



Institut Régional de Formation aux Métiers de la Rééducation et de Réadaptation
Pays de la Loire.

54, rue de la Baugerie - 44230 SAINT- SÉBASTIEN SUR LOIRE

Les adaptations du schéma de course comme moyen de
prévention primaire du syndrome fémoro-patellaire : une
revue systématique de la littérature

Simon BENOIT

Mémoire UE28

Semestre 10

Année scolaire 2022-2023

RÉGION PAYS DE LA LOIRE



ENGAGEMENT DE NON-PLAGIAT

Je, soussigné, Simon BENOIT déclare être pleinement conscient que le plagiat de documents ou d'une partie d'un document publiés sur toutes formes de support, y compris l'internet, constitue une violation des droits d'auteur ainsi qu'une fraude caractérisée. En conséquence, je m'engage à citer toutes les sources que j'ai utilisées pour écrire ce mémoire.

Fait à Nantes, le 23 avril 2023

Signature :

A handwritten signature in blue ink, appearing to be 'S. Benoit', written over a light blue rectangular background.

AVERTISSEMENT

Les mémoires des étudiants de l'Institut Régional de Formation aux Métiers de la Rééducation et de la Réadaptation sont réalisés au cours de la dernière année de formation MK.

Ils réclament une lecture critique. Les opinions exprimées n'engagent que les auteurs. Ces travaux ne peuvent faire l'objet d'une publication, en tout ou partie, sans l'accord des auteurs et de l'IFM3R.

REMERCIEMENTS

Tout d'abord je tiens à adresser mes remerciements les plus chaleureux à ma directrice de mémoire, qui m'a accompagné et guidé avec bienveillance tout au long de ce travail et pour ses précieux conseils.

Je remercie également ma maman et ma grande sœur, pour le soutien qu'elles m'apportent au quotidien, et pour le temps qu'elles ont consacré aux relectures de mon mémoire.

Enfin, je tiens à remercier mes amis et futurs confrères, pour la motivation et les encouragements qu'ils m'ont apporté tout au long de mes cinq années de formation, particulièrement riches et intenses mais également passionnantes. Sans eux, ces années n'auraient pas eu la même saveur.

RÉSUMÉ

Introduction : Le syndrome fémoro-patellaire (SFP) est la blessure de surutilisation du genou la plus couramment rencontrée dans la pratique kinésithérapique. Elle représente donc un enjeu de santé publique majeur tant pour le sportif que pour le praticien et la société. Cette pathologie résulte d'une interaction entre anomalie morphologique, faiblesse musculaire et stratégie de course non optimale. À cet égard, le réentraînement à la course du patient est de plus en plus mis en place en fin de rééducation, en prévention secondaire. Néanmoins, le fait qu'une mauvaise stratégie de course soit à l'origine du syndrome suggère que le réentraînement à la course pourrait être effectué en prévention primaire, en amont de la blessure, avant même qu'elle n'apparaisse : on parle alors d'adaptation du schéma de course. C'est cette hypothèse qui sera explorée au cours de cette revue systématique.

Méthodologie : Le modèle PICO a permis de déterminer les critères d'inclusion et d'exclusion, pour aboutir à l'équation de recherche la plus fidèle à l'objet d'étude. Quatre banques de données ont été interrogées jusqu'au mois de mars 2023 : Pubmed, PEDro, Sciencedirect, Cochrane. Puis, un total de cinq ECR a été retenu pour réaliser cette revue systématique. La sélection de ces études a été réalisée selon la méthodologie PRISMA et leur qualité a été déterminée selon l'échelle PEDro. Enfin, la qualité de cette revue systématique a été faite sur la base de la grille AMSTAR 2.

Résultats : Les études retenues visent à évaluer les effets de programmes d'adaptation du schéma de course sur certains facteurs de risques, en comparant un groupe expérimental ayant suivi l'intervention et un groupe contrôle n'ayant suivi aucune intervention. L'objet d'étude étant en lien avec la prévention primaire, les sujets des études étaient donc asymptomatiques. Les programmes mis en œuvre semblent influencer positivement certains facteurs de risques et n'avoir aucun effet sur d'autres.

Discussion : Les interventions mises en œuvre, les biais relevés, de même que les résultats obtenus dans chaque étude étant hétérogènes, il n'est pas possible de conclure quant à l'efficacité certaine de l'adaptation du schéma de course en prévention primaire du SFP. Cependant, une tendance à la diminution de certains facteurs de risques semble se dégager. Aussi, des recherches supplémentaires seront à effectuer afin de pouvoir confirmer cette tendance.

MOTS CLÉS

- Prévention primaire
- Adaptation du schéma de course
- Syndrome fémoro-patellaire
- Course à pied
- Facteurs de risques

ABSTRACT

Introduction: Patellofemoral syndrome (PFS) is the most common knee overuse injury encountered in physiotherapy practice. It therefore represents a major public health issue for the athlete, the practitioner and society. This pathology results from an interaction between morphological anomaly, muscular weakness and non-optimal running strategy. In this respect, the re-training of the patient to run is more and more implemented at the end of rehabilitation as a secondary prevention. Nevertheless, the fact that a bad running strategy is at the origin of the syndrome suggests that running re-training could be carried out in primary prevention, before the injury even appears: we then talk about adaptation of the running pattern. This hypothesis will be explored in this systematic review.

Methodology: The PICO model was used to determine the inclusion and exclusion criteria, in order to arrive at a search equation that best reflects the purpose of the study. Four databases were searched until March 2023: Pubmed, PEDro, Sciencedirect, Cochrane. Then, a total of five RCTs were selected to perform this systematic review. These studies were selected according to the PRISMA methodology and their quality was determined according to the PEDro scale. Finally, the quality of this systematic review was assessed using the AMSTAR 2 grid.

Results: The studies selected aimed to evaluate the effects of running pattern adaptation programs on certain risk factors, between an experimental group that followed the intervention and a control group that did not follow any intervention. As the subject of the study was related to primary prevention, the subjects of the studies were asymptomatic. The programs implemented appear to positively influence some risk factors and have no effect on others.

Discussion: Because the interventions implemented, the biases identified, and the results obtained in each study were heterogeneous, it is not possible to conclude whether the adaptation of the running pattern in primary prevention of FPS is definitely effective. However, a trend toward a decrease in certain risk factors appears to be apparent. Further research is needed to confirm this trend.

KEY WORDS

- Primary prevention
- Adaptation of running patterns
- Patellofemoral syndrome
- Running
- Risks factors

TABLE DES ABRÉVIATIONS

| | |
|--------|---|
| ABS | Vitesse absolue |
| AQM | Analyse quantifiée du stress mécanique |
| BAR | Groupe pieds nus |
| CAD | Groupe cadence |
| CS | Vitesse confortable |
| CON | Groupe contrôle |
| EBP | Evidence based practice |
| ECR | Essai clinique contrôlé randomisé |
| FD | Flexion dorsale de la cheville |
| FDR | Facteurs de risques |
| FP | Fémoro-patellaire |
| GC | Groupe contrôle |
| GE | Groupe expérimental |
| GR | Adaptation du schéma de course |
| GRF | Force de réaction au sol |
| HAS | Haute autorité de santé |
| HS | Vitesse élevée |
| MI | Membre inférieur |
| MK | Masseur-kinésithérapeute |
| Ms | Milliseconde |
| MS | Membre supérieur |
| NI : | Non indiqué |
| OMS | Organisation mondiale de la santé |
| RE | Rotation externe |
| REL | Vitesse relative |
| RI | Rotation interne |
| SFP : | Syndrome fémoro-patellaire |
| TCA | Tendinopathie du compartiment antérieur |
| TPA | Tendinopathie d'Achille |
| VALR : | Taux de charge vertical moyen |
| VILR : | Taux de charge vertical instantané |

SOMMAIRE

| | |
|--|-----------|
| Introduction | 1 |
| I. Le cadre conceptuel..... | 2 |
| 1. Les rappels anatomiques..... | 2 |
| 1.1. Le genou | 2 |
| 1.2. La hanche..... | 4 |
| 1.3. La myologie | 5 |
| 1.4. Synthèse | 6 |
| 2. Le syndrome fémoro-patellaire : définition | 7 |
| 3. Le syndrome fémoro-patellaire : épidémiologie | 7 |
| 4. La course | 9 |
| 4.1. Définition..... | 9 |
| 4.2. Les contraintes de la course | 9 |
| 4.3. L'analyse de la course..... | 10 |
| 5. Le syndrome fémoro-patellaire : étiologie et facteurs de risques | 15 |
| 5.1. Les facteurs de risques psychosociaux | 15 |
| 5.2. Les facteurs de risques relatifs au genou | 16 |
| 5.3. Les facteurs de risques relatifs à la hanche..... | 17 |
| 6. La prévention primaire du syndrome fémoro-patellaire..... | 18 |
| 6.1. Définition..... | 18 |
| 6.2. L'éducation du patient | 19 |
| 6.3. L'éducation du patient : l'exemple de la quantification du stress mécanique | 19 |
| 6.4. Le renforcement musculaire | 20 |
| 6.5. Le contrôle moteur du genou..... | 20 |
| 6.6. Synthèse | 21 |
| 7. L'adaptation du schéma de course et réentraînement à la course..... | 21 |
| 7.1. La différence entre adaptation et réentraînement | 21 |
| 7.2. Définition..... | 21 |
| 7.3. La place de l'adaptation du schéma de course en prévention primaire | 21 |
| 7.4. La place du réentraînement à la course en prévention secondaire..... | 22 |
| 7.5. Les paramètres d'intérêt..... | 22 |
| II. La problématisation | 22 |
| 1. La question de recherche | 22 |
| 2. Les hypothèses..... | 23 |
| III. La méthodologie | 23 |
| 1. Le choix de la méthode..... | 23 |
| 2. Le choix des articles..... | 23 |
| 3. Le choix des banques de données | 23 |
| 4. Les critères PICO et les mots clés | 24 |
| 5. Les critères d'inclusion et d'exclusion | 24 |
| 6. L'équation de recherche | 25 |
| 7. La sélection des études | 25 |
| 8. L'évaluation de la qualité méthodologique des études..... | 26 |

| | |
|---|-----------|
| IV. Les résultats | 27 |
| 1. La population | 28 |
| 2. La description des interventions | 28 |
| 2.1. L'intervention de l'étude de M. Dunn et al | 28 |
| 2.2. L'intervention dans de l'étude de Z. Chan et al..... | 28 |
| 2.3. L'intervention dans l'étude de J. Warne et al | 29 |
| 2.4. L'intervention dans l'étude de A. Molina et al..... | 29 |
| 2.5. L'intervention dans l'étude de B. Wang et al | 29 |
| 3. L'évaluation | 30 |
| 4. Les effets sur la biomécanique de la course | 30 |
| 4.1. La flexion dorsale de cheville..... | 30 |
| 4.2. La flexion du genou | 31 |
| 4.3. L'articulation fémoro-patellaire..... | 32 |
| 5. Les effets sur les forces de réaction au sol..... | 33 |
| 6. L'adaptation du schéma de course et les paramètres spatio-temporels | 34 |
| 6.1. La cadence | 34 |
| 6.2. La longueur de pas | 34 |
| 6.3. La durée de l'appui | 35 |
| 6.4. L'attaque du pied au sol..... | 35 |
| V. La discussion | 36 |
| 1. La validité interne : limites méthodologiques | 37 |
| 1.1. La répartition des groupes..... | 37 |
| 1.2. Le recueil des données..... | 37 |
| 1.3. L'analyse des données | 38 |
| 2. La validité externe : analyse et interprétation des résultats..... | 39 |
| 2.1. La taille d'effet pour les paramètres biomécaniques | 39 |
| 2.2. La taille d'effet pour les forces de réaction au sol..... | 42 |
| 2.3. La taille d'effet pour les paramètres spatio-temporels..... | 43 |
| 2.4. Synthèse | 46 |
| 3. La réponse à la question de recherche et aux hypothèses..... | 47 |
| 4. Les limites de la revue | 48 |
| 4.1. La prévalence du SFP après les interventions | 48 |
| 4.2. La définition de l'adaptation du schéma de course..... | 48 |
| 4.3. La variabilité des résultats | 49 |
| 4.4. La grille AMSTAR 2 | 49 |
| 5. Les perspectives | 49 |
| 5.1. Les perspectives de recherche..... | 49 |
| 5.2. Les perspectives professionnelles..... | 49 |
| Conclusion..... | 50 |
| BIBLIOGRAPHIE | |
| ANNEXES..... | I |

Introduction

Les dernières études épidémiologiques mettent en évidence le fait que la course à pied, de par ses bienfaits, physiques mais également psychologiques, est de plus en plus pratiquée. Cet accroissement de l'intérêt porté à cette discipline a comme conséquence la multiplication de l'incidence et de la prévalence des blessures associées à la course à pied, parmi lesquels le syndrome fémoro-patellaire (SFP).

Les pathologies liées au genou, en particulier le SFP, sont fréquemment rencontrées dans le domaine de l'athlétisme et de la course de longue distance. Le SFP se caractérise par des douleurs diffuses, en poignard, survenant lors d'activités physiques ou professionnelles exposant le genou à un stress articulaire élevé. Il est la résultante d'une combinaison de facteurs extrinsèques tels que des erreurs d'entraînement, de vieilles chaussures de running, la surface de course (route ou sentier) ou encore le surentraînement, mais également de facteurs intrinsèques comme le manque de souplesse, la morphologie, ou des antécédents de blessures. En tant qu'étudiant masseur-kinésithérapeute (MK), l'expérience acquise au cours de la formation professionnelle au sein de l'Institut Régional de Formation aux Métiers de Rééducation et de Réadaptation Pays de la Loire, en cours comme en stage, a permis d'être régulièrement confronté au SFP.

En effet, comme nous l'avons déjà indiqué, il s'agit de l'une des blessures les plus fréquemment rencontrées chez les coureurs. Après échange avec différents profils de patients atteints par cette pathologie, au cours de leur prise en charge, il est apparu qu'un réentraînement à la course mis en œuvre par le MK en charge de leur rééducation, avec modification de certains paramètres de course tels que la cadence, ou encore la longueur de pas avait un effet bénéfique sur la reprise de leur activité. Cet état de fait a conduit à une interrogation personnelle sur le fait de savoir si cette blessure n'aurait pas pu être évitée si l'athlète avait adopté de bons réflexes de course avant l'apparition du SFP. C'est ce questionnement qui a conduit au choix d'une thématique de mémoire associant SFP, prévention primaire et course à pied.

