers pourcents de la phase d'atterrissage évaluée).



## 4 RÉSULTATS

### 4.1 Résultats de la recherche

La recherche s'est arrêtée le 09 février 2016.

La lecture des résumés a permis de sélectionner 10 articles. Après la lecture des textes intégraux, 5 articles ont été exclus.

Chappell et Limpisvasti (2008) ont analysé une population légèrement trop âgée ( $19 \pm 1.2$  ans). Lephart et al. (2005) ainsi que Bee-Oh et al. (2009) ont utilisé un test d'évaluation basé sur un saut maximal au départ du sol, ce qui faisait partie des critères d'exclusions.

Myer, Ford, Mclean et Hewett (2006) ne donnent pas de résultats chiffrés pour chaque groupe d'intervention séparément. En effet, ils synthétisent les chiffres de leur groupe PLIO et leur groupe CORE dans un unique tableau, sans préciser ailleurs les résultats de manière séparée. Les résultats ne sont donc pas exploitables pour la comparaison avec les autres études.

Finalement, l'article de Myer, Ford, Brent et Hewett (2007) a été exclu car il ne décrit pas de manière suffisamment précise l'intervention appliquée. En effet, bien que ces auteurs indiquent les études sources grâce auxquelles ils ont créé leur intervention neuromusculaire, mais ils ne donnent pas plus de détails. Il n'est donc pas possible de connaître le contenu réellement appliqué.

Au total, 5 articles ont répondu à la question de recherche et aux critères de sélection :

- Brown, T.N., Palmieri-Smith, R.M., & McLean, S.G. (2014) Comparative adaptations of lower limb biomechanics during unilateral and bilateral landing after different neuromuscular-based ACL injury prevention protocols. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(10), 2859-2871.
- Otzuki, R., Kuramochi, R., & Fukubayashi, T. (2014). Effect of injury prevention training on knee mechanics in female adolescents during puberty. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(2), 149-156.
- Pfile, K.R., Hart, J.M., Herman, D.C., Hertel, J., Kerrigan, D.C., & Ingersoll, C.D. (2013) Different exercise training interventions and drop-landing biomechanics in high-school female athletes. *Journal of Athletic Training*, 48(4), 450-462.
- Pollard, C.D., Sigward, SM., Ota, S., Langford, K., & Powers, C.M. (2006). The influence of in-season injury prevention training on lower-extremity kinematics during landing in female soccer players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 16(3), 223-227.

- Myer, G.D., Ford, K.R., Palumbo, J.P., & Hewett, T.E. (2005). Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1), 51-60.

## 4.2 Caractéristiques des études

Dans ce chapitre les ressemblances et différences entre les études sont mise en avant. Un tableau synthétise les caractéristiques des études [Annexe V] ainsi que leurs interventions [Annexe VI].

La recherche de ce travail porte sur une population bien précise. Ainsi, les études sélectionnées ont une population plutôt homogène. Seuls les sports pratiqués varient quelque peu. Deux des articles retenus se consacrent uniquement à un sport ; Otzuki et al. (2014) et Pollard et al. (2006) qui évaluent respectivement des joueuses de basket-ball et des joueuses de football. Les autres études s'intéressent à plusieurs sports à la fois.

Les objectifs des articles sélectionnés sont généralement similaires avec, toutefois, des particularités chez certains. En effet, toutes les études s'intéressent à l'influence de programmes neuromusculaires, ou ses composants, sur la biomécanique du genou ou membre inférieur. Brown et al. (2014) s'intéressent plus particulièrement à la durée du programme tandis que Otzuki et al. (2014) portent un intérêt plus spécialement pour les effets sur la biomécanique en lien avec la puberté. En outre, Myer et al. (2005) se préoccupent non seulement de la biomécanique du membre inférieur mais aussi de la performance des joueuses.

Les programmes des interventions varient passablement. La durée de chaque intervention peut passer de 20 minutes pour Brown et al. (2014), Otzuki et al. (2014), Pfile et al. (2013) et Pollard et al. (2006) à 90 minutes pour Myer et al. (2005). Ainsi, certains programmes sont des échauffements et d'autres des entraînements isolés. Certaines études acceptent du matériel et une progression dans les exercices alors que d'autres non. La supervision et le feedback donnés aux athlètes varient aussi légèrement. Toutefois, les exercices proposés et la fréquence à laquelle sont effectuées les interventions sont plutôt semblables.

Concernant les outils de mesures utilisés, tous évaluent un DVJ à l'aide de marqueurs sur des points précis du corps, de caméras et de plateformes de force. Les marqueurs ne sont, toutefois, pas toujours placés aux mêmes endroits. Les conditions du saut peuvent aussi légèrement varier telles que la hauteur de la marche avant le saut ou le nombre d'essais accepté. Finalement, la différence réellement notable est le fait qu'Otzuki et al. (2014) effectuent une analyse 2D et non 3D comme les autres. Ainsi, le moment de force est uniquement théorique, estimé grâce à l'algorithme pKAM et les angles sont exprimés en centimètres et non en degrés.

### 4.3 Qualité des études sélectionnées

Aucun cut-off, qui aurait mené à une exclusion, n'a été posé sur les critères de qualité. Cette évaluation a été effectuée afin d'avoir une idée de la qualité des articles sélectionnés et de la qualité des recommandations qu'il est possible d'obtenir.

Suite à l'évaluation des articles grâce à la grille McMaster, il est observé que la qualité des articles évolue avec leur date de publication. En effet, l'article le plus récent (Brown & al., 2014) a une cotation de 15,5/16 alors que l'étude la plus ancienne (Myer & al., 2005), n'obtient qu'un score de 12,5/16. Les résultats de l'évaluation de chaque article sont en annexe [Annexe VII].

Les trois premières études n'ont perdu que très peu de points et ont donc des scores de qualité élevés. Par contre, deux études se détachent particulièrement des autres; Pollard et al. (2006) et Myer et al. (2005). Les deux articles ont perdu des points notamment à cause du design de leur étude. En effet, Myer et al. (2005) n'ont pas effectué de randomisation et Pollard et al. (2006) n'ont pas de groupe contrôle, ni effectué de randomisation. La justification de l'échantillon manque également aux deux études. Pollard et al. (2006) se distingue encore pour son manque de méticulosité afin d'éviter la contamination et la co-intervention. En effet, il n'est pas précisé si les athlètes ont déjà participé à un programme de prévention, ni si leur niveau athlétique est similaire. De plus, les sportives avaient des entraînements à côté du programme de prévention ce qui pourrait fausser les résultats. Pour finir, Myer et al. (2005) n'ont pas énoncé les drop-outs et les biais de leur étude.

Suite à l'évaluation du niveau de preuve grâce à la grille JBI, nous constatons que les articles sélectionnés se situent entre un niveau de preuve de 2 à 3/4. Brown et al. (2014) fait partie des études quasi-expérimentales avec randomisation ce qui lui donne un niveau de preuve de 2a. Otzuki et al. (2014) ne signalent pas le design de leur étude mais indiquent qu'elle a un niveau de 2b. Il en est déduit qu'il s'agit d'une étude quasi-expérimentale sans randomisation. Pfile et al. (2013) et Myer et al. (2005) sont des études de cohorte avec un groupe contrôle ce qui équivaut à un niveau de preuve 3a. Pour finir, Pollard et al. (2006) est une étude longitudinale pré-post intervention sans groupe contrôle ce qui lui donne un résultat de 3c.

### 4.4 Résultats des études

Le tableau ci-dessous résume les résultats obtenus dans les différentes études sélectionnées (Tableau 4).

Brown et al. (2014) observent une diminution significative de 15% du moment de valgus dans son groupe contrôle (CTRL). Pour les autres interventions de PLIO, NM et CORE, il n'y a pas de changement significatif que ce soit au niveau de l'angle ou du moment de force.

Otzuki et al. (2014) comparent un groupe NM avec un groupe CTRL. Ils relèvent aussi des différences pré-test / post-test au niveau de l'angle et du moment de valgus de son groupe contrôle, mais il s'agit

d'une augmentation significative de 44% et 48% respectivement. Le groupe d'intervention NM reste stable.

Pfile et al. (2013) comparent un groupe de PLIO et CORE. Ils relèvent, pour le groupe PLIO une diminution significative du moment de valgus, mais pas de changement significatif de l'angle. De plus, ils ne relèvent aucun changement significatif ni au niveau du groupe CORE, ni dans le groupe CTRL.

Pollard et al. (2006) proposent un programme NM uniquement. Ils n'observent que l'angle de valgus et ne trouvent aucune évolution significative du groupe d'intervention. Il n'a pas de groupe contrôle en comparaison.

Myer et al. (2005) n'évaluent que le moment de force. Pour le groupe NM, ils mettent en avant une diminution significative du valgus de la jambe droite, mais pas de changement significatif au niveau de la jambe gauche. Aucun chiffre n'est donné pour le groupe CTRL, mais il est relevé qu'aucune différence significative n'est présente pour aucun des paramètres.

**Tableau 4 :** Synthèse des résultats pré-test et post-test des différentes études.

Article	Test	Valeur	Groupe	Pretest	Posttest			
Brown & al. (2014)	DVJ	Angle max (0-50%), °	PLIO	3.0±3.7	3.8±5.3			
			CORE	2.2±4.1	3.5±4.4			
			NM	3.9±3.7	4.1±3.2			
			CTRL	3.5±3.9	4.5±4.1			
		Moment max (0-50%), N·m/kg·m	PLIO	0.33±0.14	0.27±0.13			
			CORE	0.31±0.09	0.38±0.18			
			NM	0.41±0.17	0.40±0.15			
			CTRL	0.39±0.18	0.33±0.17*			
Otzuki & al. (2014)	DVJ	Angle max, cm	NM	3.63±2.38	3.85±2.36			
			CTRL	3.94±3.00	5.68±2.87*			
		Moment max théorique	NM	38.91±23.19	46.28±23.10			
			CTRL	41.36±26.83	61.43±26.51*			
			Pfile & al. (2013)	DVJ	Angle max (0-25%), °	PLIO	0.08	2.08
						CORE	-3.55	0.49
		Moment max (0-25%), N·m/kg·m	PLIO	0.13	0.04*			
			CORE	0.11	0.07			
			CTRL	0.12	0.09			
Pollard & al. (2006)	DVJ	Angle max., °	NM	1.6±3.6	-0.1±4.6			
Myer & al. (2005)	DVJ D	Moment max., N·m	NM	64.4±5.5	43.4±3.3*			
	DVJ G		NM	61.4	53.8			

Abréviations : DVJ, drop-vertical jump ; G, gauche ; D, droit ; PLIO, pliométrie ; CORE, stabilisation et équilibre ; NM, neuromusculaire. \* pour P< 0.05 entre pré-test et post-test.

Les valeurs positives indiquent un valgus. Les valeurs négatives indiquent un varus. Les valeurs en italiques sont extraites d'un graphique.

Pour synthétiser, les résultats obtenus sont relativement hétérogènes. Quatre études proposent des programmes NM. Parmi elles, Otzuki et al. (2014) mettent en avant une différence qu'ils affirment comme cliniquement significative entre le groupe CTRL et le groupe NM pour l'angle et le moment théorique de valgus (% PKAM). Effectivement, il y a une augmentation significative des deux paramètres pour le groupe contrôle, mais le groupe NM reste stable. Finalement, seul Myer et al. (2005) trouvent une diminution significative du moment de valgus de 28% pour la jambe droite. Les autres études ne relèvent aucun changement significatif dans aucun des deux paramètres.

Deux études proposent un programme PLIO (Pfile & al., 2013 ; Brown & al., 2014). Aucune différence significative n'est relevée au niveau des angles de valgus pré-post entraînement parmi les études. Cependant, Pfile et al. (2013) observent une diminution significative de 60% du moment de valgus tandis que Brown et al. (2014) ne relèvent pas de différence significative pour ce paramètre.

Pour l'intervention CORE, les deux mêmes études proposent un programme. Aucune différence significative n'est mise en avant au niveau du genou, que ce soit dans le paramètre cinétique ou cinématique.

## 5 DISCUSSION

La problématique du LCA dans le sport est importante, notamment chez les jeunes femmes pratiquant des sports à pivots. La prévention primaire est un pôle principal d'action et la littérature à ce sujet est en pleine expansion afin de trouver le meilleur moyen de minimiser cette blessure.

De nombreux programmes de prévention ont démontré leur impact sur l'incidence des blessures chez les jeunes athlètes féminines. Cependant, au vue de la complexité et du nombre important de facteurs de risques, nous ignorons encore quels sont les réels mécanismes d'action de ces programmes.

Au cours de ce travail, nous avons recherché si les différentes interventions mises en place pour prévenir les blessures du LCA provoquent un changement au niveau du valgus dynamique, qui est un facteur de risque principal et prédicteur important de blessures.

### 5.1 Comparaison avec la littérature

Les résultats obtenus au cours de la recherche, malgré leur hétérogénéité, semblent plutôt démontrer que les différentes interventions ont peu d'impact sur le valgus dynamique. Les seuls résultats réellement significatifs sont retrouvés dans un programme de PLIO (Pfile & al., 2013), ce qui peut signifier que ce sont ce type d'exercice qui ont le potentiel d'influencer le plus le valgus dynamique.

Nos résultats sont plutôt en corrélation avec la littérature. Effectivement, dans leur revue, Pappas et al. (2014) ne trouvent globalement pas de changement de valgus au sein de leurs études qui incluent en grande partie des hommes. Par ailleurs, les études de Chappell et al. (2008) et de Lephart et al. (2005) font partie des études exclues lors de la sélection d'article car la population était trop âgée pour l'un et le saut testé n'était pas le DVJ pour l'autre. Ces derniers viennent aussi appuyer ces résultats chez les jeunes femmes en ne trouvant aucun changement significatif de la biomécanique du genou dans le plan frontal. En outre, toujours dans la littérature parallèle, Myer & al. (2006) observent une diminution du moment de valgus dynamique mais lors d'un saut latéral unipodal et non d'un DVJ. Myer & al. (2007), viennent partiellement soutenir nos résultats en soulevant une nuance qui est celle de l'exposition au risque des athlètes.

Il semble donc que plusieurs auteurs trouvent, malgré tout, des résultats positifs, mais avec d'autres paramètres pris en compte tel que l'influence de la hanche, de la tâche effectuée ou encore le valgus dynamique présent à l'origine ainsi que les modalités d'intervention.

### 5.2 L'influence des modalités d'intervention

#### 5.2.1 Durée, fréquence et période d'intervention

Concernant les durées, temps et fréquences d'intervention, elles sont passablement variables selon les études. Il est possible d'observer des résultats significatifs de l'évolution du valgus dynamique avec des

programmes de 20 comme de 90 minutes par session sur une durée allant de 4 semaines à 6 mois [Annexe VIII].

Sugimoto, Myer, Barber Foss et Hewett (2014) mettent en avant, au cours d'une méta-analyse, qu'une combinaison d'un programme pré-saison et de session en cours de saison au sein de l'échauffement serait le dosage qui permettrait de réduire le plus l'incidence des blessures. Le dosage idéal des programmes de prévention afin d'influencer le valgus dynamique reste encore à investiguer dans de futures recherches. Il est possible d'imaginer que l'effet des interventions courtes aurait été majoré si elles avaient été testées sur une plus longue période. Cependant, vu la disparité des résultats dans nos études, il est possible de supposer que le contenu et la manière dont est mené l'intervention influence davantage les résultats.

### 5.2.2 Contenu

Premièrement, il faut préciser que plusieurs études ont insisté sur le fait que chaque intervention apporte des modifications biomécaniques spécifiques et différentes (Brown & al., 2014; Pollard & al., 2006). Dans les études sélectionnées, la seule évolution réellement significative du valgus dynamique est observée dans le programme de PLIO de Pfile & al. (2013) et en partie dans le programme NM de Myer & al. (2005). Le fait que la PLIO semble être la composante la plus efficace est corrélé par la littérature parallèle (Hewett & al. ; 1996; Myer & al., 2006). Seul Brown & al. (2014) n'obtiennent étrangement pas d'évolution significative du valgus lors de leur intervention de PLIO. La PLIO semblerait aussi permettre d'atténuer et de transférer harmonieusement les forces de réaction du sol (Pfile & al., 2013). Ainsi, nous pensons qu'il est un composant essentiel des programmes neuromusculaires pour agir sur le valgus dynamique.

Au contraire, aucune étude évaluant un programme de CORE isolé n'a observé de changements significatifs au niveau du valgus dynamique de genou. Toutefois, Brown et al. (2014) imaginent qu'un programme d'une plus longue durée aurait pu avoir des effets intéressants. De plus, Myer et al. (2006) et Myer et al. (2005) affirment que des exercices de CORE ont un effet important lorsqu'ils sont combinés avec d'autres composants.

Concernant les programmes NM, leurs composantes sont variables. Parmi les études incluses, le seul programme qui semble efficace sur le valgus dynamique est celui de Myer & al. (2005). Ce dernier est l'unique à inclure des exercices de vitesse de course, contre résistance notamment. Il est donc possible de penser que l'ajout de ce type d'exercice est intéressant concernant le valgus dynamique. Effectivement, la course est rarement incluse dans les programmes de prévention.

Finalement, Myer et al. (2006) suggèrent d'intégrer à la fois des exercices avec réception bipodale et unipodale quel que soit le type de programme. Ils expliquent que les adaptations biomécaniques lors

d'activités unipodales se situent principalement au niveau du genou alors que les modifications bipodales se repèrent plutôt au niveau de la hanche ou de la cheville.

Par conséquent, nous recommandons de combiner des exercices de PLIO et de CORE avec des exercices en bipodal et unipodal pour avoir un effet optimal sur le valgus de genou.

### 5.2.3 Progression

Concernant les autres modalités, la progression semble être un paramètre important. En effet, parmi les études efficaces sur le valgus dynamique, la majorité proposent une évolution du programme afin d'augmenter la difficulté (Pfile & al. 2013 ; Myer & al. 2005). Il est possible d'imaginer qu'une limite des interventions de Pollard et al. (2006) et Otzuki et al. (2014) réside dans le fait de ne pas avoir établi d'évolution dans leur programme durant la période évaluée. En suivant les théories de l'entraînement (Dufour, 2011) qui indiquent qu'un stimulus doit être suffisamment régulier et élevé pour provoquer des modifications physiologiques, il est plausible d'imaginer, qu'à force, le programme de prévention provoque des phénomènes d'adaptation et que, s'il n'est pas réadapté aux nouvelles aptitudes, il ne devient plus suffisamment stimulant pour apporter de nouvelles adaptations biomécaniques.

Dans le même sens, Myer et al. (2005) soulèvent l'importance de la progression par étape du programme NM et Hewett et al. (1996) obtiennent des résultats positifs sur le moment de valgus de genou en proposant un programme de PLIO divisé en 3 phases.

### 5.2.4 Feedback

Le feedback est également un élément des programmes de prévention intéressant. Effectivement, plusieurs études expriment, dans leurs limites la qualité du suivi des athlètes et des corrections amenées lors des exercices. Ainsi, Brown et al. (2014) indiquent comme biais un manque d'expertise du staff d'entraînement, tandis que Pfile et al. (2013), qui ont uniquement transmis par écrit aux entraîneurs leur intervention, pensent que ce n'était peut-être pas suffisant pour que ces derniers corrigent correctement les exercices de leurs athlètes. Nous pensons que la manière dont les sportives sont suivies et corrigées durant l'intervention joue un rôle primordial dans l'évolution du valgus dynamique.