La plupart des protocoles de rééducation comprennent un renforcement des membres inférieurs, tout particulièrement des muscles fessiers. Or, le SFP a tendance à récidiver. Aussi, il est apparu intéressant, dans le cadre de ce mémoire, de s'intéresser à l'une des causes profondes souvent à l'origine du SFP, à savoir la mauvaise posture de course de l'athlète. Plus précisément, la présente étude s'est interrogée sur le fait de savoir si la correction de certains paramètres de course, en amont de la blessure, avant même qu'elle ne soit diagnostiquée, pourrait permettre de prévenir l'apparition du SFP. Cette démarche est plus communément appelée « adaptation du schéma de course ». A cet égard, le fait de proposer une intervention afin de prévenir l'apparition d'une blessure caractérise la prévention primaire. Par conséquent, ce mémoire de recherche investiguera la problématique suivante : l'adaptation du schéma de course pourrait-il présenter un intérêt en prévention primaire du SFP ?

Pour répondre à cette problématique, une revue systématique de la littérature depuis 2015 est proposée. Dans un premier temps, il conviendra de présenter les concepts clés de cette étude.

Puis, dans un second temps, la méthodologie et les résultats des articles retenus pour répondre à la question de recherche seront détaillés. Enfin, ce mémoire sera clôturé par une discussion faisant l'analyse des résultats et présentant leurs limites.

I. Le cadre conceptuel

1. Les rappels anatomiques

Les mouvements du centre de masse de l'athlète sont liés à la cinématique des membres inférieurs et du tronc. Il est donc utile de comprendre les relations entre ces trois entités car cela permet de distinguer les styles de course et comprendre pourquoi, où et comment apporter des modifications à un style de course. (1)

En outre, il faut savoir que de nombreux protocoles de rééducation préconisent un renforcement des muscles périphériques de la hanche et du genou, c'est pourquoi il convient de mettre l'accent sur ces deux articulations.

1.1. Le genou

Dans la mesure où le patient décrit une douleur globale au niveau du genou, et souffre lorsque celui-ci est en mouvement, il faut s'intéresser aux deux articulations qui composent le genou et qui sont indissociables anatomiquement et fonctionnellement : l'articulation fémoro-patellaire et l'articulation fémoro-tibiale. (2)

Figure 1 et 2 : vue latérale et médiale de l'articulation du genou



1.1.1. L'articulation fémoro-patellaire

1.1.1.1. La structure

L'articulation fémoro-patellaire est une ginglyme (poulie) qui associe les surfaces articulaires de la face postérieure de la patella et la partie antéro-inférieure du fémur : la trochlée fémorale. La patella est un os sésamoïde avec un épais cartilage articulaire à sa face postérieure. Elle fait

partie intégrante de l'articulation du genou et se situe dans la capsule articulaire du genou. Sur le plan de la stabilité, les ligaments fémoro-patellaires médial et latéral, aussi appelés rétinaculum patellaires, s'insèrent sur les condyles fémoraux et sur les bords latéraux de la patella. Ils sont les principaux freins passifs de la translation latérale et médiale de la patella. S'ajoute à eux le ligament patellaire qui s'insère sur l'extrémité inférieure de la patella et sur la tubérosité tibiale. Il est indissociable du tendon quadricipital. (2) En effet, le ligament patellaire est fonctionnellement la continuité du tendon quadricipital et leurs fibres vont recouvrir la face antérieure de la patella, assurant ainsi sa stabilité dans le plan sagittal. (3)

1.1.1.2. La biomécanique

L'articulation fémoro-patellaire joue un rôle essentiel dans la fonction d'articulation du genou, en particulier lors d'activités impliquant de grandes amplitudes de flexion telles que les squats, l'accroupissement, la montée/descente d'escaliers ou encore la course. (4) La patella sert de galet de glissement dans la trochlée fémorale ainsi que de bras de levier pour le quadriceps lors de la flexion pour sa contraction excentrique et lors de l'extension pour sa contraction concentrique. (5) Elle permet ainsi d'amplifier la force du quadriceps et de diminuer la quantité de force nécessaire pour réaliser l'extension du genou. (6)

La mise en tension du muscle quadriceps et du tendon rotulien a pour effet de plaquer la rotule contre la surface du fémur distal ce qui crée une force de réaction de l'articulation fémoro-patellaire au point de contact avec les condyles fémoraux. Cette force de réaction est donc influencée par la force du muscle quadriceps et l'angle de flexion du genou. C'est ainsi que certaines activités physiques ou professionnelles exposent l'articulation fémoro-patellaire à une force de réaction plus importante que d'autres. Par exemple, un squat profond implique un angle de flexion du genou élevé et une plus grande demande sur le muscle quadriceps, en comparaison à un demi-squat. (4)

1.1.2. L'articulation fémoro-tibiale

1.1.2.1. La structure

L'articulation fémoro-tibiale est une articulation bi-condyloïde qui associe les surfaces articulaires des condyles fémoraux en proximal et les surfaces articulaires des condyles tibiaux en distal. (2)(3) Entre les deux surfaces articulaires, on retrouve les ménisques qui sont deux fibrocartilages améliorant la congruence entre les condyles fémoraux et tibiaux au cours des mouvements.

Concernant les éléments de stabilité passifs de l'articulation il y a deux ligaments collatéraux (médial et latéral) qui sont extra-articulaires et deux ligaments croisés (antérieurs et postérieurs) qui sont intra-articulaires. (3) Ces quatre ligaments permettent de stabiliser l'articulation fémoro-tibiale dans les trois plans de l'espace lors des mouvements de flexion extension.

Enfin, il faut préciser que des antécédents de blessures telles que des ruptures de ligament croisé antérieur (LCA) ou encore des entorses du compartiment médial ou latéral prédisposent le patient au développement d'un SFP.

1.1.2.2. La biomécanique

Lors d'activités comme la marche, la course ou bien la montée/descente d'escaliers, les mouvements du genou s'effectuent dans les trois plans de l'espace. Cette organisation tridimensionnelle de la biomécanique du genou résulte des surfaces articulaires non uniformes de la structure complexe des plateaux tibiaux et des condyles fémoraux.

Dans le plan sagittal, le tibia roule sur le fémur au cours des mouvements de flexion et d'extension du membre inférieur. Cela provoque, pendant la flexion, des mouvements de translation ou, en d'autres termes, un glissement antérieur du tibia par rapport au fémur lors des mouvements de flexion et, à l'inverse, un glissement postérieur lors des mouvements d'extension. (7)

En ce qui concerne le plan horizontal, des mouvements de rotation ont lieu lors de la flexion et de l'extension. À titre d'exemple, lors de la flexion, les condyles fémoraux effectuent une rotation interne tandis que les condyles tibiaux, par opposition, effectuent une rotation externe. La rotation interne du fémur lors de la flexion provoque une translation antérieure du ménisque latéral qui vient s'enrouler autour du ménisque médial. Les mouvements opposés du fémur et du tibia permettent la mise en tension de l'ensemble des ligaments et ainsi une grande stabilité du genou lors de l'extension. (3)(7)

L'organisation structurelle et biomécanique du genou est donc complexe et minutieuse. Le moindre changement, qu'il soit d'ordre structurel ou externe au patient, est susceptible de perturber la biomécanique du genou.

1.2. La hanche

Dans la mesure où de nombreux protocoles de rééducation du SFP contiennent des exercices de renforcement des fessiers, il est opportun de détailler l'articulation de la hanche.

L'articulation de la hanche joue un rôle important dans la génération et la transmission des forces pendant les activités habituelles de la vie quotidienne et les activités sportives. (8) De plus, les exigences physiques imposées à l'articulation de la hanche pendant les activités sportives peuvent prédisposer l'athlète au SFP. (8)

1.2.1. La structure

La hanche est une articulation synoviale unissant la tête fémorale et l'acétabulum de l'os coxal. C'est une articulation sphéroïde dont les mouvements s'effectuent dans les trois plans de l'espace. (2)(3)(5) La congruence osseuse, le fibrocartilage (labrum) et les trois ligaments de la capsule articulaire (iliofémoral, ischiofémoral et pubofémoral) constituent les moyens de stabilité passive de l'articulation. (3) L'orientation spiralée des ligaments les conduits à se

tendre lorsque la hanche est en extension, réduisant ainsi la quantité d'énergie musculaire nécessaire pour assurer la station verticale.

Quant aux moyens de stabilité active de la hanche, on retrouve le droit fémoral en avant, les trois muscles ischio-jambiers en arrière et les cinq muscles adducteurs médialement. Enfin, latéralement, se retrouve le deltoïde fessier constitué des trois muscles fessiers et le muscle tenseur du fascia lata qui se regroupent sur le tractus iliotibial s'insérant sur le condyle tibial latéral. Ceux-ci participent à la stabilité de l'articulation du genou. (3)

1.2.2. La biomécanique

L'articulation de la hanche permet différents mouvements : la flexion, l'extension, l'abduction, l'adduction, la rotation interne et la rotation externe. Les amplitudes de ces différents mouvements varient en fonction de l'activité.

Dans le plan sagittal, la hanche peut se déplacer jusqu'à 100°/110° de flexion et 0°/20° d'extension en fonction de l'âge et de la position du genou. (5) Si le genou est en extension, la flexion de hanche est limitée du fait de la tension des ischio-jambiers. A l'inverse, lorsque la hanche est en extension, lors du pas postérieur par exemple, c'est le quadriceps qui, par son insertion sur la hanche, permet de conserver la tête fémorale dans l'acétabulum. (5) Ainsi, les ischio-jambiers et le droit fémoral, sont des muscles antagonistes, qui fonctionnent en synergie au cours de l'extension couplée entre la hanche et le genou. Chacun de ces muscles possède un bras de levier plus fort sur une articulation et plus faible sur l'autre : la hanche pour les ischio-jambiers et le genou pour le droit fémoral. C'est le paradoxe de Lombard. (5)

S'agissant des mouvements de rotation interne (RI) et externe (RE), ils ont une plus grande amplitude lorsque la hanche est positionnée en flexion (RI = 0-70° / RE = 0-90°), à cause de la forte tension des ligaments lorsque la hanche est en extension. À savoir que le degré de flexion et d'extension de la hanche change avec l'augmentation de la vitesse de la marche, du jogging et de la course. (8)

Enfin, en ce qui concerne les mouvements qui ont lieu dans le plan transversal, c'est surtout l'abduction et le muscle responsable de ce mouvement, le moyen fessier, qui sont importants. L'abduction de hanche est de 45° et le secteur utile est de 20°. (5) S'il n'est pas performant, le moyen fessier est susceptible d'engendrer une boiterie et par la même d'avoir des répercussions sur la qualité de la marche et de la course.

Il est à noter que les valeurs maximales d'abduction et d'adduction, au même titre que les deux autres mouvements cités précédemment (RI et RE) ont lieu pendant la course. (8)

1.3. La myologie

1.3.1. Le quadriceps

Le muscle quadriceps est issu de la réunion de quatre chefs musculaires qui sont : le vaste médial, le vaste latéral, le vaste intermédiaire et le droit fémoral. L'ensemble de ces chefs musculaires s'insèrent le long de la diaphyse fémorale. A noter que le droit fémoral possède en

plus une insertion au niveau de la hanche sur l'épine iliaque antéro-inférieure. (3) Pour ce qui est de leur insertion distale, les quatre chefs du quadriceps se regroupent en un tendon commun qui s'insère sur la partie antéro-supérieure de la patella : le tendon quadricipital.

Le quadriceps, du fait de ses insertions sur la hanche et sur le genou, est un muscle poli-articulaire dont l'action principale consiste dans l'extension du genou. Il participe aussi à la flexion de la hanche lorsque le membre inférieur est en chaîne cinétique ouverte. Enfin, par son action excentrique, il permet également de stabiliser la patella dans la trochlée fémorale lors de la flexion du genou. (3)

1.3.2. Les ischio-jambiers

Les ischio-jambiers (IJ) sont fléchisseurs du genou et extenseurs de la hanche quand le membre inférieur (MI) est en chaîne ouverte. Ils fonctionnent en synergie avec leur antagoniste, le muscle quadriceps, selon le paradoxe de Lombart. (5)

Le semi-tendineux et le semi-membraneux, de par leur insertion sur le tibia, permettent la rotation médiale du genou. Le biceps fémoral, quant à lui, permet la rotation latérale du genou grâce à son insertion sur le genou.

Dans le cadre du SFP, la participation des IJ avec les gastrocnémiens à l'extension du genou en chaîne fermée est particulièrement intéressante. Elle permet, pendant la phase d'appui de la course et de la marche, l'économie de l'articulation fémoro-patellaire. (2)

1.3.3. Les fessiers

1.3.3.1. Le moyen fessier

Le muscle moyen fessier permet l'abduction de la hanche ainsi que la rotation médiale grâce à ses fibres antérieures, mais aussi la rotation latérale grâce à ses fibres postérieures. Il a un rôle statique important puisqu'il permet de maintenir le bassin à l'horizontal lors de la phase d'appui. (3) S'il n'est pas performant, il peut provoquer un effondrement du bassin et une boiterie de Trendelenburg. Par ailleurs, il semble spécialement responsable de l'endurance, et du maintien de la qualité de mouvement dans le temps. (2)

1.3.3.2. Le grand fessier

Le muscle grand fessier est un extenseur puissant de la hanche, qui permet d'initier le pas postérieur. Ce muscle, à l'instar du moyen fessier, est en rapport avec la capsule articulaire de la hanche, dont il constitue un renfort actif. (2) Il se regroupe avec les autres muscles du deltoïde fessier et le tenseur du fascia latta (TFL) pour former le tractus iliotibial, qui permet de contrer l'action du bras de levier gravitaire. (5) Ce tractus, de par son insertion sur l'épicondyle latéral du tibia, permet également de stabiliser le genou.

1.4. Synthèse

Les nombreux muscles polyarticulaires et le paradoxe de Lombart soulignent le lien étroit qui existe entre la hanche et le genou. Une altération de l'une de ces deux structures, des éléments

qui les composent (présentés ci-avant) est susceptible d'entraîner un SFP, ce qui aura potentiellement un impact ultérieur sur la stratégie de course de l'athlète.

2. Le syndrome fémoro-patellaire : définition

Le SFP est une pathologie très répandue, qui touche le système musculo-squelettique et qui peut être difficile à appréhender aussi bien pour le patient que pour le thérapeute. Il s'agit en réalité d'un ensemble de plusieurs symptômes qui ont été regroupés en un syndrome. Celui-ci se caractérise par des douleurs diffuses dans la région antérieure du genou survenant lors d'activités physique ou professionnelle exposant le genou à un stress articulaire élevé (9)(10) Le patient décrit alors une douleur en poignard en péri ou rétro-patellaire, sans irradiation, parfois intermittente, apparue de manière progressive ou aiguë au cours de son activité professionnelle ou sportive et qui souvent, s'aggrave avec le temps. (11) Les principales hypothèses retenues pour expliquer ce syndrome sont les suivantes :

- La sursollicitation : charge anormale et répétitive sur l'articulation FP ; (12) (13)
- Un ou plusieurs défauts dans la stratégie de course ;
- Un excès d'adduction et de rotation interne de la hanche ainsi qu'un valgus dynamique du genou lors des activités physiques, qui augmentent la charge et le stress sur le genou et sur l'articulation fémoro-patellaire. (14)

Cette augmentation de la charge mécanique peut s'expliquer par des activités physiques qui se font au poids du corps telles que la marche ou encore la course à pied, ainsi que par des activités augmentant les résistances externes comme le crossfit, la musculation ou l'haltérophilie. Ces douleurs peuvent être majorées par la position assise prolongée et/ou par la descente de marches d'escalier. (9)(10)

Ce faisant, le SFP est susceptible d'avoir un fort retentissement biologique, psychologique, social et d'engendrer des limitations d'activité et/ou de participation. En effet, les patients atteints du SFP seront contraints de diminuer, voire d'arrêter leur activité physique et professionnelle. (10)

3. Le syndrome fémoro-patellaire : épidémiologie

L'engouement croissant pour la course à pied ces dernières années se traduit par augmentation considérable du nombre de pratiquants, conduisant à une augmentation significative des blessures en lien avec cette activité. (15) A cet égard, les impacts sanitaire et économique des blessures liées à la course à pied constituent aujourd'hui un enjeu majeur pour l'athlète et pour la société. (16) En effet, près de 50 % des coureurs subissent chaque année une blessure qui les empêche de pratiquer leur sport pendant une certaine durée, et 25 % des coureurs sont blessés de manière réitérée.

S'agissant de la localisation des blessures issue de la course à pied, le genou semble être la zone de blessure la plus fréquente, que le pratiquant soit un novice, expérimenté, coureur de cross-country ou de marathon. (15) (17) (18) Environ 70 à 80 % des troubles générés par la course à pied sont des blessures de sursollicitation, qui impliquent principalement les sites anatomiques

du genou, de la cheville/du pied et la partie inférieure de la jambe. (15) Par ailleurs, selon S. Vedebaek, (19) les coureurs novices semblent être confrontés à un risque de blessure significativement plus élevé pour 1000 heures de course par rapport aux coureurs aguerris.

En 2002, dans le cadre d'une analyse de cas-témoins, J. Tauton et al ont rapporté que les blessures au genou représentent à elles seules un pourcentage 42 % sur la totalité des blessures liées à la course à pied. Elles devancent de loin les blessures aux chevilles (16%) et à la hanche (11%). (20) Le SFP semble d'ailleurs être la blessure de surutilisation la plus fréquente pour le genou. En effet, sur les 842 patients présentant une blessure au genou dans l'étude, 331 ont un SFP, soit 39%. De plus, parmi les patients atteints d'un SFP, 62% sont des femmes 38% sont des hommes. Cette différence de proportion entre les femmes et les hommes étant significative, elle suggère que les femmes semblent plus à risque de développer un SFP. (20)

P. Francis et al ont tenu le même constat dix-sept ans plus tard, dans leur revue systématique sur la proportion des blessures des membres inférieurs liées à la course à pied par genre, par localisation anatomique et par pathologie spécifique, rédigée en 2019. (21) D'après cette étude, le genou représente la proportion la plus importante de blessures (28%), suivi par les blessures à la cheville (26%) et à la hanche (18%). (21) Ce constat vaut aussi bien pour les femmes que les hommes. Cependant, selon le sexe, les zones de blessure les plus touchées varient. A savoir que les blessures du genou représentent près de 40% des blessures des membres inférieurs pour les femmes, tandis que pour les hommes, la répartition semble plus équilibrée : 31% pour le genou, 26% pour la cheville et 21% pour la hanche. Enfin, en s'intéressant plus précisément aux pathologies spécifiques associées à ces blessures, il apparaît que le SFP occupe la première position avec une proportion de 17%. (21)

Dans une autre étude, N. Kakouris et al ont montré que les régions du genou et de la cheville présentent la plus grande proportion de blessures, autant chez les ultra-marathoniens (UM) que chez les non-ultra-marathoniens (NUM). (15) Pour les patients NUM, les trois sites anatomiques présentant les plus grands taux d'incidence et de prévalence sont dans l'ordre : le genou (incidence = 26,2% / prévalence = 31,2%), la partie inférieure de la jambe (incidence = 16,6% / prévalence = 20,1 %) et la cheville (incidence = 19% / prévalence = 13,3%). Concernant les patients UM, les trois sites anatomiques présentant les plus grands taux d'incidence sont dans l'ordre : la cheville (incidence = 34,5%), le genou (incidence = 28,1%) et la partie inférieure de la jambe (incidence = 12,9%).

Pour ce qui est des pathologies spécifiques, les blessures les plus fréquemment rencontrées chez les patients NUM sont : le SFP (incidence = 6,3% / prévalence = 16,7%) le syndrome de stress tibial médial (incidence = 9,4% / prévalence = 9,1%) et la tendinopathie d'Achilles (incidence = 10,3% / prévalence = 6,6%). Quant aux patients UM, les pathologies les plus couramment retrouvées sont : le SFP (incidence = 15,8%) le syndrome de stress tibial médial (incidence = 5,8%) la tendinopathie du compartiment antérieur (TCA) (incidence = 19,4 %) et la tendinopathie d'Achilles (TPA (incidence = 13,7%). Cet article souligne donc la part

importante occupée par le SFP dans les blessures des membres inférieurs liées à la course à pied. (15)

Cela étant, P. Francis et al et N. Kakouris et al mettent également en évidence les lacunes méthodologiques des différentes études, de leur conception au recueil des données épidémiologiques. Ces lacunes portent sur les différences au sein des populations sélectionnées, mais aussi sur la définition du coureur à pied et de la blessure.(15) (21) Malgré ces lacunes méthodologiques, que l'on se place au début des années 2000 ou au début de l'année 2020, les différents épidémiologistes semblent s'accorder sur le fait que le SFP constitue un enjeu majeur tant pour le sportif, le professionnel de santé et les sociétés. (16).

4. La course

4.1. Définition

La course, à l'instar de la marche est une succession de phases d'appui et de phases oscillantes. Lors de la marche, le sujet passe directement d'une phase à l'autre, sans étape intermédiaire, tandis que lors de la course, la phase d'appui et la phase oscillante sont chacune précédées d'une phase aérienne. En proportion, lors de la marche, la phase d'appui et la phase oscillante représentent 65% et 35% du cycle de marche. Ces deux phases se raccourcissent pendant la course en raison de la vitesse, et passent alors à 40% du cycle de course pour la phase d'appui et 30% du cycle de course pour la phase oscillante. La phase aérienne représente donc 30% du cycle de course. (7)

Pour résumer, le cycle de course se décompose en 4 phases distinctes. Il commence par une phase d'appui (40%) pour se propulser, suivi d'une phase aérienne (15%) qui permet le passage en phase oscillante (30%), puis une nouvelle phase aérienne (15%) pour préparer la réception et enfin la phase d'appui suivante. (7)

En course à pied, la plupart des mouvements du corps se produisent dans le plan sagittal selon une trajectoire sinusoïdale. (1) La trajectoire sinusoïdale et la vitesse de la course sont caractérisées par la cadence de course, le déplacement vertical et horizontal pendant les phases d'appui et les phases aériennes, et enfin l'asymétrie des phases d'atterrissage et de propulsion. Ces différents facteurs dépendent eux aussi de paramètres spatio-temporels tels que la projection du centre de gravité du corps (ou centre de masse), la cadence et la longueur des pas, le temps des phases d'appui et aériennes, le déplacement vertical ou encore la coordination des ceintures pelviennes et scapulaires. C'est pourquoi, il conviendra de s'y intéresser par la suite, dans une partie dédiée à l'analyse de la course. (1) (5)

4.2. Les contraintes de la course

La fonction principale du genou, lors de la course, est l'absorption du choc issue du contact entre le pied et le sol au début de la phase d'appui. (7) Le fait de courir au-delà de la capacité d'adaptation des tissus peut expliquer les symptômes persistants chez les coureurs souffrants

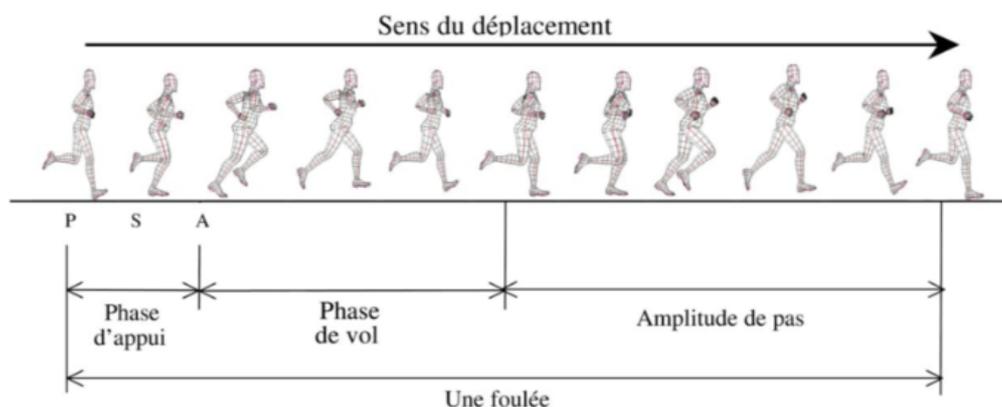
de SFP et/ou l'apparition de la pathologie chez des coureurs auparavant asymptomatiques. (22)
C'est le principe de l'overuse.

Par ailleurs, lors d'un entraînement ou d'une compétition de course à pied, les forces de compression exercées sur les membres inférieurs sont multipliées en moyenne par 2,5 pour le pied et par 4 pour la rotule à chaque changement d'appui, selon J. Hamill et R. Willy. (23) (24)
Au niveau de la hanche, la force exercée sur l'articulation augmente au fur et à mesure de la marche, elle est de 300 % du poids corporel lors de la marche lente, 350 à 400 % lors de la marche rapide, et jusqu'à 500 % lors du jogging avec un maximum de 800 % lors du trébuchement. (8)

4.3. L'analyse de la course

L'analyse de la marche et de la course fait partie des compétences du MK. Il est donc nécessaire et important d'investiguer la pratique de la course en prévention primaire du SFP, pour repérer les coureurs à risque. A cet égard, il a été prouvé que la course sur tapis était transposable aux conditions d'entraînement ou de compétition sur terrain plat (ex : 10 km sur route) ou accidenté (ex : cross-country). (25)

Figure 3 : les différentes phases de la course à pied



4.3.1. La cadence de course et longueur de pas

La cadence de course est le temps qui s'écoule entre chaque pas. La longueur de pas, quant à elle, est la distance parcourue en une foulée. Ces deux paramètres varient d'un style de course à l'autre et avec la vitesse. Plus la vitesse est élevée, plus la fréquence et la longueur de pas augmentent. Il est conseillé au coureur de courir à une cadence moyenne de 180 pas/min. En effet, courir à des fréquences de pas élevées pourrait réduire le risque de blessure. (26)

De même, les caractéristiques propres à l'individu comme la longueur des jambes, l'IMC, l'âge et le sexe sont à prendre en considération puisqu'elles influencent la fréquence de course.

Pour ce qui est de la longueur de pas, celle-ci augmente en même temps que la vitesse. D'après B. Van Oeveren et al, pour des vitesses allant jusqu'à 25 km/h, les fléchisseurs plantaires, le soléaire et les gastrocnémiens suffisent à augmenter la longueur de pas. Au-delà de 25 km/h, l'athlète a besoin d'allonger plus encore sa foulée pour augmenter sa fréquence de course. A ce

titre, l'iliopsoas, le deltoïde fessier et les ischio-jambiers vont être sollicités. Le recrutement des muscles de la hanche permet d'envoyer rapidement la jambe vers l'avant et donc d'augmenter la cadence de course. (1) Cependant, la longueur de pas a tendance à plafonner à partir d'une certaine vitesse seuil, ce qui limite toute augmentation supplémentaire de vitesse.

4.3.2. La phase d'appui

C'est pendant la phase d'appui que le coureur produit et emmagasine la force nécessaire pour propulser son centre de gravité vers l'avant. Cela s'explique car l'énergie de la course est absorbée pendant la phase de freinage et restituée pendant la phase de propulsion, comme un ressort. (1)

Plus la vitesse augmente, plus le temps de la phase d'appui diminue. (27) Par conséquent, la vitesse de course dépend de la capacité du coureur à générer une force maximale en un minimum de temps. D'où l'intérêt de travailler l'explosivité pour améliorer la performance de vitesse. Ceci est vrai pour les sprinters, mais moins pour les coureurs de longue distance. A savoir que plusieurs études ont montré qu'il n'y avait pas de différence significative entre la durée de la phase d'appui chez les coureurs expérimentés et non expérimentés. (1) En réalité, la durée de la phase d'appui dépend de la longueur des pas puisqu'un pas plus long nécessite un plus grand amorti et donc un temps d'appui plus long.