Cette hypothèse est soutenue par plusieurs auteurs qui ont mis un focus sur le feedback lors de leur intervention et ont eu un impact positif sur le valgus dynamique (Myer & al. 2006 ; Hewett & al. 1996 ; Myer & al. 2005). Les premiers, lors du programme de PLIO, portent une attention particulière sur le feedback. Les athlètes sont sensibilisées aux mouvements à risque et encouragées à maintenir un alignement optimal du genou avec la hanche et la cheville. Les secondes études ont suivi le même concept en focalisant la première partie de leur programme de PLIO sur des techniques d'atterrissages corrigées. Les derniers font superviser leur intervention par des spécialistes et insistent sur la qualité du mouvement plutôt que la quantité. Pour eux (Myer & al., 2005), l'analyse du mouvement par l'instructeur ainsi que l'apport de feedback est primordial pendant ainsi qu'après l'entraînement. Le



focus doit être posé sur la maîtrise de la technique du mouvement, surtout lors la première phase de l'intervention. Il est aussi intéressant de relever que ce sont les seuls qui prennent en compte la fatigabilité et qui mettent un arrêt à l'exercice lorsque la fatigue empêche la réalisation parfaite du mouvement.

Différents auteurs ont aussi évalué spécifiquement l'impact du feedback au cours d'une intervention de prévention. Il a été démontré qu'un feedback intensif sur les principales erreurs d'atterrissage, permet de diminuer de manière importante des facteurs de risque (Myer & al., 2013). Dans le même sens, Parson et Alexander (2012) démontrent que l'utilisation du feedback auditif ou visuel permet de changer significativement la biomécanique du MI dans le plan sagittal. Le plan frontal n'a pas été évalué lors de cette dernière étude, mais nous supposons que la biomécanique du genou dans le plan frontal peut aussi de ce fait être influencée. Finalement, il semblerait aussi que l'apport de feedback vidéo participe à diminuer les forces d'impact au sol (Onate, Guskiewicz & Sullivan, 2001).

Ainsi, le niveau de compétence des entraîneurs peut-être questionné. En effet, le suivi par des entraîneurs est adéquat car il correspond à la réalité du terrain, mais s'ils ne sont pas suffisamment experts, il est logique d'estimer que cela peut influencer les effets de l'intervention (Pfile & al., 2013). Il est donc important de veiller à ce qu'ils soient bien formés, qu'ils soient capables d'observer les erreurs et sachent donner des feedbacks corrects. D'avantage de recherches doivent être menées afin de comprendre quelle stratégie de correction est la meilleure, mais nous pensons que le feedback a un impact important sur les changements de biomécanique du genou lors d'intervention de prévention de blessure.

### 5.3 L'influence de la hanche

Pour des raisons de faisabilité la biomécanique de la hanche n'a pas été traitée de manière approfondie dans ce travail. Toutefois, comme expliqué dans le cadre théorique, la hanche influence très clairement le valgus dynamique (cf. Le valgus de genou). D'ailleurs, plusieurs études expliquent leur manque de changements significatifs au niveau du valgus de genou par un changement réservé à la hanche.

En effet, Brown et al. (2014) expliquent que différents programmes de prévention provoquent diverses adaptations biomécaniques. Pollard et al. (2006) ajoutent que chaque athlète répond différemment aux exercices. Par exemple, certains auront un effet dans le plan frontal alors que d'autres en auront dans le plan sagittal. Brown et al. (2014) ont observé une diminution significative du valgus de genou chez leur groupe contrôle et aucun dans les groupes entraînés. Ils émettent l'hypothèse que les changements dans les groupes entraînés ont été présents dans le plan frontal de la hanche et non dans le contrôle du genou (Brown & al., 2014). Aussi, Pollard et al. (2006) ont remarqué des changements au niveau de la rotation interne et de l'abduction de hanche mais aucun au niveau du valgus de genou. Nous pensons que ces changements biomécaniques au niveau de la hanche peuvent également être des adaptations intéressantes pour prévenir les blessures du LCA. En effet, Myer et al. (2006) expliquent que plusieurs études suggèrent qu'un bon contrôle dans le plan frontal de la hanche et de la cheville serait utile pour

prévenir les blessures du LCA. Par ailleurs, Hewett et al. (2005) affirment qu'un travail synergique de la hanche, du genou et de la cheville est nécessaire pour un bon contrôle du valgus dynamique.

De plus, comme expliqué dans le cadre théorique, les changements chez les femmes à la puberté altèrent la biomécanique du MI. D'une part, une rapide croissance des os qui augmentent les moments de force sur les articulations est remarquée (Quatman, Ford, Myer & al., 2006). D'autre part, le bassin s'élargit ce qui favorise la position en adduction des hanches (Pantano, White, Gilchrist & al., 2005). Ainsi, Otzuki et al. (2014) ne s'inquiètent pas de ne pas avoir observé d'amélioration significative pour leur groupe intervention. Au vu des modifications importantes relevées à la puberté chez les adolescentes, il est déjà intéressant de pouvoir limiter ces changements au niveau du genou (Otzuki & al., 2014). Nous pensons que cet argument peut être transposé aux autres études que nous avons sélectionnées car elles s'intéressent toutes à des adolescentes.

Par conséquent, nous pensons qu'il serait intéressant, dans un autre travail, d'approfondir l'effet des programmes neuromusculaires au niveau de la hanche et de son influence réelle sur la biomécanique du genou et l'incidence des blessures du LCA.

#### 5.4 L'influence de l'activité testée

Pollard et al. (2006) suggèrent que le manque d'amélioration au niveau du valgus de genou peut s'expliquer par la simplicité du saut. En effet, le DVJ demande une simple réception bipodale. Ils imaginent qu'une réception unipodale pourrait mettre en avant des différences significatives au niveau du genou. Ils expliquent que leur diminution de rotation interne de hanche et augmentation d'abduction de hanche auraient pu avoir une influence sur le valgus de genou lors d'un effort plus important (Pollard & al., 2006). Myer et al. (2006) renforcent cette hypothèse en expliquant que lors d'une réception bipodale, les adaptations se situent principalement au niveau de la hanche et de la cheville alors que lors d'une réception unipodale, les effets se constatent au niveau du genou.

Ceci nous amène à penser que le DVJ est une tâche peut-être trop simple pour mettre en évidence des déficits biomécaniques précis. Il serait donc judicieux de s'intéresser également à des tests tels que le *side cutting* ou des réceptions unipodales même si ces tests ont une validité plus faible.

#### 5.5 L'influence du niveau de risque du valgus

Plus le moment de force en valgus est important, plus le risque de blessure semble augmenter (Hewett & al., 2005). Suivant cette réflexion, certains auteurs expliquent l'évolution non significative du valgus par une exposition au risque de blessure pas assez significative au départ de l'intervention, car le valgus dynamique présent n'est pas assez important (Brown & al., 2014).

En effet, dans une étude (Myer & al. 2007) l'impact d'un programme NM est évalué sur un groupe d'athlètes considérés à haut risque de blessure et un autre considéré à bas risque selon la valeur du

moment de force qu'ils avaient avant l'intervention (cut-off à 25.25 N·m. de moment de valgus de genou). Myer et al. (2007) révèlent une diminution significative du moment de valgus chez les athlètes à haut risque après l'intervention NM, mais pas d'évolution pour celle à bas risque. Dans le même sens, il semblerait que les athlètes ont tendance à mieux évoluer quand leur pattern de saut est plus problématique et à risque (Pollard & al., 2005).

Après avoir converti les données de Brown et al. (2014) et Pfile et al. (2013) en N·m [Annexe IX] pour pouvoir les comparer avec les cut-off de Myer et al. (2007), les résultats de nos études viennent plus ou moins corréler cette hypothèse (Tableau 7).

**Tableau 7** : Synthèse du niveau de risque de blessure suivant Myer et al. (2007)

Articles	Groupes	Données pré-test	Catégories de risque
Brown & al. (2014)	PLIO	31.41	Haut
	CORE	31.75	Haut
	NM	33.81	Haut
	CTRL	34.54*	Haut
Otzuki & al.(2014)	NM	38.91±23.19	Haut
	CTRL	41.36±26.83*	Haut
Pfile & al. (2013)	PLIO	14.00*	Bas
	CORE	10.57	Bas
	CTRL	10.54	Bas
Myer & al. (2005)	NM	64.4±5.5*	Haut
	NM	61.4	Haut

Abréviations : PLIO, pliométrie ; CORE, stabilisation et équilibre ; NM, neuromusculaire. \* montre une  $P < 0.05$  entre pré-test et post-test. Cutt-off pour la catégorie de risque à 25.25 N·m.

Parmi les études sélectionnées incluant des sujets à haut risque, Myer et al. (2005) obtiennent des résultats en partie significatifs (uniquement sur le MI droit), tandis qu'Otzuki et al. (2014) obtiennent une stabilisation du moment de valgus malgré la croissance qui tend normalement à augmenter les moments de force. Ces dernières études semblent soutenir que les athlètes à haut risque diminuent plus facilement leur valgus au cours des interventions de prévention. Au contraire, Brown et al. (2014) n'obtiennent pas de résultats significatifs malgré le fait qu'ils testent des athlètes considérées à haut risque. Ensuite, parmi les sujets à bas risque testés, Pfile et al. (2013) obtiennent des changements significatifs pour leur intervention de PLIO. Nous pensons que cette différence d'évolution ajoute de la valeur clinique supplémentaire aux résultats de Pfile et al. (2013). L'étude de Pollard et al. (2006) n'a

pas pu être intégrée dans cette partie de réflexion car leurs résultats n'incluaient pas les moments de force.