4.3.3. La phase aérienne

La durée de la phase aérienne, à l'inverse de la phase d'appui, augmente avec la vitesse. Entre 7 et 20 km/h, la durée de la phase aérienne augmente mais reste plus courte que la durée de la phase d'appui. À partir de 25 km/h, la durée de la phase aérienne devient supérieure, ce qui correspond à une allure de sprint. (1)

La durée de la phase aérienne dépend également du sexe et de l'âge de l'athlète. Elle semble plus longue chez les athlètes féminins que chez les athlètes masculins. (28) De même, les athlètes jeunes présentent une phase aérienne plus longue que les athlètes plus âgés. (29)

A savoir qu'une phase aérienne longue semble corrélée à l'économie de la course. Cela donne au coureur le temps d'avancer les jambes et de bien positionner son appui, réduisant ainsi la consommation d'énergie nécessaire au mouvement. C'est d'autant plus vrai à des vitesses élevées. (1)

4.3.4. Le déplacement vertical

Le déplacement vertical du centre de masse a lieu entre la phase d'appui et la phase aérienne. Il varie en moyenne dans un intervalle compris entre 6 et 10 cm. (30) Le centre de masse atteint sa hauteur maximale au milieu de la phase aérienne et sa hauteur minimale au milieu de la phase d'appui. Le déplacement vertical est nécessaire pour permettre le passage de l'appui vers l'avant, il réduirait ainsi le travail nécessaire pour effectuer cette action. Cela étant, certaines études suggèrent que plus le déplacement vertical est important, plus le coût énergétique de la

course augmente. (31) A cet égard, plus l'athlète aurait une course aérienne, plus les forces de réaction au sol et les effets de la gravité sur les articulations seraient importants.

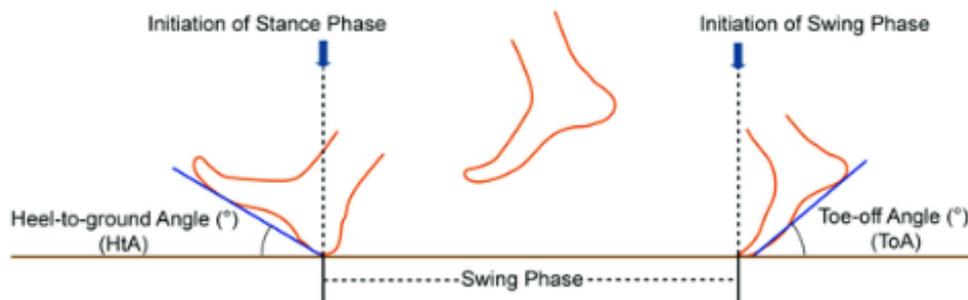
Ainsi, le centre de masse de l'athlète se déplace selon une trajectoire sinusoïdale lors de la course du fait de l'accélération linéaire et du déplacement vertical. (1)

4.3.5. L'attaque du pied au sol

L'attaque du pied au sol dépend de la position des articulations de la hanche, du genou et de la cheville lors de la course. La vitesse joue également un rôle : plus elle est élevée plus la position du pied est lointaine. (5) Une foulée avec une grande longueur de pas et une vitesse faible entraîne un placement antérieur excessif du pied par rapport au centre de masse de l'athlète lors du contact initial, ce qui l'oblige à étendre le genou et à accentuer l'attaque du sol par le talon. (1) (32)

Par conséquent, cela augmente le bras de levier et l'intensité des forces de réaction du sol sur l'ensemble des articulations des membres inférieurs, et peut prédisposer les athlètes à des pathologies de sursollicitation, telles que le SFP. (1) Cette prédisposition est renforcée par l'augmentation de l'angle de dorsiflexion de la cheville au moment de la phase de contact initial.

Figure 4 : l'attaque de pieds lors de la course



De surcroît, des impulsions de freinage plus importantes, via l'action excentrique des muscles, seront nécessaires pour amortir cette augmentation des forces. En effet, un bras de levier excessif entre le point d'appui du pied et la hanche positionne le genou en « porte à faux » articulaire. Cela contraint le coureur à des moments de flexion élevés autour du genou, afin d'amortir l'augmentation des forces de réaction du sol, conséquence d'un déplacement antérieur excessif du pied. (26) (32)

Les effets de l'augmentation du bras de levier par une attaque arrière-pied prononcée et un placement très antérieur du pied au moment du contact initial se retrouvent également au niveau de la cheville. A savoir que ces deux caractéristiques de course déplacent le point d'application de la force en arrière de l'articulation de la cheville, ce qui augmente le moment de flexion plantaire. De ce fait, les muscles fléchisseurs dorsaux seront sursollicités de manière excentrique, ce qui peut ainsi entraîner l'apparition du SFP. (26)

Le placement antérieur excessif du pied lors de la course semble être la conséquence d'une flexion de hanche excessive lors du contact initial, plutôt que d'une extension de genou, car le groupe musculaire des ischio-jambiers est extrêmement raide. (33) En outre, il a été démontré

que la flexion du genou permet d'orienter le pied d'élan plus normalement vers le sol, avant la phase de contact initial, ce qui empêche le glissement et augmente la stabilité globale, de même que celle du genou. (34) Ce faisant, les forces d'impact seront mieux amorties lors de cette phase. Cela contribue à l'économie du quadriceps. D'où l'intérêt d'intégrer un renforcement spécifique des ischio-jambiers sur un mode excentrique pour prévenir l'apparition du SFP.

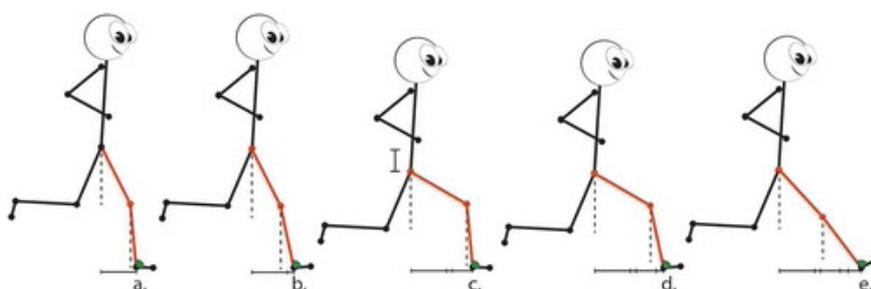
4.3.6. Le rôle de la jambe oscillante

Le balancement de la jambe contribue, lui aussi, à la génération de forces propulsives. La jambe oscillante se déplace en 1/3 de seconde de sa position la plus antérieure à sa position la plus postérieure. A savoir que le déplacement d'une jambe de 12 kg chez un individu de 70 kg à 11km/h représente 7% du coût énergétique total de la course, ce qui est peu.

Le premier mécanisme qui permet d'expliquer cette faible part du coût énergétique du balancement de la jambe est la contribution efficace de la cinématique de la hanche en réponse aux forces de propulsion. En effet, au cours de la phase oscillante, l'énergie de la propulsion de la jambe oscillante est stockée dans les structures molles élastiques, telles que les ischio-jambiers. De cette manière, l'énergie emmagasinée pourra être mise à disposition pour des mouvements ultérieurs, notamment lors du contact initial où elle sera maximale pour faire face aux forces de réactions du sol. (35)

Le second mécanisme qui conduit à réduire le coût énergétique de la phase oscillante et améliorer le balancement de la jambe, réside dans la diminution du bras de levier entre le point d'appui et la hanche. Courir avec les jambes tendues et de grands bras de levier revient à courir avec des poids autour des chevilles, ce qui se traduit par une diminution de la fréquence de pas (cadence). (36)

Figure 5 : les bras de levier en fonction de l'attaque de pied



Pour pallier cela, il est essentiel que le coureur fléchisse suffisamment ses genoux tout au long de la phase oscillante afin d'augmenter sa fréquence de pas et diminuer sa phase d'appui, s'il veut gagner en vitesse.

Enfin, le troisième mécanisme est celui du mouvement pendulaire de la jambe lors de la phase oscillante. Si le balancement de la jambe oscillante se modélise tel un pendule, cela laisse supposer que son mouvement s'organise en séquences régulières. Celles-ci peuvent contribuer à réduire la force musculaire fournie par la jambe d'appui au moment de la propulsion. La jambe

d'appui se laisserait alors emporter par l'élan du pendule, représentant la jambe oscillante, ce qui diminuerait le travail à effectuer pour se propulser. (37)

4.3.7. La mobilité du tronc

La course ne se limite pas qu'aux membres inférieurs. En effet, le tronc et les bras font partie intégrante de l'action de courir. Ils participent à la propulsion, à l'équilibration et à l'économie de la course. (5) C'est pourquoi, il convient de s'y intéresser lors de l'analyse de la course.

En ce qui concerne les mouvements du tronc, la phase de réception s'accompagne d'une flexion de celui-ci, puis de son extension lors de la phase de propulsion. Pendant la phase aérienne, l'amplitude de la flexion-extension du tronc reste relativement faible. (38) (39) Dès lors, la mobilité du tronc pendant la course est bien susceptible d'affecter le timing et la redirection de la force de propulsion et de réception.

Au cours d'une course, la fatigue rend difficile le maintien de la posture. C'est pourquoi, les coureurs ont tendance à se pencher vers l'avant, ce qui diminue l'extension du tronc et entraîne une augmentation globale de son inclinaison et de sa flexion. Ce phénomène provoque le recul du centre de masse au niveau de la hanche et augmente ainsi le bras de levier entre la hanche et le point d'appui au niveau du pied. Aussi, cela expose le genou aux mêmes problématiques que celles qui ont été envisagées ci-avant, lorsque l'athlète adopte une « grande foulée ». De ce fait, la position du tronc est fortement corrélée à la position du pied. La coordination des ceintures pelviennes et scapulaires

Durant la course à pied, le bas et le haut du corps tournent dans des directions opposées autour de l'axe longitudinal. En effet, la rotation automatique du bas du corps lors de la course doit être compensée par la rotation du tronc et du membre supérieur, pour que la course suive une trajectoire rectiligne. Plus la vitesse de course est importante, plus le mouvement des jambes est rapide, ce qui accentue la rotation du bas du corps et augmente ainsi le recours aux mécanismes compensatoires du haut du corps. (40)

C'est pendant la phase aérienne que l'action des membres supérieurs est prépondérante. Pendant cette phase, la rotation du bas du corps ne peut pas être compensée par la jambe d'appui, puisque les deux pieds sont décollés du sol. C'est pourquoi, lors de cette phase, la partie supérieure du corps, notamment les bras, constitue la principale source de production de mouvements rotatoires compensatoires. (41)

De même, un positionnement très antérieur du pied au moment de la phase de contact initial, qui se retrouve dans des grandes foulées, augmente la rotation pelvienne et le recours aux mécanismes compensatoires du haut du corps. La mobilité du tronc et des membres supérieurs lors de la course est donc prépondérante. Aussi, des exercices de gainage dynamique du haut du corps et de coordination pourraient s'avérer utiles dans la routine d'entraînement des athlètes afin qu'ils adoptent une course plus efficace et économique et, par la même, prévenir toute apparition potentielle du SFP.

4.3.8. Synthèse

La course ne peut pas être décrite sur la base d'un seul paramètre. Elle est la résultante de plusieurs facteurs, qui s'influencent mutuellement, ce qui conduit à les appréhender simultanément. A titre d'exemple, comme cela déjà été évoqué, une « grande foulée » entraîne un positionnement très antérieur du pied lors du contact initial, augmentant ainsi le bras de levier et les contraintes sur l'ensemble de l'articulation du genou. (1) Or, une grande foulée est permise par une phase aérienne prolongée, puisqu'elle donne au coureur le temps de positionner sa jambe avant l'atterrissage.

Le MK, de par ses compétences dans l'analyse de la marche et de la course, peut influencer chacun des paramètres précités en proposant au patient de les modifier. Cela, pourrait donc être proposé à un athlète qui souhaiterait améliorer sa pratique sportive et prévenir l'apparition d'une blessure (prévention primaire). C'est cette thématique qui constituera le cœur de la partie méthodologie de ce mémoire.

5. Le syndrome fémoro-patellaire : étiologie et facteurs de risques

5.1. Les facteurs de risques psychosociaux

De nombreuses études ont démontré que la pratique d'une activité physique régulière contribuait au bien-être psychologique. (42) (43) A savoir que les facteurs psychologiques sont de plus en plus reconnus médicalement pour leur rôle dans la persistance ou l'apparition des douleurs musculo-squelettiques.

Pour ce qui est des douleurs associées au SFP, celles-ci sont susceptibles d'engendrer une diminution des activités et des participations du patient, de ses capacités physiques mais aussi de ses relations sociales : elles perturbent ainsi son équilibre biopsychosocial. Cela suggère que l'expérience, le vécu et le ressenti de la douleur, les stratégies de coping et les degrés de bien-être peuvent être des obstacles à la guérison du SFP. (44) (45) A ce titre, en 2013, E. Witvrouw et al ont souligné l'importance de la prise en compte des facteurs psychosociaux dans la centralisation de la douleur dans le cadre des prochaines études. (46)

Justement, la revue systématique de L. Maclachan et al a montré que l'anxiété, la dépression, le catastrophisme et la peur liée à la douleur peuvent être élevées chez les personnes atteintes du SFP. Elle a également révélé qu'il pouvait y avoir une corrélation entre les symptômes du SFP et les facteurs psychologiques. (47) P. Phyomaug et al ont également mis en évidence le lien entre la dépression et la douleur antérieure du genou. (48)

Enfin, J. Doménech et al démontrent que les patients ayant diminué le catastrophisme, la kinésiophobie, l'anxiété et la dépression connaissent une plus forte amélioration, en termes de douleur et d'invalidité. (49) De même, selon S. Piva et al : « *le changement des croyances sur l'évitement et la peur de l'activité physique ont été le marqueur le plus fort de l'amélioration de la douleur* ». (50)

Dès lors ces études suggèrent qu'une meilleure connaissance des paramètres non physiques pourrait contribuer à une meilleure compréhension de la pathologie. (47) Aussi, la corrélation

potentielle entre la douleur du SFP et les facteurs psychologiques nécessite des approches de traitement différentes, en pluridisciplinarité par exemple.

5.2. Les facteurs de risques relatifs au genou

5.2.1. La faiblesse du quadriceps

Pour rappel, le quadriceps, au même titre que les fessiers, est un stabilisateur dynamique de la patella. (51) Il permet de plaquer et de maintenir la patella dans la trochlée de façon à la stabiliser lors de la flexion du genou, par sa contraction frénatrice excentrique. Un manque de force ou de coordination musculaire est donc susceptible de modifier l'alignement de la patella dans la trochlée fémorale. (51)

D'après la revue de L. Bolga et al, la faiblesse des quadriceps peut contribuer à l'apparition du SFP en augmentant le suivi latéral de la rotule et, de ce fait, les forces de compression latérales exercées sur l'articulation fémoro-patellaire. (52) De même, l'étude de H. Yosmaoglu et al a mis en évidence une corrélation significative entre l'état fonctionnel du quadriceps et le SFP. (53) Enfin, selon l'étude de E. Pappas et al : « *les déficits de force d'extension du genou semblent être des prédicteurs du SFP* ». (54)

Par ailleurs, de nombreux protocoles de rééducation comprenant du renforcement des quadriceps ont démontré avoir un impact positif sur la diminution des symptômes, ce qui renforce l'hypothèse selon laquelle la faiblesse des quadriceps serait un FDR dans la genèse et dans l'aggravation du SFP. (55) (56)

5.2.2. Les conséquences du déficit de force du quadriceps sur la proprioception

Des changements proprioceptifs ont été documentés chez les patients atteints de SFP en plus de la perte de force. Pour rappel, les mécanorécepteurs, qui renseignent sur la position des articulations, sont répartis sur les articulations et sur les tendons des muscles. Une altération de la force musculaire peut donc avoir des répercussions sur la perception de l'articulation, en raison de l'emplacement des mécanorécepteurs à la surface du tendon de la fibre musculaire. En effet, selon H. Guney et al, l'altération de la force du quadriceps, induite par le SFP, influence négativement la perception de la position de l'articulation chez les patients atteints de cette pathologie. (57)

Par ailleurs, H. Yosmaoglu et al précisent que la force excentrique des quadriceps est davantage corrélée dans la perception et dans le contrôle sensori-moteur du genou que la force concentrique. (53) Cette anomalie de la proprioception peut prédisposer le patient à d'autres troubles musculo-squelettiques. (57)

5.3. Les facteurs de risques relatifs à la hanche

5.3.1. La faiblesse musculaire des abducteurs de hanche

De nombreuses études démontrent que les patients atteints du SFP présentent un déficit musculaire des abducteurs de hanche et, corrélativement, un déficit de force et d'endurance sur les mouvements d'abduction et de rotation externe. (58) (59)

Selon une étude de P. Xie et al, « *de fortes preuves suggèrent que la force de la hanche est plus faible chez les personnes atteintes de SFP* ». (60) En outre, dans une autre étude, M. Ireland et al ont objectivé une « *réduction de 36 % de la force des rotateurs externes de hanche et de 26 % de celle des abducteurs de hanche chez les sujets atteints de SFP* ». (61) De même, J. Van Cant et al ont montré que la force des abducteurs de hanche de personnes atteintes d'un SFP avec de fortes douleurs, est inférieure à celle des personnes atteintes d'un SFP avec des douleurs d'intensité modérée. (59) (62) Enfin, G. Nunes et al tiennent eux aussi ce constat dans leur étude de la force chez les femmes souffrant d'un SFP. (63)

Nous pouvons donc supposer que cette faiblesse des abducteurs de hanche entraîne un déficit d'abduction et de rotation externe et, par conséquent, augmente l'angle de valgus de l'articulation du genou lors des tâches dynamiques, ce qui tend à augmenter les forces de compression latérales sur l'articulation fémoro-patellaire. (64) L'impact de ces contraintes, induites par le valgus dynamique, apparaît d'autant plus important lors des activités de saut ou lors de la course. (65) (66)

Cependant, quelques zones d'ombre persistent sur le fait que la faiblesse des muscles de la hanche soit réellement une cause ou une conséquence du SFP. (60) En effet, les preuves de M. Rathleff et al sont modérées à fortes en ce qui concerne l'absence de corrélation entre la diminution de l'abduction, de la rotation externe, de l'extension de hanche et l'apparition du SFP. Ils notent que la faiblesse des muscles de la hanche est devenue évidente après le développement du SFP. Leur analyse suggère que la faiblesse de la hanche puisse provenir de l'inactivité après le début des symptômes. (67) En considérant le point de vue de cette étude, la faiblesse des muscles de la hanche est présentée comme un facteur d'aggravation du SFP, plutôt qu'un facteur d'apparition.

Ainsi, la faiblesse des muscles de la hanche sera également à appréhender lors de la rééducation des patients atteints du SFP, qu'elle en soit la cause ou la conséquence. C'est pourquoi, le renforcement du moyen fessier et du grand fessier peut être bénéfique pour soulager le SFP et occupe une place importante dans les protocoles de rééducation. (68) Ce renforcement du deltoïde fessier pourrait aussi être effectué en amont de la blessure, afin de prévenir son apparition (prévention primaire).

5.3.2. L'augmentation de l'adduction et de la rotation interne de la hanche

Il est important de rappeler que le positionnement de la hanche aura des répercussions sur la biomécanique du genou et du pied lors des activités de marche de saut et de course à pied. Comme cela a été précédemment énoncé, les patients atteints du SFP sont susceptibles de

présenter une altération de la cinématique de la hanche dans le plan frontal et transversal, du fait de la faiblesse musculaire des muscles de la hanche. (60) Dans le plan frontal, la faible force des muscles fessiers peut s'accompagner d'une augmentation du pic d'adduction de la hanche. Pour ce qui est du plan transversal, une augmentation de la rotation interne de la hanche peut parfois être objectivée. (69)

Les augmentations conjointes du pic d'adduction et de la rotation interne de la hanche peuvent accroître le valgus du genou, ce qui conduit à une majoration du stress sur l'articulation fémoro-patellaire. (60) En effet, d'après J. Osborne et al, l'adduction et la rotation interne excessives du fémur pendant le mouvement pourraient entraîner un suivi latéral de la rotule et une augmentation de la pression de contact sur le bord latéral de la rotule, ce qui renvoie à la partie dédiée aux FDR relatifs au genou (partie 6.3). (70)

En outre, les études de T. Dieck et al et I. Davis et al précisent que les effets des changements de la cinématique de la hanche sont susceptibles d'être observés lors des tâches qui augmentent les contraintes sur les membres inférieurs telles que le squat sur une jambe, la course ou encore les sauts. (66) (71)

Cela étant, l'identification de la cinématique de la hanche comme facteur de risque peut faire l'objet de controverse. Par exemple, certaines études indiquent qu'il n'y a pas de différence significative entre les rotations internes de hanche entre les sujets sains et ceux atteints du SFP. (66) Par ailleurs, M. Arazpour et al affirment que des études plus approfondies doivent être mises en place pour objectiver cet aspect de la cinématique de la hanche dans le SFP. (72)

5.3.3. Synthèse

La faiblesse musculaire, qui peut se retrouver au niveau des abducteurs de la hanche et du quadriceps, a été identifiée comme un FDR d'apparition et d'aggravation du SFP. Cette faiblesse musculaire aura forcément un impact néfaste sur la stratégie de course et sur sa qualité. En effet, ces deux aspects de la course vont se détériorer de manière exponentielle avec la distance et l'intensité de la course en raison de la faiblesse musculaire du coureur. (23) (73)

6. La prévention primaire du syndrome fémoro-patellaire

6.1. Définition

Pour l'Organisation mondiale de la Santé (OMS), la prévention primaire est : « *l'ensemble des actes visant à diminuer l'incidence d'une maladie dans une population et donc à réduire autant que faire se peut les risques d'apparition de nouveaux cas* » (74) Concrètement la prévention primaire porte sur toutes les actions pouvant être mises en œuvre afin de réduire la survenue d'une pathologie ou d'un problème de santé au sein d'une population saine, par la diminution des causes des FDR de cette pathologie.

À l'échelle du SFP, il s'agit de recenser les FDR et d'agir sur ceux-ci, pour prévenir l'apparition du syndrome. C'est dans ce cadre que s'inscrit l'étude de l'adaptation du schéma de course afin

de déterminer si elle pourrait ou non s'avérer être une stratégie intéressante pour réduire les facteurs de risques du SFP, et par la même l'apparition de cette pathologie.

6.2. L'éducation du patient

La prévention primaire du SFP s'inscrit dans un processus éducatif, mais également de promotion de la santé, qui met en relation l'athlète, l'entraîneur et le thérapeute. A savoir que l'éducation à la santé fait partie du référentiel de compétences du MK. Plus précisément, il s'agit de la troisième compétence du référentiel de la profession par lequel le MK est habilité à « *concevoir et conduire une démarche de promotion de la santé, d'éducation thérapeutique, de prévention et de dépistage* ». (75) Le MK doit donc investiguer les représentations que se fait le sportif du SFP et les corriger si besoin. Parallèlement, il doit recueillir ses attentes et objectifs en termes d'adaptation du schéma de course. Cette démarche éducative présente un double intérêt. Pour le praticien, il s'agit de développer et mettre en œuvre des actions de prévention personnalisées en fonction des représentations de chaque athlète. Pour le sportif, il s'agit d'améliorer sa pratique d'une part et de limiter la survenue d'un SFP d'autre part. L'adaptation du schéma de course s'inscrit donc pleinement dans le processus éducatif de l'athlète et, plus largement, le processus de prévention primaire du SFP : en venant modifier certains paramètres de course, l'objectif est de prévenir l'apparition de cette pathologie. (76)

6.3. L'éducation du patient : l'exemple de la quantification du stress mécanique

La quantification du stress mécanique (AQM) est sans nul doute l'un des meilleurs outils qui permet d'éduquer le patient aussi bien en prévention primaire qu'en prévention secondaire. En effet, elle permet au sportif de prendre du recul sur sa pratique sportive. Pour ce faire, l'AQM associe deux seuils :

- Le seuil minimum d'adaptation des structures : c'est le seuil à partir duquel les tissus (muscles, tendons, etc.) commencent à modifier leur structure et à s'adapter ;
- Le seuil maximal d'adaptation des structures : au-delà de ce seuil, le corps n'est plus capable de s'adapter, l'athlète est donc susceptible de se blesser et risque de ressentir des douleurs pendant et après la séance, une raideur matinale, voire même un gonflement.

Aussi, l'objectif est que le stress exercé sur l'articulation FP au cours d'un entraînement de course à pied soit situé dans la zone d'adaptation entre ces deux seuils. Cela permet d'augmenter la tolérance à l'effort des structures en lien avec le SFP (articulations, quadriceps, fessier) et la capacité du corps à supporter le stress. L'athlète, ayant pris connaissance de cette quantification du stress mécanique pourra mieux évaluer sa pratique et, de surcroît, mieux gérer ses séances et leur intensité en fonction de ses objectifs. C'est d'autant plus vrai en matière de SFP qui est, rappelons-le une blessure de sursollicitation (cf.annexe 1).

6.4. Le renforcement musculaire

Comme cela a déjà été indiqué, un mauvais engagement de la patella dans la trochlée fémorale peut être la conséquence de la faiblesse musculaire du quadriceps et, de ce fait, provoquer des douleurs lors des activités portantes telles que la marche ou la course. (77) De plus, une malposition du fémur en adduction et en rotation interne lors des activités de mise en charge peut causer des douleurs au niveau de l'articulation fémoro-patellaire. Cette mauvaise position est souvent le résultat d'une faiblesse des muscles de la hanche. (77)

C'est pourquoi, intégrer des exercices de renforcement de la hanche dans des protocoles de prévention primaire est une stratégie intéressante pour réduire le risque d'apparition du syndrome. A cet égard, la revue systématique de T. Santos énonce que « *le renforcement des muscles de la hanche est efficace pour réduire l'intensité de la douleur et améliorer les capacités fonctionnelles des patients atteints de SFP* ». (78) Ce constat est renforcé par l'ECR de K. Hayambashi de 2012. En outre, il semble que le renforcement de la musculature de la hanche, en plus de celle du genou, soit plus efficace pour améliorer le symptôme, que le simple renforcement de la musculature du genou. (55) (79) (80) Ainsi, le renforcement musculaire du complexe de la hanche et du genou est un passage obligé pour l'athlète atteint du SFP, qui souhaite reprendre son activité, peu importe son niveau de course.

Bien que les études énoncées ci-dessus se déroulent dans un contexte de prévention secondaire chez des patients atteints de SFP, le renforcement musculaire mis en œuvre pourrait s'appliquer dans un contexte de prévention primaire du SFP, l'idée étant alors de prévenir le risque de développer cette pathologie. Certains athlètes recourent déjà à des exercices de renforcement des membres inférieurs dans leur routine d'entraînement. Cette pratique présente un double intérêt : améliorer la performance et prévenir le risque de blessure.

6.5. Le contrôle moteur du genou

Le renforcement musculaire influence également de manière indirecte le contrôle moteur du genou, communément appelé proprioception. (81) A ce titre, le travail spécifique du contrôle moteur du genou via des déséquilibres intrinsèques et extrinsèques, dans le cadre d'exercices tels que des sauts unipodaux par exemple, est une nécessité pour le sportif qui souhaite améliorer ses performances et prévenir le risque de blessure.

Aussi, il pourrait être intéressant que l'athlète et son entraîneur prévoient des séances spécifiques sur cette thématique. En outre, les exercices ciblant le contrôle moteur du genou pourront servir de marqueurs sur l'efficacité du renforcement de la hanche et du genou.