Ainsi, cette règle concernant le risque de base n'est pas strictement applicable, mais il est cependant intéressant de prendre en compte l'exposition au risque de blessure de l'athlète. Des tests de dépistages devraient être menés de manière plus régulière, afin de mieux prendre en charge les athlètes qui présentent le facteur de risque du valgus (Hewett & al., 2005).

## 5.6 Recommandations pour la pratique

Le niveau de preuve de nos recommandations se situe entre 2 et 3 selon JBI. Ainsi, ce ne sont pas des guidelines à appliquer systématiquement mais des informations intéressantes pour la pratique.

Suite à nos résultats ainsi qu'à nos réflexions au sein de la discussion, plusieurs recommandations pratiques peuvent être mises en avant :

- Le dépistage plus systématique des athlètes présentant le facteur de risque de valgus dynamique pour les orienter vers un programme de prévention ciblé et adéquat.
- L'inclusion des programmes de prévention en préparation de saison comme programme isolé suivi par un programme de prévention lors de l'échauffement durant la saison.
- L'inclusion d'exercices de pliométrie uni et bipodaux au sein de l'entraînement. Nous sensibilisons tout de même que l'inclusion d'exercices complémentaires de stabilisation du tronc, d'équilibre ainsi que de force et peut-être même de course ne sont pas à négliger dans une perspective de prise en charge globale, car le valgus n'est pas l'unique facteur de risque.
- Privilégier la qualité des mouvements à la quantité lors des programmes de prévention avec une progression adéquate.
- Un feedback ainsi que des corrections adaptées lors de la réalisation des exercices sont primordial afin d'augmenter les effets des programmes de prévention.
- Instruire et sensibiliser les entraîneurs à observer les mouvements à risque et à fournir des corrections adéquates.

## 5.7 Limites des études sélectionnées

Les limites des études au niveau de la population impliquée, des interventions proposées et des résultats obtenus ont été observées.

Les échantillons de population sont une limite pour plusieurs études. Effectivement, soit la taille de l'échantillon est petite, soit il ne représente qu'une seule discipline, ce qui limite l'applicabilité et la généralisation des résultats obtenus (Pollard & al., 2006 ; Myer et al., 2005 ; Pfile & al., 2013) . Une autre limite au niveau de la population est que le niveau athlétique n'a pas toujours été relevé. Effectivement,

on peut imaginer qu'une fille qui s'entraîne quatre fois par semaine, comparée à une autre qui ne s'entraîne qu'une fois et qui a peu d'années d'expérience aura un contrôle moteur de base différent. Les interventions de prévention n'auront, de ce fait, sûrement pas le même impact. De plus, dans certaines études (Otzuki & al., 2014; Pfile & al., 2013; Pollard & al., 2006), les athlètes s'entraînent en parallèle de l'intervention ce qui crée un biais important des résultats et diminue la validité interne. Le fait d'avoir des échantillons plus importants permettrait de généraliser les résultats et améliorer la validité interne de l'étude. Un point encore plus important est celui de la randomisation. En effet, seul Brown et al. (2014) ont effectué une répartition aléatoire dans les groupes. Cet aspect-là pourrait augmenter le niveau de preuve et ainsi fournir des recommandations plus solides.

Au niveau des résultats, plusieurs limites peuvent entrer en jeu. Premièrement, les biais liés à l'utilisation de marqueurs externes. Ces derniers peuvent être placés de manière peu précise ou bouger et se décoller lors du test. Pollard et al. (2005) signalent d'ailleurs 2 drop out, car les tests ont été erronés à cause des marqueurs.

Finalement, les différentes variations dans la réalisation du DVJ rendent la comparabilité des résultats moins évidente. Il est possible d'imaginer qu'une hauteur de marche plus basse change les forces d'impacts au sol qui sont liées à la biomécanique du MI.

## 5.8 Limites de notre travail

Une des principales limites de notre travail, se situe au niveau de la spécificité des tests et de l'outcome choisis.

Certes le DVJ est un test valide qui montre une bonne sensibilité et reproductibilité pour le facteur de risque recherché et qui est couramment utilisé au sein des études (cf Test d'évaluation : *Le Drop-Vertical Jump* (DVJ)), mais il reste un test en laboratoire qui ne correspond pas exactement aux conditions du terrain. C'est un mouvement bipodal et peu effectué de manière similaire en jeu par les athlètes. De ce fait, une limite majeure est donc l'applicabilité des résultats dans le jeu et dans les mouvements athlétiques réels.

De plus, la revue est focalisée principalement sur l'articulation du genou. Comme exposé au cours de ce travail, même s'il est central, le genou est fortement influencé par les articulations sus-et sous-jacentes. Les résultats obtenus dans cette revue sont donc très spécifiques. Afin de proposer une prévention optimale des blessures du LCA, il est important d'avoir une vision plus globale de la prévention des blessures et de prendre également en compte les différents autres facteurs de risque existants.

Une autre limite qui peut être relevée est la population d'athlètes choisie. Les athlètes comparées pratiquent toutes des sports à pivot qui mettent en forte contrainte et révèlent un risque de blessures du LCA important. Cependant, les mouvements sportifs ainsi que les surfaces de jeu restent différents entre

une footballeuse et une basketteuse par exemple. Il pourrait donc être pertinent pour des pistes de recherches futures de comparer les impacts des différents programmes sur la biomécanique des MI dans un groupe de footballeuses comparé à un groupe de basketteuses par exemple pour savoir si l'influence des programmes change suivant la discipline sportive.

Enfin, pour avoir une meilleure comparabilité entre études, il aurait été intéressant d'harmoniser les interventions, par exemple en mettant un critère de sélection sur la durée de l'intervention. En effet, il est difficile de poser des conclusions lorsqu'une étude a une intervention de 4 semaines alors que l'autre en a une de 6 mois.

## 5.9 Pistes de recherches futures

Tout d'abord, nous pensons qu'il serait intéressant d'évaluer les modifications de biomécanique du genou lors d'un *side cutting* ou d'une réception unipodale. Ensuite, étant donné que chaque sport a ses particularités, il serait pertinent d'effectuer des études uniquement pour un sport à la fois. En effet, notre intervention pourrait être plus efficace en prenant en compte la spécificité du sport et de ces mouvements. Pour finir, le fait de s'intéresser aux biomécaniques des articulations sus et sous-jacentes et à l'activation musculaire, grâce à une mesure avec un électromyogramme (EMG) pourraient apporter des informations supplémentaires et primordiales à la compréhension globale du valgus dynamique.

## 6 CONCLUSION

Au cours de ce travail, nous avons recherché l'impact des interventions de prévention de blessure de LCA sur le facteur de risque biomécanique du valgus dynamique de genou lors d'un DVJ chez les jeunes athlètes.

Malgré les résultats hétérogènes nous avons pu tirer différentes recommandations grâce à notre réflexion.

A présent, dans notre pratique nous serons plus sensibles à la présence d'un valgus dynamique chez les filles de notre équipe. Nous savons que ce sont des athlètes plus à risque de blessure, de ce fait il faudrait instaurer des tests réguliers afin de détecter les joueuses qui ont un pattern d'atterrissage plus problématique. Ceci pour les prendre en charge de manière individualisée et tenter de réduire ce défaut de biomécanique.

Pour agir de manière plus ciblée sur le valgus dynamique, nous proposerons d'inclure chez les footballeuses à risque davantage d'exercices de pliométrie uni et bipodaux au sein de leurs entraînements, par exemple au cours de leur échauffement. Il faut tout de même préciser que des exercices complémentaires de stabilisation du tronc, d'équilibre ainsi que de force ne sont pas à négliger dans une perspective de prise en charge globale, car le valgus n'est pas l'unique facteur de risque existant.

Finalement, suivant nos résultats, une sensibilisation des entraîneurs pourrait être également très bénéfique. Ces derniers doivent être capables de fournir un bon feedback aux joueuses pour avoir une réelle diminution du valgus dynamique ainsi que de proposer des exercices avec une progression adéquate. Nous retenons principalement que les facteurs menant à des blessures sont complexes et multiples, leur prévention l'est donc d'autant plus. Il est possible d'avoir une influence sur le valgus dynamique au travers d'un programme de prévention, mais celui-ci doit être accompagné de corrections rigoureuses.

## Listes de références bibliographiques

- Acevedo, R.J., Rivera-Vega, A., Miranda, G. & Micheo W. (2014). Anterior Cruciate Ligament Injury: Identification of Risk Factors and Prevention Strategies. *American College of Sports Medicine*, 13(3), 186-191.
- Alentorn-Geli, E., Myer, G.D., Silvers, H.J., Samitier, G., Romero, D., Lazaro-Haro, C. & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 17(7). 705-729.
- Barber-Westin, S.D., Noyes, F.R., Smith, S.T., & Campbell, T.M. (2009). Reducing the risk of noncontact anterior cruciate ligament injuries in female athlete. *The Physician and Sportsmedicine*, 37(3), 49-61.
- Bee-Oh, L., Young Seuk, L., Jin Goo, K., Keun Ok, A., Jin, Y., & Young Hoo, K. (2009). Effects of sports injury prevention training on the biomechanics risk factors of anterior cruciate ligament injury in high school female basketball players. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(9), 1728-1734.
- Besier, T.F., Lloyd, D.G., Ackland, T.R., & Cochrane, J.L. (2001). Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(7), 1176-1181.
- Beynon, B.D., Johnson, R.J., Braun, S., Sargent, M., Bernstein, I.M., Skelly, J.M. & Vacek, P.M. (2006). The relationship between menstrual cycle phase and anterior cruciate ligament injury: a case-control study of recreational alpine skiers. *The American Journal of Sports Medicine*. 34(5). 757-764.
- Brown, T.N., Palmieri-Smith, R.M., & McLean, S.G. (2014). Comparative adaptations of lower limb biomechanics during unilateral and bilateral landing after different neuromuscular-based ACL injury prevention protocols. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(10), 2859-2871.
- Bureau de prévention des accidents. (2015). Status 2015 : Statistiques des accidents non professionnels et du niveau de sécurité en Suisse. Repéré à [http://www.bfu.ch/sites/assets/Shop/bfu\\_2.265.08\\_STATUS%202015%20%E2%80%93%20Statistics%20on%20nonoccupational%20accidents%20and%20the%20level%20of%20safety%20in%20Switzerland.pdf](http://www.bfu.ch/sites/assets/Shop/bfu_2.265.08_STATUS%202015%20%E2%80%93%20Statistics%20on%20nonoccupational%20accidents%20and%20the%20level%20of%20safety%20in%20Switzerland.pdf)
- Caine, D.J. & Golightly, Y.M. (2011). Osteoarthritis as an outcome of paediatric sport: an epidemiological perspective. *British Journal of Sports Medicine*, 45, 298-303.