En ce sens, M. Emamvirdi et al ont proposé un protocole qui cible la proprioception du genou dans un contexte de SFP sur 64 volleyeuses. (14) Ce protocole présente de nombreux exercices de stabilité du genou sur sol instable, avec des déséquilibres extrinsèques via des élastiques et des sauts unipodaux. Par ailleurs, certains exercices comprennent un biofeedback visuel, puisqu'ils s'effectuent devant un miroir. Les auteurs de cet ECR montrent que la douleur, la

performance dans les activités fonctionnelles, la force et l'angle de valgus ont été améliorés suite à la mise en œuvre de leur protocole. (14)

6.6. Synthèse

Pour résumer, le plan d'action de la prévention primaire du SFP est à concevoir de manière multimodale : via des exercices de renforcement de la hanche, du genou et de proprioception du genou, mais aussi par l'éducation du patient tout au long du soin et l'adaptation du schéma de course. (52) Cette intervention multimodale permettra l'intégration par le sportif des diverses stratégies de prévention dans sa routine d'entraînement. (82)

7. L'adaptation du schéma de course et réentraînement à la course

7.1. La différence entre adaptation et réentraînement

Les notions d'adaptation du schéma de course et de réentraînement à la course sont en réalité similaires, mais diffèrent par leur contexte : il faut parler d'« adaptation du schéma de course » en prévention primaire et de « réentraînement à la course » en prévention secondaire. La prévention primaire se déroule dans un contexte où l'athlète est sain mais souhaite faire évoluer sa pratique afin d'empêcher, autant que faire se peut, la survenance de blessures ultérieures. C'est ce qui justifie le terme d'« adaptation ». La prévention secondaire, quant à elle, se positionne dans un contexte où le patient subit une blessure et souhaite pouvoir reprendre sa pratique sportive. A cet égard le terme de « réentraînement » sous-entend que l'athlète s'est déjà blessé et va devoir modifier ses habitudes de course (en influant sur certains paramètres) pour reprendre sa discipline.

7.2. Définition

Peu importe la terminologie employée, adaptation du schéma de course ou réentraînement à la course, il s'agit d'interventions spécifiques sur le mouvement de course et sur tous les éléments gravitant autour de cette activité (cadence, longueur de pas, matériel, etc.). Ces interventions visent à mettre en œuvre un changement dans la stratégie de course pour corriger des mécanismes de course anormaux et qui peuvent contribuer à une blessure. (83)

Cette définition met en évidence le fait que l'adoption d'une nouvelle stratégie de course ne doit pas se limiter à la prévention secondaire. Au contraire l'adaptation du schéma de course a également toute sa place en prévention primaire, puisqu'il s'agit d'influencer les facteurs contributifs du SFP. (83)

7.3. La place de l'adaptation du schéma de course en prévention primaire

Cela étant, l'adaptation du schéma de course est encore relativement peu mise en place en prévention primaire du SFP. En règle générale, il faut qu'une blessure survienne pour que les athlètes réfléchissent à une modification de leur stratégie de course, d'entraînement.

7.4. La place du réentraînement à la course en prévention secondaire

A l'inverse, le réentraînement à la course est de plus en plus mis en œuvre dans les protocoles de rééducation du SFP, en prévention secondaire. Selon la revue systématique de C.J. Barton et al, le passage de l'arrière-pied à l'avant-pied, l'augmentation de la cadence de pas, la modification de la mécanique proximale ainsi que le feedback visuel et verbal pour réduire l'adduction de la hanche seraient efficaces pour réduire la douleur antérieure du genou provoquée par le SFP. (84) De même, les résultats obtenus dans l'ECR mené par J. Roper et al suggèrent que le fait de courir avec un schéma d'attaque avant-pied entraînerait une réduction de la douleur au genou et pourrait donc être une stratégie possible pour la gestion de la douleur fémoro-patellaire. (85) Ce constat se retrouve également dans l'étude de B. Noehren et al, qui montrent que le réentraînement à la course chez les personnes souffrant de SFP améliorerait significativement la mécanique de la hanche, la douleur et la fonction (la course) suite à l'intervention. (86)

7.5. Les paramètres d'intérêt

L'adaptation du schéma de course vise à réduire les FDR d'apparition d'une blessure, en l'occurrence le SFP, par la modification des éléments en lien avec la course, causes de la blessure. Les principaux FDR du SFP sont les suivants :

- L'attaque de pied au sol : elle peut être soit avant-pieds, soit arrière-pieds, soit médio-pieds ;
- La cadence : il s'agit du nombre de pas par minute. Une cadence plus élevée réduit la force d'impact sur les pieds, les chevilles et les genoux, ce qui peut ainsi réduire le risque de blessure ;
- La longueur de pas : c'est la distance entre chaque pas. Une longueur de pas plus courte associée à une cadence plus élevée peut réduire le risque de blessure ;
- Le feedback : il peut être visuel ou verbal. Il sera demandé au sujet de diminuer l'impact sur le genou ;
- Le matériel : l'adaptation du schéma de course peut se faire soit en chaussures de course conventionnelles, soit en chaussures de course minimalistes, soit en courant pieds nus. Cela modifie alors l'attaque de pied au sol. (84)

II. La problématisation

1. La question de recherche

Comme rappelé précédemment, le réentraînement à la course est de plus en plus souvent mis en œuvre dans les protocoles de rééducation du SFP, en prévention secondaire. Cependant, les nombreuses récurrences du SFP qui interviennent par la suite laissent à penser que ce réentraînement survient en fait trop tard. C'est pourquoi, il apparaît pertinent de se questionner sur ce qu'il en aurait été si cette stratégie de rééducation avait été réalisée en amont de l'apparition du SFP, c'est-à-dire en prévention primaire. On parle alors d'adaptation du schéma

de course et non de réentraînement. La problématique est donc la suivante : en quoi les adaptations du schéma de course chez le coureur peuvent-elles constituer une stratégie intéressante en prévention primaire du syndrome fémoro-patellaire ?

2. Les hypothèses

Au regard de la question de recherche évoquée ci-dessus, plusieurs hypothèses se dégagent et devront être investiguées dans le cadre de ce mémoire d'initiation à la recherche :

- Hypothèse n°1 : les adaptations du schéma de course diminuent les FDR biomécaniques du SFP ;
- Hypothèse n°2 : les adaptations du schéma de course diminuent les forces de réaction au sol ;
- Hypothèse n°3 : les adaptations du schéma de course améliorent les paramètres spatio-temporels de la course.

III. La méthodologie

1. Le choix de la méthode

Afin de répondre à la problématique présentée ci-avant, ce mémoire d'initiation à la recherche suivra la méthodologie d'une revue systématique de la littérature. La revue systématique est très pertinente, puisqu'elle permet de récolter et de regrouper des données afin d'en faire une analyse et de les synthétiser, en vue de répondre à une question de recherche. L'objectif est donc de trouver des articles pertinents (depuis 2015) relatifs à l'adaptation du schéma de course comme moyen de prévention primaire, avant même que la pathologie ne soit diagnostiquée. Cette revue systématique a été effectuée entre septembre 2022 et avril 2023, elle a suivi les étapes du modèle PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses). (87)

2. Le choix des articles

Les articles intégrés à cette revue systématique sont exclusivement des essais cliniques contrôlés randomisés (ECR). D'après le référentiel de la HAS sur le niveau de preuve des articles scientifiques, les ECR ont au minimum un grade de recommandation B et un niveau 2, soit une présomption scientifique (grade B) et un haut niveau de preuve (niveau 2). L'évaluation de la qualité méthodologique et des potentiels biais des articles retenus pour l'étude sera faite selon la grille d'évaluation PEDro. Les résultats seront ensuite reportés dans une partie prévue à cet effet. En dernier lieu l'analyse de ces résultats sera effectuée dans le cadre d'une partie discussion dédiée à cet effet (cf. Annexe 2).

3. Le choix des banques de données

De nombreuses sources d'information ont été envisagées afin de sélectionner le maximum d'articles en lien avec la thématique du présent mémoire. Parmi ces sources il y a PubMed qui est la référence en termes de publication biomédicale, puisqu'elle est en réalité la base de

données la plus fournie. Il a également été recouru à ScienceDirect et Cochrane, qui concentrent et synthétisent la littérature scientifique dans différentes thématiques de santé. Enfin, il était évidemment important d'utiliser la banque de données PEDro, puisqu'elle recense de nombreux ECR spécifiques à la physiothérapie.

Afin d'être le plus précis possible, des critères d'inclusion et d'exclusion ont été mis en place selon la méthode PICO. Cela a permis d'établir des équations de recherche spécifiques.

4. Les critères PICO et les mots clés

Comme cela a été précédemment expliqué, une mauvaise stratégie de course est un facteur de risque de développer un SFP. Cette étude va donc s'attacher à évaluer les effets de l'adaptation du schéma de course sur les FDR biomécanique, les force de réaction au sol et les FDR spatio-temporels afin de déterminer si cette stratégie pourrait être proposée comme moyen de prévention primaire du SFP.

Notre question de recherche étant de type évaluative, il convient d'utiliser au préalable le modèle PICO (Population – Intervention – Comparaison – Outcome) afin de mettre en évidence les termes et les concepts clés de l'étude, ainsi que les critères d'inclusion et d'exclusion. Ces derniers serviront à la rédaction d'une équation de recherche cohérente permettant de répondre à l'objet de l'étude.

S'agissant de la population ciblée, elle portera tant sur des hommes que sur des femmes (18 à 50 ans) pratiquant la course à pied de façon récréative ou intensive, initialement asymptomatiques mais susceptibles de développer un SFP.

Pour ce qui est de l'intervention il conviendra d'évaluer l'effet de l'adaptation du schéma de course sur l'outcome principal que sont les FDR du SFP. Enfin la comparaison se fera par rapport à un groupe contrôle qui ne subit pas d'intervention (placebo).

Les critères PICO permettent de faire émerger des notions clés, qui ont été sélectionnées via le MeSH de l'INSERM, et sont répertoriées dans le tableau ci-après :

Tableau I : Critères PICO

| PICO | Notions clés |
|---|--|
| Population : - Coureurs (hommes / femmes) asymptomatiques ; - Tous niveaux de course à pied ; - Susceptibles de développer un SFP. | “Patellofemoral pain syndrome” OR “Patellofemoral pain” OR “Running injury” AND “Running” |
| Intervention : Adaptation du schéma de course | “Running Retraining” OR “Gait retraining” |
| Comparaison : vs contrôle | “Randomized Controlled Trial” |
| Outcome : facteurs de risques du SFP | “SFP Risk factors” |

5. Les critères d'inclusion et d'exclusion

Cela a déjà été évoqué, les critères PICO permettent aussi de déterminer les critères d'inclusion et d'exclusion qui guideront le choix des articles de la revue systématique. Ils sont détaillés dans le tableau ci-dessous :

Tableau II : Critères d'inclusion et d'exclusion

| INCLUSION | EXCLUSION |
|---|--|
| Femmes et hommes (18 à 50 ans) ; Course à pied quel que soit le niveau (loisir, compétition...) Asymptomatique mais susceptible de développer un SFP ; Modification du schéma de course. | Enfants / adolescents (0-17 ans) ; Arthropathie du genou / arthrose de genou ; Patients sédentaires ; Modalités passives. |

6. L'équation de recherche

Les mots clés, de même que les critères d'inclusion et d'exclusion, ont concouru à l'élaboration de l'équation de recherche la plus cohérente à la thématique et à la banque de données. La difficulté principale résidait dans le fait que les opérateurs Booléens n'étaient pas pris en compte de la même manière selon la banque de données interrogée. A ce titre, il était particulièrement important de faire bien attention à modifier l'équation de recherche d'une source à l'autre. Ce faisant, les équations de recherche ayant abouti à des résultats significatifs sont les suivantes :

Tableau III : Équations de recherche

| Sources | Équations | nb résultats | | | | | | | | |
|-------------------------------|--|----------------------------|-------------------------------|----------------|----------------|-------------------------------|-------------------------------|-----------------------|-----------------------|----|
| PubMed | ("patellofemoral pain syndrome" OR "patellofemoral pain" OR "lower limb injuries" OR "running related injury" NOT "knee arthropathy") AND ("gait retraining" OR "run* retraining" OR "run* parameters" OR "run* technique") AND ("adult" NOT "child*" NOT "teenag*") | 27 | | | | | | | | |
| ScienceDirect | ("patellofemoral pain syndrome" OR "patellofemoral pain" OR "PFP" NOT "knee arthropathy") AND ("gait retraining" OR "running changes" OR "running retraining" OR "running parameters") | 162 | | | | | | | | |
| Cochrane | "patellofemoral pain syndrome" AND ("gait retraining" OR "running retraining" OR "running parameters") | 19 | | | | | | | | |
| Pedro | <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;">Abstract : gait retraining</td> <td style="width: 50%;">Abstract : running retraining</td> </tr> <tr> <td>Problem : pain</td> <td>Problem : pain</td> </tr> <tr> <td>Body part : lower leg or knee</td> <td>Body part : lower leg or knee</td> </tr> <tr> <td>Subdiscipline : sport</td> <td>Subdiscipline : sport</td> </tr> </table> | Abstract : gait retraining | Abstract : running retraining | Problem : pain | Problem : pain | Body part : lower leg or knee | Body part : lower leg or knee | Subdiscipline : sport | Subdiscipline : sport | 13 |
| Abstract : gait retraining | Abstract : running retraining | | | | | | | | | |
| Problem : pain | Problem : pain | | | | | | | | | |
| Body part : lower leg or knee | Body part : lower leg or knee | | | | | | | | | |
| Subdiscipline : sport | Subdiscipline : sport | | | | | | | | | |

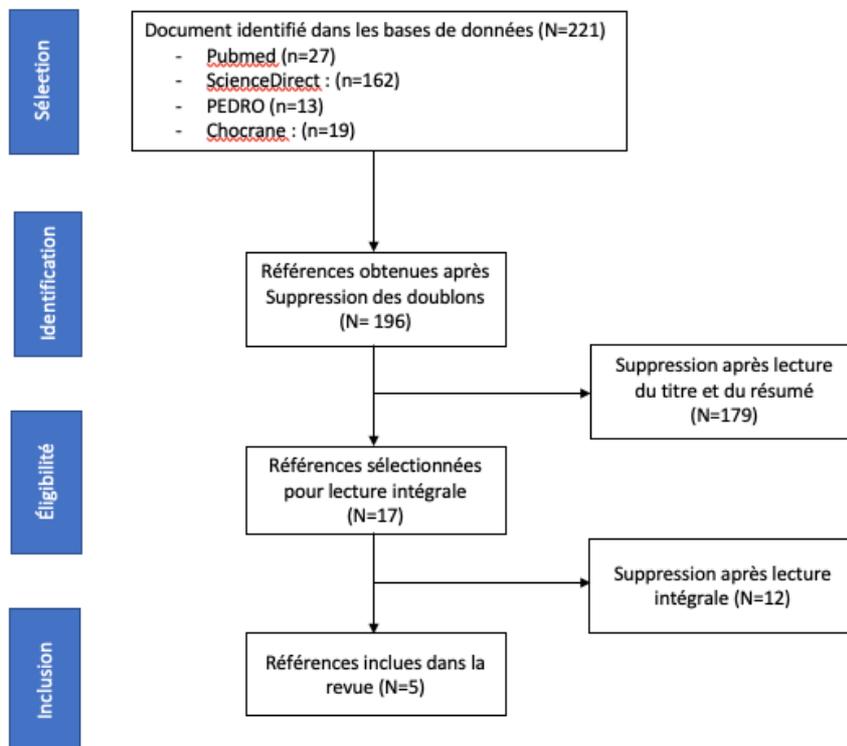
7. La sélection des études

Les articles sélectionnés pour cette revue sont des ECR publiés entre le 1^{er} janvier 2015 et le 15 mars 2023. Les équations de recherche retenues, appliquées aux quatre banques de données précitées, ont permis d'obtenir un total de 221 articles.