- Chappell, J.D., & Limpisvasti, O. (2008). Effect of a neuromuscular training program on the kinetics and kinematics of jumping tasks. *Neuromuscular training Program*, 36(6), 1081-1086.
- Decker, M.J., Torry, M.R., Wyland, D.J., Sterett, W.I., & Steadman, J.R. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*, 18, 662-669.
- Dienst, M., Schneider, G., Altmeyer, K., Voelkerling, K., Georg, T., Kramann, B., Kohn, D. (2007) Correlation of intercondylar notch cross sections to the ACL size: a high resolution MR tomographic in vivo analysis. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 127(4), 253-260.
- Dufour, M. (2009). *Les diamants neuromusculaires, les qualités physiques. Tome I : L'explosivité et la puissance musculaire*. Champagnole cedex, France: Volodalen.
- Dufour, M. (2011). *Le puzzle de la performance, les qualités physiques. Tome IV : Planification, périodisation et régulation de la charge d'entraînement*. Lons-le-Saunier, France : Volodalen.
- Dufour, M. (2015). *Anatomie de l'appareil locomoteur : membre inférieur, Tome 1 (3ème éd.)*. Issy-les-Moulineaux cedex, France : Elsevier Masson.
- Dufour, M. & Pillu, M. (2007). *Biomécanique fonctionnelle: rappels anatomiques, stabilités, mobilités, contraintes:membres, tête,tronc*. Issy-les-Moulineaux, France: Elsevier-Masson.
- Dvořák, J., Bizzini, M., & Junge, A. (n.d). FIFA 11+ : programme d'échauffement complet pour la prévention des blessures. Repéré à [http://resources.fifa.com/mm/document/footballdevelopment/medical/02/67/55/62/fifa11plus\\_neutral.pdf](http://resources.fifa.com/mm/document/footballdevelopment/medical/02/67/55/62/fifa11plus_neutral.pdf)
- Fédération Suisse des Patients. (n.d.). Rupture du ligament croisé antérieur: traitement chirurgical ou conservateur?: aide-mémoire. Repéré à: [www.samw.ch/dms/fr/Publications/Recommandations/f\\_Kreuzbandriss.pdf](http://www.samw.ch/dms/fr/Publications/Recommandations/f_Kreuzbandriss.pdf)
- Fitness: différence hommes/femmes. (2016). Repéré à <https://www.fitnessfriandises.fr/2016/04/fitness-differences-hommesfemmes/>
- Ford, K.R., Myer, G.D., & Hewett, T.E. (2003). Reliability of dynamic knee motion in female athletes. Repéré à <http://asbweb.org/conferences/2003/pdfs/155.pdf>
- Ford, K.R., Myer, G.D., & Hewett, T.E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(10), 1745-1750. doi:10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9
- Ford, K.R., Myer, G.D., & Hewett, T.E. (2007). Reliability of landing 3D motion analysis: implications for longitudinal analyses. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(11), 2021-8. doi:10.1249/mss.0b013e318149332d

- Ford, K.R., Shapiro, R., Myer, G.D., Van Den Bogert, A.J., & Hewett, T.E. (2010). Longitudinal sex differences during landing in knee abduction in young athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(10), 1923-1931. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181dc99b1
- Fox, A.S., Bonacci, J., McLean, S.G., Spittle, M., & Saunders, N. (2014). What is normal? Female lower limb kinematic profiles during athletic tasks used to examine anterior cruciate ligament injury risk: a systematic review. *Sports Medicine*, 44, 815-832. doi: 10.1007/s40279-014-0168-8
- Griffin L.Y, Agel L., Albohm M.J, Arendt, E.A., Dick, R.W., Garrett, W.E., ...Wojtys, E.M. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *Journal of American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8(3). 141-150.
- Griffin L.Y, Albohm, M.J., Arendt, E.A., Bahr, R., Beynnon, B.D., DeMaio ...Yu, B. (2006). Understanding and Preventing Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: a review of the Hunt Valley II Meeting, January 2005. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(9). 1512-1532.
- Grimshaw, P., & Burden, A. (2010). *Biomécanique du sport et de l'exercice*. Bruxelles, Belgique : de boeck.
- Hewett, T.E., Lynch, T.R., Myer, G.D., Ford, K.R., Gwin, R.C. & Heidt, R.S. (2010). Multiple risk factors related to familial predisposition to anterior cruciate ligament injury: fraternal twin sisters with anterior cruciate ligament ruptures. *British Journal of Sports Medicine*, 44(12), 848-855.
- Hewett, T.E., Lindenfeld, T.N., Riccobene, J.V., & Noyes, F.R. (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes, A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(6), 699-706.
- Hewett, T.E., Myer G.D. & Ford, K.R. (2004) Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 86(8), 1601-1608.
- Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Heidt, R.S., Colosimo, A.J., McLean, S.G., van den Bogert, A.J., Paterno, M.V. & Succop, P. (2005) Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 493-501.
- Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Heidt, R.S., Colosimo, A.J., McLean, S.G. ... Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes, A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492,501.
- Hewett, T.E., Stroupe, A.L., Nance T.A. & Noyes, F.R. (1996) Plyometric training in female athletes: decreased impact forces and increased hamstring torques. *The American Journal of Sports Medicine*, 24 (6), 765-773.

- Kamina, P. (2006). *Anatomie clinique 3ème édition: Tome 1, Anatomie générale - membres*. Paris, France : Editions Maloine.
- Klein P. & Sommerfeld P. (2008). *Biomécanique des membres inférieurs : Bases et concepts, bassin, membres inférieurs*. Paris, France : Elsevier Masson. (pp 236-310).
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B.P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J.R. ... Bahr, R. (2007). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball, video analysis of 39 cases. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 359-367. doi: 10.1177/0363546506293899
- LaBella, C.R., Henrikus, W. & Hewett, T.E. (2014). Anterior cruciate ligament injuries: Diagnosis, treatment, and prevention. *American Academy of Pediatrics*, 133(5), 1437-1450.
- Lambson, R.B., Barnhill, B.S. & Higgins, R.W. (1996) Football cleat design and its effect on anterior cruciate ligament injuries: a three-year prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 24 (2), 155-159.
- Law, M., Stewart, D., Pollock, N., Letts, L., Bosch, J., & Westmorland, M. (1998). Guidelines for Critical Review Form-Quantitative Studies. Repéré à : <http://srs-mcmaster.ca/wp-content/uploads/2015/05/Guidelines-for-Critical-Review-Form-Quantitative-Studies.pdf>
- Leòn, A. (2016) Problemas con las rodillas. Repéré à <https://alejandrleon.com/2015/04/28/5461/>
- Lephart, S.M., Abt, J.P., Ferris, C.M., Sell, T.C., Nagai, T., Myers, J.B., & Irrgang, J.J. (2005). Neuromuscular and biomechanical characteristic changes in high school athletes: a plyometric versus basic resistance program. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 932-938.
- Lockwood, C., Sfetcu, R. & Oh, E.G. (2011). *Synthesizing quantitative evidence*. Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins.
- Loudon, J., Jenkins, W. & Loudon, KL. (1996). The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 24(2), 91-97.
- Mayo, M., Seijas, R., & Alvarez, P. (2014). Structured neuromuscular warm-up for injury prevention in young elite football players. *Revista Espanola de Cirugía Orthopédica y Traumatología*, 58, 336-342.
- McLean, S.G., Lipfert, S.W. & van den Bogert, A.J. (2004) Effect of Gender and Defensive Opponent on the Biomechanics of Sidestep Cutting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(6), 1008-1016.
- Michaelidis, M., & Koumantakis, G.A. (2014) Effects of knee injury primary prevention programs on anterior cruciate ligament injury rates in female athletes in different sports: A systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 15, 200-210.

- Mizner, R.L., Chmielewski, T.L., Toepke, J.J., & Tofte, K.B. (2012). Comparison of two-dimensional teasurement Techniques for predicting knee angle and moment during a drop vertical jump. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 22(3), 221-7. doi: 10.1097/JSM.0b013e31823a46ce
- Myer, G.D., Ford, K.R., Brent, J.L., & Hewett, T.E. (2007). Differential neuromuscular training effects on ACL injury risk factors in “high-risk” versus “low-risk” athletes. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 39 (8), 1-7. doi: 10.1186/1471-2474-8-39
- Myer, G.D., Ford, K.R., McLean, S.G., & Hewett, T.E. (2006). The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(2), 345–353.
- Myer, G.D., Ford, K.R., Palumbo, J.P., & Hewett, T.E. (2005). Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1), 51-60.
- Myer, G.D., Ford, K.R., Paterno, M.V., Nick, T.G. & Hewett, T.E. (2008) The effects of generalized joint laxity on risk of anterior cruciate ligament injury in young female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 36 (6), 1073-1080.
- Myer, G.D., Ford, K.R., Khoury, J., Succop, P., & Hewett, T.E. (2010a). Clinical correlates to laboratory measures for use in non-contact anterior cruciate ligament injury risk prediction algorithm. *Clinical Biomechanics*, 25(7), 693–699. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.04.016
- Myer, G.D., Ford, K.R., Khoury, J., Succop, P., & Hewett, T.E. (2010b). Development and validation of clinic-based prediction tool to identify female athletes at high risk for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(10), 2025–2033. doi:10.1177/0363546510370933.
- Myer, G.D., Stroube, B.W., DiCesare, A., Brent, J.L, Ford, K.R., Heidt, R.S., Hewett, T.E. (2013). Augmented feedback supports skill transfer and reduces high-risk injury landing mechanics: a double-blind, randomized controlled laboratory study. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(3), 669-677. doi: 10.1177/0363546512472977
- Noyes, F.R., & Barber-Westin, S.D. (2014). Neuromuscular retraining intervention programs: Do they reduce noncontact anterior cruciate ligament injury rates in adolescent female athletes?. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 30(2), 245-255.
- Onate, J.A., Guskiewicz, K.M. & Sullivan, R.J. (2001). Augmented feedback reduces jump landing forces. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(9), 511-517.
- Otzuki, R., Kuramochi, R., & Fukubayashi, T. (2014). Effect of injury prevention training on knee mechanics in female adolescents during puberty. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(2), 149-156.

- Pappas, E., Nightingale, E., Simic, M., Ford, K.R., Hewett, T.E., & Myer, G.D. (2014). Do exercises used in injury prevention programmes modify cutting task biomechanics? A systematic review with meta-analysis, *British Journal of Sports Medicine*, *49*(10), 673-680.
- Parsons, J.L. & Alexander, J.L. (2012). Modifying spike jump landing biomechanics in female adolescent volleyball athletes using video and verbal feedback. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *26*(4), 1076-1084. doi:10.1519/JSC.0b013e31822e5876
- Pfifer, K.R., Hart, J.M., Herman, D.C., Hertel, J., Kerrigan, D.C., & Ingersoll, C.D. (2013) Different exercise training interventions and drop-landing biomechanics in high-school female athletes. *Journal of Athletic Training*, *48*(4), 450-462.
- Pollard, C.D., Sigward, S.M., Ota, S., Langford, K., & Powers, C.M. (2006). The influence of in-season injury prevention training on lower-extremity kinematics during landing in female soccer players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *16*(3), 223-227.
- Quatman, C., Ford, K.R., Myer, G.D., & Hewett, T.E. (2006). Maturation leads to gender differences in landing force and vertical jump performance, a longitudinal study. *The Journal of American of Sports Medicine*, *34*(5), 1-8. doi: 10.1177/0363546505281916
- Renard, J. (2015, 16 juin). En Suisse, le football féminin a passé un cap, mais il rest du travail. *24heures*. Repéré à <http://www.24heures.ch/suisse/En-Suisse-le-foot-feminin-a-passe-un-cap-mais-il-reste-du-travail/story/31022369>
- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., ... Engebretsen, L. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *British Journal of Sport Medicine*, *42*, 394-412.
- Rouxel, Y. (2006). *Le genou : anatomie, fonctionnement*. Chirurgie Orthopédique & Arthroscopie. Repéré à [http://docteurrouxel.fr/anatomie\\_fonctionnement.html](http://docteurrouxel.fr/anatomie_fonctionnement.html)
- Ruedl, G., Ploner, P., Linortner, I., Schranz, A., Fink, C., Sommersacher, R., Pocecco, E., Nachbauer, W. & Burtscher, M. (2009) Are oral contraceptive use and menstrual cycle phase related to anterior cruciate ligament injury risk in female recreational skiers?. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. *17* (9). 1065-1069.
- Schipplein, O.D., & Andriacchi T.P. (1991). Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, *9*(1), 113-119.
- Slauterbeck, J.R., Fuzie, S.F., Smith, M.P., Clark, R.J., Xu, K.T., Starch, D.W. & Hardy, D.M. (2002) The menstrual cycle, sex hormones, and anterior cruciate ligament injury. *Journal of Athletic Training*, *37*(3), 275-280.

- Smith, H.C., Vacek, P., Johnson, R.J., Slauterbeck, J.R., Hashemi, J., Shultz, S. & Beynnon, B.D. (2012). Risk factors for anterior cruciate ligament injury: a review of the literature. Part 1: Neuromuscular and anatomic risk. *Sports Health*, 4(1), 69-78. doi:10.1177/194173811142828.
- Steffen, K., Myklebust, G., Olsen, O.E., Holme, I., Bahr, R. (2008). Preventing injuries in female youth football-a cluster-randomized controlled trial. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18, 605-614.
- Sugimoto, D., Myer, G.D., Barber Foss, K.D., & Hewett T.E. (2015). Specific exercise effects of preventive neuromuscular training intervention on anterior cruciate ligament injury risk reduction in young females: meta-analysis and subgroup analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(5), 282-289.
- Taylor, J.B., Waxman, J.P., Richter, S.J., & Shultz, S.J. (2015). Evaluation of the effectiveness of anterior cruciate ligament injury prevention programme training components: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49, 79-87.
- Uhorchak, J.M., Scoville, C.R., Williams, G.N., Arciero, R.A., St. Pierre, P. & Taylor, D.C. (2003). Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(6), 831-842.
- Willson, J.D., Dougherty, C.P., Lloyd Ireland, M., & McClay Davis, I. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13(5), 316-325.

## Annexes

Annexe I: Grille McMaster

Annexe II : Grille de hiérarchie d'évidence selon JBI

Annexe III : Grille d'extraction personnalisée (vierge)

Annexe IV : Extraction des données de graphiques

Annexe V : Synthèse des caractéristiques des études

Annexe VI : Synthèse des interventions

Annexe VII : Résultats de l'évaluation de la qualité des études

Annexe VIII : Conversion des moments de force de valgus dynamique en N·m

Annexe I : Grille McMaster

*Critical Review Form - Quantitative Studies*

© Law, M., Stewart, D., Pollock, N., Letts, L., Bosch, J., & Westmorland, M., 1998  
McMaster University

**CITATION:**


**Comments**

<b>STUDY PURPOSE:</b> Was the purpose stated clearly? <input type="radio"/> Yes <input type="radio"/> No	Outline the purpose of the study. How does the study apply to occupational therapy and/or your research question?
<b>LITERATURE:</b> Was relevant background literature reviewed? <input type="radio"/> Yes <input type="radio"/> No	Describe the justification of the need for this study.
<b>DESIGN:</b> <input type="radio"/> randomized (RCT) <input type="radio"/> cohort <input type="radio"/> single case design <input type="radio"/> before and after <input type="radio"/> case-control <input type="radio"/> cross-sectional <input type="radio"/> case study	Describe the study design. Was the design appropriate for the study question? (e.g., for knowledge level about this issue, outcomes, ethical issues, etc.)  Specify any biases that may have been operating and the direction of their influence on the results.



**Comments**

<p><b>SAMPLE:</b> N =</p> <p>Was the sample described in detail?  <input type="radio"/> Yes  <input type="radio"/> No</p> <p>Was sample size justified?  <input type="radio"/> Yes  <input type="radio"/> No  <input type="radio"/> N/A</p>	<p>Sampling (who; characteristics; how many; how was sampling done?) If more than one group, was there similarity between the groups?</p> <p>Describe ethics procedures. Was informed consent obtained?</p>
<p><b>OUTCOMES:</b></p> <p>Were the outcome measures reliable?  <input type="radio"/> Yes  <input type="radio"/> No  <input type="radio"/> Not addressed</p> <p>Were the outcome measures valid?  <input type="radio"/> Yes  <input type="radio"/> No  <input type="radio"/> Not addressed</p>	<p>Specify the frequency of outcome measurement (i.e., pre, post, follow-up)</p> <p>Outcome areas (e.g., self-care, productivity, leisure).      List measures used.</p>
<p><b>INTERVENTION:</b> Intervention was described in detail?  <input type="radio"/> Yes  <input type="radio"/> No  <input type="radio"/> Not addressed</p> <p>Contamination was avoided?  <input type="radio"/> Yes  <input type="radio"/> No  <input type="radio"/> Not addressed  <input type="radio"/> N/A</p> <p>Cointervention was avoided?  <input type="radio"/> Yes  <input type="radio"/> No  <input type="radio"/> Not addressed  <input type="radio"/> N/A</p>	<p>Provide a short description of the intervention (focus, who delivered it, how often, setting). Could the intervention be replicated in occupational therapy practice?</p>

**Comments**

<p><b>RESULTS:</b> Results were reported in terms of statistical significance? <input type="radio"/> Yes <input type="radio"/> No <input type="radio"/> N/A <input type="radio"/> Not addressed</p> <p>Were the analysis method(s) appropriate? <input type="radio"/> Yes <input type="radio"/> No <input type="radio"/> Not addressed</p> <p>Clinical importance was reported? <input type="radio"/> Yes <input type="radio"/> No <input type="radio"/> Not addressed</p>	<p>What were the results? Were they statistically significant (i.e., <math>p &lt; 0.05</math>)? If not statistically significant, was study big enough to show an important difference if it should occur? If there were multiple outcomes, was that taken into account for the statistical analysis?</p>          <p>What was the clinical importance of the results? Were differences between groups clinically meaningful? (if applicable)</p>
<p>Drop-outs were reported? <input type="radio"/> Yes <input type="radio"/> No</p>	<p>Did any participants drop out from the study? Why? (Were reasons given and were drop-outs handled appropriately?)</p>
<p><b>CONCLUSIONS AND CLINICAL IMPLICATIONS:</b></p> <p>Conclusions were appropriate given study methods and results <input type="radio"/> Yes <input type="radio"/> No</p>	<p>What did the study conclude? What are the implications of these results for occupational therapy practice? What were the main limitations or biases in the study?</p>