Ces articles ont d'abord été insérés dans le logiciel Zotero afin de les classer par ordre alphabétique d'une part et supprimer les doublons d'autre part. Puis, dans un second temps, la lecture du titre et du résumé de chacun des articles a révélé que nombre d'entre eux ne correspondaient pas aux critères PICO retenus dans la présente étude. Ils ont donc été supprimés, ce qui a permis d'aboutir à un total final de 17 études. Enfin, la lecture intégrale des 17 articles restants a conduit à évacuer celles qui étaient en cours de réalisation et dont les résultats n'avaient pas encore été publiés, mais aussi celles dont le design ne correspondait pas

à l'objet d'étude. Cette dernière étape a alors permis d'aboutir à la sélection de 5 ECR qui seront présentés par la suite. Il s'agit des articles qui sont intégrés dans le cadre de cette revue et qui vont être analysés. Les différentes étapes de la sélection des articles précités peuvent être synthétisées dans un diagramme de flux retranscrit ci-dessous :

Figure 6 : diagramme de flux



8. L'évaluation de la qualité méthodologique des études

La qualité méthodologique des ECR retenus pour l'étude a été déterminée via l'échelle PEDro (cf. **tableau XV**). (88) Cette grille attribue une note sur 10 à l'article, suivant sa qualité méthodologique. À savoir qu'en cas de score inférieur à 4 la revue a une faible qualité méthodologique. Lorsque le score est compris entre 4 et 6 la qualité méthodologique est moyenne. Un score supérieur à 6 correspond quant à lui à une bonne qualité méthodologique. S'agissant des 5 ECR sélectionnés, leurs différents scores sont compris entre 4 et 6 :

Tableau IV : Échelle PEDro

| Étude | Score PEDro | Qualité méthodologique |
|--------------|-------------|------------------------|
| Dunn et al | 4/10 | Moyenne |
| Chann et al | 6/10 | Bonne |
| Warne et al | 5/10 | Moyenne |
| Molina et al | 4/10 | Moyenne |
| Wang et al | 4/10 | Moyenne |

IV. Les résultats

Tableau V : caractéristiques des études

| Titre / Type d'étude | Auteurs / Date | Population | Objectifs de l'étude | Protocole du groupe expérimental | Protocole du groupe contrôle |
|---|-----------------------------------|--|---|---|---|
| <u>Article n°1</u> : Les effets du GR sur les facteurs biomécaniques associés aux blessures des membres inférieurs – essai clinique contrôlé randomisé | Marcus D.Dunn et al 04/2018 | N = 29 → 20 coureurs amateurs femmes et hommes (18-45 ans) asymptomatiques | Évaluer les effets du GR sur les facteurs biomécaniques associés aux blessures des MI en course à pied | n = 10 (6 H / 4 F) 3 séances (3 x 2h) de GR (cours théoriques + mise en application) Durée : une semaine | n = 10 (4 H / 6 F) Maintien du niveau d'entraînement habituel Durée : une semaine |
| <u>Article n°2</u> : Le GR pour réduire la survenue des blessures chez les coureurs de longue distance – essai clinique contrôlé randomisé | Zoé Y.S.Chan et al 02/2018 | N = 390 coureurs novices femmes et hommes (18-50 ans) sans antécédent de blessure depuis 6 mois Fréquence : ≥ 8km / sem Expérience : ≥ 2 ans | Évaluer le taux de charge verticale avant et après un programme de GR sur la survenue des blessures liées à la course à pied sur une période d'observation de 12 mois | n = 166 8 séances (15-30min) de GR pendant 2 semaines (4 séances / semaine) Course sur tapis roulant tandem à détection de force AMTI avec biofeedback visuel et auditif | n = 154 Course sur tapis sans aucun retour d'information sur leur biomécanique de course |
| <u>Article n°3</u> : Les changements cinétiques suite à un programme de six semaines de GR avec des chaussures minimalistes – essai clinique contrôlé randomisé | Joe.P.Warn et al 08/2017 | N = 28 → 24 coureurs masculins entraînés Fréquence : 5-7 jours / sem Distance : ≥ 40 km / sem Compétition : ≥ 5km | Évaluer l'effet du GR associé à des chaussures minimalistes sur les caractéristiques d'impact et de rigidité des MI | n = 12 GR associé à des chaussures minimalistes Durée : 6 semaines | n = 12 GR seulement Durée : 6 semaines |
| <u>Article n°4</u> : L'effet de deux programmes de GR, pieds nus vs augmentation de la cadence sur les paramètres cinématiques – essai clinique contrôlé randomisé | Alejandro Molina et al 03/2022 | N = 103 → 70 (39% femmes / 61% hommes) coureurs issus de 3 clubs de course à pied sans antécédent de blessure depuis six mois Fréquence : ≥ 3 entraînements aérobiques /semaine | Évaluer les effets de 2 programmes de GR à pied de 10 semaines sur la cinématique du pied | Groupe n°1 (BAR) : n = 23 Course pieds nus sur une surface douce, plate et gazonnée ou antidérapante à une vitesse confortable puis moyenne puis élevée Groupe n°2 (CAD) : n = 23 Augmentation de 10% de la cadence sur tapis roulant ou sur piste de 400m à une vitesse confortable | Groupe n°3 (CON) : n = 24 Maintien du niveau d'entraînement habituel |
| <u>Article n°5</u> : 12 semaines de GR réduit le stress de l'articulation fémoro-patellaire pendant la course chez les coureurs récréatifs masculins – essai clinique contrôlé randomisé | Baofen Wang et al 03/2020 | N = 30 → 17 coureurs récréatifs masculins sans antécédent de blessure depuis 3 mois Fréquence : ≥ 20 km / semaine | Évaluer les effets d'un programme de 12 semaines de GR sur l'angle sagittal, le moment du genou ainsi que sur la force et le stress de l'articulation FP | n = 9 3 séances / semaine de GR avec chaussures minimalistes et instruction d'attaquer le sol avec la boule métatarsienne | n = 8 3 séances / semaine de course avec chaussures minimalistes en conservant le schéma de frappe initial sans consigne d'attaque de pied |

1. La population

Dans le cadre de cette revue systématique, la population étudiée est composée de 521 coureurs hommes et femmes, novices ou expérimentés. Au sein des ECR retenus, le nombre de coureurs varie de 17 à 390. Les sujets sélectionnés ont été répartis dans un groupe « intervention » ou dans un groupe « contrôle » de façon aléatoire, selon une randomisation. La moyenne d'âge de la population est de 31,6 ans et varie de 18 à 50 ans.

Pour pouvoir être inclus dans cette étude, les participants devaient avoir pour habitude de courir au moins 8 kilomètres par semaine et ne pas présenter d'antécédent de blessure depuis au moins trois mois. (cf. tableau V page 27)

2. La description des interventions

Les interventions des chercheurs sont d'une durée d'une à douze semaines et comprennent au moins 3 à 4 séances hebdomadaires d'adaptation du schéma de course.

2.1. L'intervention de l'étude de M. Dunn et al

M. Dunn et al identifient l'impulsion d'abduction, l'éversion maximale du pied et l'excursion d'éversion du pied comme des FDR du SFP.

A ce titre, leur objectif visait à déterminer si un programme d'adaptation du schéma de course peut ou non avoir une influence sur ces FDR. Ils ont ainsi proposé un protocole d'adaptation du schéma de course d'une semaine, avec trois interventions de deux heures pour le groupe expérimental (n = 10). Le groupe contrôle (n = 10), quant à lui, devait maintenir son niveau d'entraînement habituel.

Les auteurs ont donc réalisé les mesures des FDR précités et des paramètres spatio-temporels de la course, avant et après l'intervention (6 semaines). Les deux groupes (expérimental et contrôle) ont effectué leur course en vitesse absolue (ABS) sur une piste de 200 mètres et en vitesse relative (REL) sur un tapis de course avant et après l'intervention. (89)

2.2. L'intervention dans de l'étude de Z. Chan et al

Z. Chan et al identifient l'augmentation du taux de charge vertical moyen (VALR) et l'augmentation du taux de charge vertical instantané (VILR) comme des FDR d'apparition de blessures lors de la course à pied, et notamment d'apparition d'un SFP.

Leur objectif consistait à évaluer l'efficacité d'un programme d'adaptation du schéma de course sur la modulation de la charge, afin de déterminer s'il peut être retenu comme stratégie de prévention de l'apparition des blessures liées à la course à pied dans un groupe de coureurs novices. A ce titre, ils ont proposé un protocole d'adaptation du schéma de course sur un tapis à détection de force, avec un biofeedback visuel comprenant la consigne de « courir moins fort » à un groupe expérimental (n = 195). Les chercheurs ont alors augmenté la durée de la course à chaque intervention (15 min → 30 min) et le biofeedback visuel a progressivement été supprimé. L'expérience a duré deux semaines.

Les paramètres biomécaniques de charge au sol (VALR et la VIRL) ont été évalués sur cette base avant et après l'intervention, pour des vitesses allant de 8 et 12 km/h, et la survenue des blessures a été mesurée tous les mois pendant un an après l'intervention. (90)

2.3. L'intervention dans l'étude de J. Warne et al

J. Warne et al, à l'instar de Chan et al identifient le taux de charge sur les membres inférieurs comme un FDR prédisposant l'athlète à des blessures de sursollicitation telles que le SFP.

Aussi, dans le cadre de leur étude, leur objectif était d'évaluer l'effet d'un programme d'adaptation du schéma de course incluant des chaussures minimalistes, sur le taux de chargement et sur le pic d'impact. Ils ont donc proposé au groupe expérimental (n = 12) un protocole d'adaptation du schéma de course avec des chaussures minimalistes, et ont comparé ses effets par rapport à ceux d'un groupe contrôle (n = 12) ayant suivi un protocole d'adaptation du schéma de course avec des chaussures de course conventionnelles. Le programme a duré 6 semaines, à raison de 3 séances hebdomadaires. Les mesures ont été réalisées au début et à la fin du programme. (91)

2.4. L'intervention dans l'étude de A. Molina et al

L'étude de A. Molina et al repose sur un programme d'adaptation du schéma de course fondé sur deux paramètres : la course pieds nus sur une surface souple (groupe BAR : n = 23) et l'augmentation de 10% de la cadence sur piste de 400 mètres ou sur tapis (groupe CAD : n = 23). Leur objectif est d'évaluer l'effet de ce programme de modification du schéma de course sur la cinématique du pied et de la cheville, mais également sur certains paramètres spatio-temporels. Leur étude procède à une comparaison entre les deux groupes expérimentaux et un groupe contrôle sans intervention (groupe CON : n = 24). Les coureurs ont suivi un programme d'entraînement de 10 semaines, à raison de 3 séances hebdomadaires. La durée et l'intensité des séances ont augmenté à chaque semaine. Les mesures ont été réalisées à des vitesses confortables (8 km/h) et à des vitesses rapides (12 km/h). (92)

2.5. L'intervention dans l'étude de B. Wang et al

L'étude de B. Wang et al a pour objectif principal de déterminer les effets d'un programme d'adaptation du schéma de course de 12 semaines sur les forces de contact de l'articulation FP et le stress exercé sur cette articulation, qui sont identifiés comme des FDR du SFP. L'objectif secondaire de cette étude est de déterminer les effets dudit programme sur la biomécanique du genou pendant la course.

A cet égard, un groupe expérimental (n = 9) a bénéficié d'un programme d'adaptation du schéma de course avec des chaussures minimalistes et la consigne d'attaquer le sol avec la boule métatarsienne (course avant-pied), à une vitesse choisie par eux-mêmes et avec intensité modérée. Les membres du groupe contrôle (n = 8) devaient également courir avec des chaussures minimalistes, mais cette fois en conservant leur schéma d'attaque habituel contrairement au groupe expérimental. Par ailleurs, les deux groupes ne pouvaient pas interagir entre eux.

L'intervention a duré 12 semaines, à raison de 3 séances hebdomadaires de 5 à 48 minutes. Les participants ont été autorisés à se servir de leurs chaussures de course habituelles en dehors de l'étude. Les données d'intérêt ont été mesurées au début et à la fin de l'étude. Toutes les semaines, les participants devaient renseigner les conditions d'entraînement, la distance de course, le schéma de frappe, les blessures potentielles et leurs conditions d'apparition, et ce dans un journal d'entraînement. (93)

3. L'évaluation

Afin de mesurer l'effet d'adaptation du schéma de course sur les paramètres biomécaniques, sur les forces de réaction au sol et sur les paramètres spatio-temporels, les études présentées ci-avant ont utilisé un certain nombre d'outils. A cet égard, de nombreux marqueurs (réfléchissants ou infrarouges) ont été placés sur les repères anatomiques des articulations d'intérêt. Ensuite, des systèmes de capture du mouvement numérique, par l'intermédiaire de caméras disposées tout autour du sujet ont été utilisées pour effectuer une analyse du mouvement dans les trois plans de l'espace, en mesurant le déplacement des marqueurs précités. (89) (91) (92) (93)

En outre, certaines études ont utilisé des cellules photoélectriques pour effectuer la mesure des paramètres spatio-temporels tels que la cadence, la longueur de pas ou encore la durée de la phase d'appui. (89) (92). Quant aux forces de réaction au sol, elles ont été mesurées par l'intermédiaire d'une plateforme de force posée sur la surface de test ou bien d'un tapis roulant tandem à détection de force (AMTI). (89) (90) (91) (93)

Par la suite, les données relatives à la position tridimensionnelle des marqueurs et la force de réaction au sol ont été exportées vers le logiciel visual 3D. (89) (92) (93) A posteriori, les données cinétiques et cinématiques ont été recueillies et filtrées par l'intermédiaire d'un filtre Butterworth qui a été appliqué dans l'ensemble des études. À noter que certaines études ont eu recours au logiciel Matlab pour effectuer une analyse plus approfondie des variables cinétiques et cinématiques. (89) (91)

Enfin, les tests statistiques ont été réalisés à l'aide du logiciel SPSS (Statistical Package for the Social Science), dans toutes les études.