## Annexe II : Grille de hiérarchie d'évidence selon JBI

Level 1 (strongest evidence)	Meta-analysis (with homogeneity) of experimental studies (eg RCT with concealed randomization) OR One or more large experimental studies with narrow confidence intervals
Level 2	One or more smaller RCTs with wider confidence intervals OR Quasi-experimental studies (without randomization)
Level 3	a. Cohort studies (with control group) b. Case-controlled c. Observational studies (without control group)
Level 4	Expert opinion, or physiology bench research, or consensus

### Annexe III : Grille d'extraction personnalisée (vierge)

Grille d'extraction de données			
Titre:			
Auteurs:			
Journal( page et volume):			
Année:			
Evaluateur:		Date:	
Introduction			
Objectif(s)			
Hypothèse			
Méthodologie			
Design			
Niveau de preuve			
Population			
Intervention	Nombre de sujets		
	Age		
	Niveau d'entraînement		
	Sports pratiqués		
	Critères inclusion/ exclusion		
Outcomes	Type		
	Durée		
	Fréquence		Warm-up/ program isolé/ N/A
	Moment	Pre-saison/ In-saison/ N/A	
	Progression?	Oui/Non	
	Instructeur	Qui?	
	Feed-back	OUI/Non	si oui:
	Compliance		
	Fréquence de mesure		
	Outils de mesure		
	Test d'évaluation	Type et conditions du saut	
		Nombre d'essai	
	Paramètres mesurés	Consignes	OUI/NON
Biomécanique Genoux			
Biomécanique Hanche			
Autres			
Analyse des données			
Tests statistiques utilisés			
Prise en compte des abandon			
Résultats			
Biomécanique de Genou			
Biomécanique de Hanche			
Autres			
Discussion			
Conclusion des auteurs			
Limites de l'étude			
Biais de l'étude			
Recommandation pour la pratique/recherche			
Commentaires de l'évaluateur			
Limites et biais de l'étude			
Qualité / niveau de preuve (JBI)			

## Annexe IV : Extraction des données de graphiques

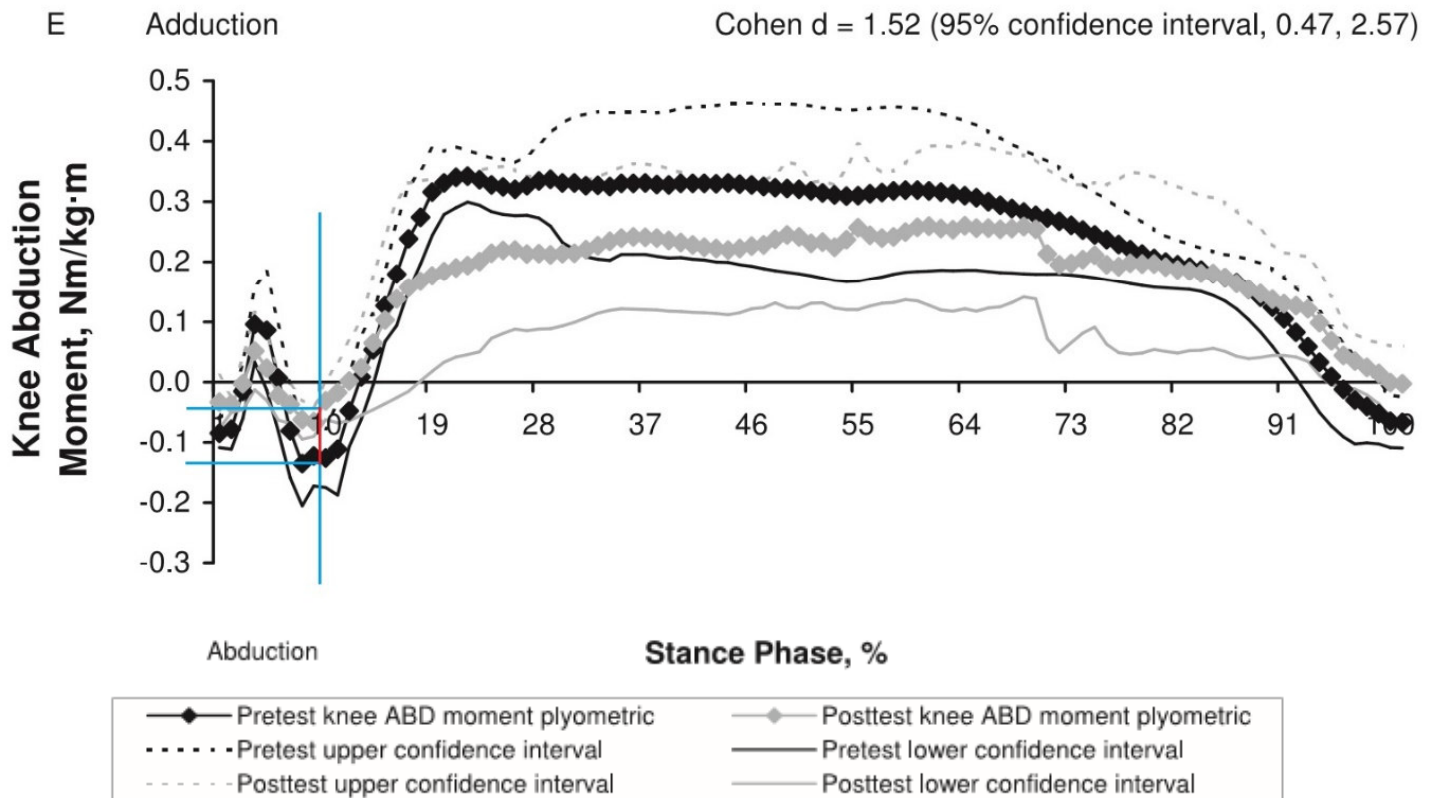
Pfile & al., 2013, p. 455

0,1 Nm/kg·m = 65 pixels

Pré-test (10%) = 87 pixels = 0.133 Nm/kg·m

Post-test (10%)= 29 pixels = 0.044 Nm/kg·m

Différence = 0.09 Nm/kg·m



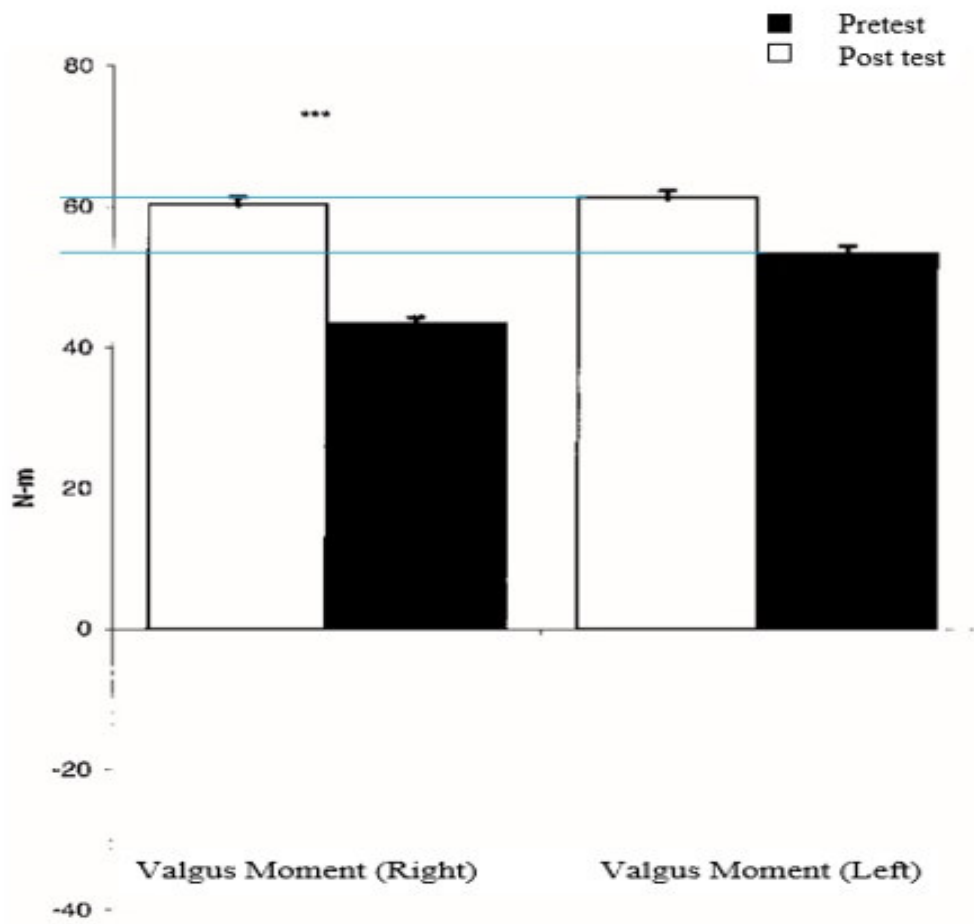
Myer & al., (2005)

0 – 40 N·m = 200 pixels

Pretest = 307 pixels = 61.4 N·m

Post test = 269 pixels = 53.8 N·m

Difference = 7.6 N·m



# Annexe V : Synthèse des caractéristiques des études

Tableau 4: Caractéristiques des études.

Date et auteur	Brown & al (2014)	Ozaki & al (2014)	Pfife & al. (2013)	Polland & al. (2006)	Myer & al. (2005)
<b>Titre</b>	Comparative adaptations of lower-limb biomechanics during unilateral and bilateral landings after different neuromuscular-based ACL injury prevention protocols	Effect of injury prevention training on knee mechanics in female adolescents during puberty	Different exercise training interventions and drop-landing biomechanics in high school athletes	The influence of in-season injury prevention training on lower-extremity kinematics during landing in female soccer players	Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes
<b>Type d'étude</b>	repeted measure experimental design		cohort study	longitudinal pre-post intervention study	a controlled cohort repeated-measures experimental design
<b>Niveau JBI</b>	2a	2b	3a	3c	3a
<b>Objectifs</b>	Cette étude vise à déterminer si un protocole plus court de prévention de ACL peut produire des adaptations biomécaniques bénéfiques des MI pendant un atterrissage bilat et unilat.	Evaluer les effets d'un programme de prévention sur l'alignement dynamique du genou chez les basketteuses, particulièrement au moment de la puberté.	Déterminer la capacité d'un programme de prévention vs de stabilisation à changer la biomécanique du tronc et des membres inférieurs lors d'un saut vertical.	Examiner l'influence d'un programme de prévention des blessures réalisé durant la saison sur la cinématique du genou et de la hanche.	Evaluer l'effet d'un programme neuromusculaire sur les mesures de performances et la biomécanique.
<b>Population</b>	N=43 NM= 10 CORE= 7 PLIO= 13 CON= 13  NM= 14,1 +/- 1,2 ans, 1,63 +/- 0,08 cm, 50,6 +/- 8,5 CORE= 15 +/- 0,6 ans, 1,66 +/- 0,07cm, 61,7 +/- 11,2 kg PLIO= 14,8 +/- 0,6ans, 1,64 +/- 0,02cm, 59,5 +/- 8,9 kg	N= 60 NM= 32 CTRL= 28 Age: 13,1 +/- 0,8 ans( 13,1 +/- 0,8 control) Taille: 1,56 +/- 6,8 cm ( 1,57 +/- 7,9 control) Poids: 47 +/- 7 kg ( 46,7 +/- 8,7 control)	N= 22 PLIO= 9 CORE= 8 control= 6 Age: 14,8 +/- 0,8 ans Taille: 1,71/- 0,07m Poids: 57,7 +/- 8,5 kg	N= 18 Age: 14,17 ans ( moyenne 14,9) Taille: 163 cm (moyenne) Poids: 58,3 kg ( moyenne)	N= 53 NM = 41 CTRL= 12 Age: 15,3 1/- 0,9 ans (16,5 +/- 1 ans control) Taille: 171,2 +/- 7,21 cm( 166,5 +/- 8,83cm control) Poids: 64,8 +/- 9,96 Kg (65 6 +/- 9,96 kg control)
<b>Intervention</b>	Groupe NM = 60 min Groupe PLIO = 20min Groupe CORE= 20 min  3x/sem durant 6 semaines Avec progression / avec matériel  CTRL= N/D	Groupe NM = 20 min. Echauffement 3x/sem durant 6 mois sans progression / sans matériel  CTRL= entraînement régulier classique	Groupe pliométrie= 20 min Groupe stabilisation= 20 min  3x/sem durant 4 semaines Avec progression/ Avec progression/  CTRL= entraînement régulier classique	Groupe NM = 20 min Echauffement 2-3x/ sem durant une saison entière sans progression/ sans matériel  Pas de groupe control	Groupe NM = 90 min 3x/sem durant 6 semaines Avec progression/ Avec matériel  CTRL= pas d'entraînement
<b>Test et conditions</b>	Conditions de départ: boîte de 17cm, 5 essais.  2 sauts évalués: bilatéral -> DVJ unilatéral -> saut latéral ou avant pour descendre de la boîte suivi d'un rapide saut latéral	Conditions de départ: boîte de 31cm, écartements entre les pieds de 35 cm, 1-3 essai d'entraînements, et 3 essais.  Saut évalués: DVJ avec bras en l'air	Conditions de départ: boîte de 25 cm . Familiarisation nombre de sauts à volonté, et 3 essais.  Saut évalué: DVJ	Conditions de départ: boîte de 30 cm. Evaluation MI droite ( dominante pour 17/18 filles) . Familiarisation nombre de sauts à volonté, et 3 essais.  Saut évalué: DVJ	Conditions de départ: boîte de 31cm et écartement des pieds de 35cm. 3 essais réussis.  Saut évalué: DVJ avec bras en l'air
<b>Outcomes</b>	Prise en compte de 0-50% de la phase d'atterrissage. Analyses 3D  Genou: angles et moments de FLEX et ABD. Hanche: angles et moments de FLEX et ADD.	Evaluation uniquement MI gauche. Analyses 2D  Genou: angle d'ABD (cm) et de flexion et pKAM (moment théorique d'ABD du genou)	Prise en compte du pic dans 0-25% de la phase d'atterrissage et de la moyenne dans 0-100%. Evaluation 3D.  Genou: angle et moments de FLEX, ABD, RM Hanche: angles et moments de FLEX, ADD, RM Autre: latéro-flexion de tronc	Prise en compte du pic entre 0-20% de la phase d'atterrissage. Evaluation MI droite ( dominante pour 17/18 filles) . Analyses 3D.  Genou: angles ABD et FLEX Hanche: angles ADD et RM	Evaluation des 2 MI.  Genou: angles de FLEX/EXT. moments ABD/ ADD. Autre: tests de performances -> hauteur de saut vertical maximale, vitesse de course, distance max. de saut sur un MI, test de force
<p>Abréviations: N, Nombre de sujets; NM, programme neuromusculaire; PLIO, programme de pliométrie; CORE, programme de stabilisation; CTRL, groupe contrôle; N/D, non-déterminé; DVJ, drop vertical jump; MI, membre inférieur; FLEX, flexion; EXT, extension; ABD, abduction; ADD, adduction; RM, rotation médiale.</p>					

## Annexe VI : Synthèse des interventions

Article	Sport	Programme	Durée	Fréquence	Période	Temps d'intervention	Progression et critères	Matériel	Supervision	Feed-back	Résultats significatifs?
Brown & al. (2014)	Basket, Foot, UH, Volley	NM	60min	3x/sem	Programme isolé N/D	6 semaines	3 phases de progression	BOSU et Swissball	N/D	verbal et visuel	Non
		PLIO	20min					aucun			Non
		CORE	20min					BOSU et Swissball			Non
Ozuzki & al. (2014)	Basket	NM	20 min	3x/sem	échauffement en saison	6 mois	aucune	aucun	coachs instruits	Oui	Oui en partie
Pfile & al. (2013)	Lacrosse, Foot	PLIO	20 min	3x/sem	N/D en saison	4 semaines	oui au milieu	avec partenaire	coachs et professionnels	verbal	Oui
		CORE	20 min								Non
Pollard & al. (2006)	Foot	NM	20 min	2-3x/sem	échauffement en saison	saison entière	aucune	aucun	coachs après instructions	verbal	Non
Myer & al. (2005)	Basket, Foot, Volley	NM	90 min	3x/sem	Programme isolé N/D	6 semaines	oui, selon adaptation du sujet	BOSU et Swissball	spécialistes et stagiaires	Oui	Oui en partie



## Annexe VII : Résultats de l'évaluation de la qualité des études

Items \ Etudes	Brown & al., (2014)	Otzuki & al., (2014)	Pfile & al., (2013)	Pollard & al., (2006)	Myer & al., (2005)
L'objectif de l'étude est-il clairement défini ?	1	1	1	1	1
La littérature est-elle pertinente ?	1	1	1	1	1
Est-ce que le design de l'étude est approprié à la question de recherche ?	1	0,5	0,5	0	0,5
Les biais sont-ils précisés ?	1	1	1	1	0
Est-ce que l'échantillon est décrit en détails?	1	1	1	1	1
Est-ce que la taille de l'échantillon est justifiée?	1	1	1	0	0
Y-a-t 'il eut un consentement éthique?	1	1	1	1	1
Est-ce que les mesures des résultats sont fiables ?	1	0,5	1	1	1
Est-ce que les mesures des résultats sont valides ?	1	1	1	1	1
L'intervention est-elle décrite en détails ?	1	1	0,5	1	1
La contamination et la cointervention ont-t-elles été évitées ?	0,5	1	1	0	1
Les résultats ont-ils été annoncés en termes d'importance statistiques ?	1	1	1	1	1
La méthode d'analyse des résultats était-elle appropriée ?	1	1	1	1	1
L'importance clinique est-elle signalée ?	1	1	1	1	1
Les drop-outs sont-ils énoncés ?	1	1	1	1	0
La conclusion est-elle appropriée à la méthode et aux résultats de l'étude?	1	1	1	1	1
<b>TOTAL: 16 points</b>	<b>15,5</b>	<b>15</b>	<b>14,5</b>	<b>13</b>	<b>12,5</b>

Cotations : 0= item non-traité/ mal-traité, 0.5= item partiellement traité, 1= item traité

## Annexe VIII : Conversion des moments de force de valgus dynamique en N·m

Article	Groupe	Poids moyen	Taille moyenne	Valeurs pré-test	Conversion en N·m
Brown & al (2014)	PLIO	59,50	1,64	0,33	31,41
	CORE	61,70	1,66	0,31	31,75
	NM	50,60	1,63	0,41	33,81
	CTRL	53,90	1,62	0,39	34,54
Pfile & al. (2013)	PLIO	62,60	172,10	0,13	14,00
	CORE	56,80	169,20	0,11	10,57
	CTRL	52,10	168,6	0,12	10,54

Légende: La conversion en N·m a été réalisé avec le calcul : poids moyen(kg) · taille moyenne (m) · valeurs pretest (N·m/kg·m).