4. Les effets sur la biomécanique de la course

En préambule de la présentation des résultats, il convient de déterminer le seuil alpha et la p value. Le seuil alpha est un seuil qui permet de déterminer si les résultats obtenus dans une étude sont ou non significatifs. La significativité des résultats permet d'affirmer que les résultats obtenus ne sont pas dus au hasard. Les études retenues dans le cadre de cette revue se sont toutes basées sur un seuil alpha de 0,05. Une p value inférieure à ce seuil traduit une significativité des résultats, tandis qu'une p value supérieure à ce seuil correspond à une absence de significativité des résultats.

4.1. La flexion dorsale de cheville

Pour rappel, l'angle de flexion dorsale de la cheville, lors du contact initial, permet de déterminer le type d'attaque de pied au sol. A cet égard, A. Molina et al mettent en évidence

des différences significatives intragroupe. En effet, pour une vitesse confortable (sensation du sujet) l'angle de flexion dorsale de la cheville a significativement diminué de $5,9^\circ$ dans le groupe BAR, et de $4,9^\circ$ dans le groupe CAD ($p < 0,01$). De même, pour une vitesse rapide (sensation du sujet), l'angle de flexion dorsale de la cheville a, à nouveau, significativement diminué de $6,5^\circ$ pour le groupe BAR, et de $4,7^\circ$ pour le groupe CAD ($p < 0,001$). En revanche, il a significativement augmenté de $2,7^\circ$ dans le groupe CON après les 10 semaines d'intervention. (92)

Au contraire, M. Dunn et al n'ont pas trouvé de différence significative intragroupe et intergroupe pour la flexion dorsale de la cheville lors du contact initial en vitesse absolue (ABS) et relative (REL). En ce qui concerne les différences entre les deux groupes (GC et GE), les p value étaient soit supérieures à 0,05, soit non indiquées. (89)

Tableau VI : Résultats des programmes sur la biomécanique de la cheville

| Étude | Observation | | |
|-----------------|--|--|--|
| M. Dunn et al | Vitesse Outcome | Absolue | Relative |
| | Angle de la cheville au contact initial ($^\circ$) | Différence intragroupe : (NI) - GC : pré : -3 ± 7 / post : -5 ± 8 - GE : pré : -5 ± 6 / post : -10 ± 8 Différence intergroupe : $p = 0,321$ | Différence intragroupe : (NI) - GC : pré : -2 ± 5 / post : -2 ± 5 - GE : pré : -2 ± 4 / post : -9 ± 9 Différence intergroupe : $p = 0,076$ |
| A. Molina et al | Vitesse Outcome | Confortable | Rapide |
| | Angle de la cheville au contact initial ($^\circ$) | Différence intragroupe : - GE (BAR) : pré : $6,9^\circ$ / post : 1° ($p < 0,001$) - GE (CAD) : pré : $7,2^\circ$ / post $2,3^\circ$ ($p < 0,01$) - GC (CON) : pré : 6° / post : $4,2^\circ$ ($p > 0,05$) Différence intergroupe : NI (qu'est-ce que signifie NI ???) | Différence intragroupe : - GE (BAR) : pré : $8,9^\circ$ / post : $2,4^\circ$ ($p < 0,001$) - GE (CAD) : pré : $9,7^\circ$ / post : 5° ($p < 0,01$) - GC (CON) : pré : $5,3^\circ$ / post : 8° ($p < 0,05$) Différence intergroupe : NI |

4.2. La flexion du genou

En ce qui concerne le genou, M. Dunn et al mettent en évidence une différence significative intergroupe de 7° entre le groupe expérimental et le groupe contrôle pour la flexion du genou, lors du contact initial et pour une vitesse relative ($p = 0,003$). En revanche, aucune différence intergroupe n'est visible en vitesse absolue ($p = 0,075$). Par ailleurs, aucune différence intragroupe significative n'est visible pour les deux vitesses (relative et absolue) car la p value n'est pas indiquée. (89)

Quant à B. Wang et al, ils ne trouvent pas de différences intragroupe et intergroupe significatives pour la flexion maximale du genou lors de la phase d'appui. En effet, les p values correspondant aux différences intragroupes sont de 0,529 pour le groupe contrôle et de 0,569 pour le groupe expérimental. Parallèlement, la p value correspondant à la différence intergroupe est de 0,542. Les résultats de cette étude ne sont donc pas significatifs. (93)

Tableau VII : Résultats des programmes sur la biomécanique du genou

| Étude | Outcome | Observation | |
|---------------|--|--|--|
| B. Wang et al | Angle de flexion maximale du genou (°) | Différence intragroupe : - GC (= groupe contrôle ? le préciser !) : pré : 35 ± 3 / post : 36 ± 5 ($p = 0.529$) - GE (= groupe expérimental ? le préciser !) : pré : 34 ± 2 / post : 35 ± 5 ($p = 0.569$) Différence intergroupe : $p = 0.542$ | |
| M. Dunn et al | Vitesse | Absolue | Relative |
| | Outcome | | |
| | Angle du genou au contact initial (°) | Différence intragroupe : (NI) - GC : pré : -13 ± 4 / post : -13 ± 4 - GE : pré : -19 ± 6 / post : -24 ± 5 Différence intergroupe : $p = 0,075$ | Différence intragroupe : (NI) - GC : pré : -11 ± 3 / post : -12 ± 3 - GE : pré : -14 ± 5 / post : -19 ± 6 Différence intergroupe : $p = \mathbf{0,003}$ |

4.3. L'articulation fémoro-patellaire

Enfin, s'agissant des conséquences des adaptations du schéma de course sur l'articulation fémoro-patellaire, B. Wang et al se sont intéressés à cette question de manière directe, en calculant la valeur du stress subi par l'articulation fémoro-patellaire lors de la course. (93)

J. Warne et M. Dunn se sont également intéressés à la question : le premier a mesuré le pic d'impact lors de l'appui, le second a mesuré l'impulsion d'abduction lors du passage de la phase d'appui à la phase aérienne qui augmentent le stress sur l'articulation FP. (89) (91)

B. Wang et al ont pu objectiver une différence significative intragroupe du stress exercé sur l'articulation FP dans le groupe expérimental, qui a diminué de 1,5 MPa ($p = 0,017$). En revanche, aucune différence intergroupe significative n'est visible entre les deux groupes. Leur étude n'a pas non plus permis de mettre en évidence des différences intragroupe et intergroupe significatives ($p > 0,05$) pour l'évaluation des forces de contact de l'articulation FP.

Dans le même sens, J. Warne et M. Dunn n'ont pas objectivé de différence intragroupe et intergroupe significatives ($p > 0,05$) sur le pic d'impact lors de l'appui et sur l'impulsion d'abduction suite à la mise en œuvre de leur protocole expérimental.

Tableau VIII : Résultats des programmes sur les contraintes de l'articulation FP

| Étude | Outcome | Observation | |
|----------------|--|--|---|
| J. Warne et al | Pic d'impact (BW) | Différence intragroupe : - GC : pré : 1.58 ± 0.3 / post : 1.48 ± 0.4 ($p > 0,05$) - GE : pré : 1.58 ± 0.26 / post : 1.35 ± 0.42 ($p = 0,43$) Différence intergroupe : $p = 0.59$ | |
| B. Wang et al | Force de contact FP (BW) | Différence intragroupe : - GC : pré : 4.4 ± 1.6 / post : 4.2 ± 1.7 ($p = 0.359$) - GE : pré : 4.5 ± 1.1 / post : 4.0 ± 0.9 ($p = 0.101$) Différence intergroupe : $p = 0,515$ | |
| | Stress de l'articulation FP (MPa) | Différence intragroupe : - GE : pré : 11.6 ± 2.92 / post : 10.1 ± 2.2 ($p = \mathbf{0.017}$) - GC : pré : 12.1 ± 4.0 / post : 10.9 ± 3.2 ($p = 0.098$) Différence intergroupe : $p = 0.668$ | |
| M. Dunn et al | Vitesse | Absolue | Relative |
| | Outcome | | |
| | Impulsion d'abduction du genou (Nm.s/kg) | Différence intragroupe : (NI) - GC : pré : -3 ± 2 / post : -2 ± 2 - GE : pré : -3 ± 2 / post : -2 ± 1 Différence intergroupe : $p = 0,369$ | Différence intragroupe : (NI) - GC : pré : -3.70 ± 2.60 / post : -3.10 ± 2.58 - GE : pré -3.00 ± 2.13 / post : -2.40 ± 1.65 Différence intergroupe : $p = 0,916$ |

5. Les effets sur les forces de réaction au sol

Concernant les forces de réaction au sol (GRF), l'étude de Z. Chan et al présente de nombreuses différences significatives intragroupe. Le VALR mesuré à 8 km/h a significativement diminué de 11 BW/s dans le groupe expérimental ($p < 0,001$) après l'intervention, mais aucune différence significative n'est observable dans le groupe contrôle ($p = 0,461$) à cette vitesse. De même, pour une vitesse de 8 km/h, le VILR a significativement diminué de 9 BW/s dans le groupe expérimental ($p < 0,001$) et significativement augmenté de 3 BW/s dans le groupe contrôle ($p < 0,001$). Enfin, pour une vitesse de 12km/h, le VALR et le VILR ont tous deux significativement diminué de 6 et 17 BW/s dans le groupe expérimental ($p < 0,001$) et significativement augmenté de 3 et 6 BW/s dans le groupe contrôle ($p < 0,001$). (90)

En outre, des différences intergroupes significatives entre le groupe expérimental et le groupe contrôle ont également été démontrées pour le VALR et le VILR aux deux vitesses (8 km/h et 12 km/h). En effet, les différences intergroupes de chaque paramètre sont de 12 BW/s pour le VALR à 8 km/h ($p < 0,001$), 15 BW/s pour le VILR à 8 km/h ($p < 0,001$), 10 BW/s pour le VALR à 12 km/h ($p < 0,001$) et 35 BW/s pour le VILR à 12 km/h ($p < 0,001$). (90)

L'étude de J. Warne et al met elle aussi en évidence une différence intragroupe significative au sein du groupe expérimental, qui a diminué de 32 BW/s après l'intervention ($p < 0,001$). Les auteurs ont également objectivé une différence intergroupes significative de 35 BW/s avant l'intervention ($p < 0,001$), la GRF du GC étant significativement plus faible que celle du GE. Cette différence significative a disparu après l'intervention ($p = 0,16$). (91)

Tableau IX : Résultats des programmes sur les GRF

| Étude | Outcomes | Observations |
|----------------|-------------------------|--|
| Z. Chan et al | VALR à 8km/h (en BW/s) | Intragroupe : - GC : pré : 68 ± 10 / post : 67 ± 5 ($p = 0,461$) - GE : pré : 66 ± 10 / post : 55 ± 5 ($p < 0,001$) Inter groupe : post \rightarrow GE < GC ($p < 0,001$) |
| | VILR à 8km/h (en BW/s) | Intragroupe : - GC : pré : 92 ± 11 / 95 ± 5 ($p < 0,001$) - GE : pré : 91 ± 14 / 80 ± 5 ($p < 0,001$) Inter groupe : post \rightarrow GE < GC ($p < 0,001$) |
| | VALR à 12km/h (en BW/s) | Intragroupe : - GC : pré : 82 ± 11 / 85 ± 5 ($p < 0,001$) - GE : pré : 81 ± 14 / 75 ± 5 ($p < 0,001$) Inter groupe : post \rightarrow GE < GC ($p < 0,001$) |
| | VILR à 12km/h (en BW/s) | Intragroupe : - GC : pré : 114 ± 16 / 120 ± 5 ($p < 0,001$) - GE : pré : 112 ± 15 / 95 ± 5 ($p < 0,001$) Inter groupe : post \rightarrow GE < GC ($p < 0,001$) |
| J. Warne et al | GRF (en BW/s) | Intragroupe : - GC : pré : 61 ± 16 / post 50 ± 12 ($p = 0,08$) - GE : pré : 96 ± 28 / post : 64 ± 32 ($p < 0,001$) Inter groupe : - Pré : GC < GE ($p < 0,001$) - Post : pas de différence significative ($p = 0,16$) |

6. L'adaptation du schéma de course et les paramètres spatio-temporels

6.1. La cadence

L'étude de A. Molina et al est la seule à avoir pris le soin de mesurer le paramètre de la cadence. (92) A cet égard, les auteurs en question mettent en évidence des différences significatives intragroupe.

Pour des vitesses confortables (8 km/h) /h) la cadence du groupe CON a significativement diminué de 3 pas/minute ($p = 0,031$) tandis que celle du groupe CAD a significativement augmenté de 3 pas/minute ($p = 0,015$) après les 10 semaines d'intervention.

Pour des vitesses rapides, la cadence du groupe CON a significativement diminué de 5 pas/min ($p = 0,001$) alors que celle du groupe BAR a significativement augmenté de 3 pas/min ($p = 0,031$).

Par ailleurs, une différence significative intergroupe de 7 pas/minute ($p < 0,05$) a été mise en évidence entre le groupe CAD et le groupe BAR, pour une vitesse confortable après l'intervention.

Tableau X : Résultats des programmes sur la cadence

| Étude | Observations | | |
|----------------|-------------------|---|--|
| M.D.Dunn et al | Cadence | NI | |
| A.Molina et al | Vitesse | Confortable | Rapide |
| | Outcome | | |
| | Cadence (pas/min) | Intragroupe : - GC (CON) : pré : 168 ± 8 / post 165 ± 8 ($p = 0,031$) - GE (CAD) : pré : 168 ± 7 / post : 171 ± 7 ($p = 0,015$) - GE (BAR) : 164 ± 8 / 164 ± 7 ($p > 0,05$) Intergroupe : post : CAD > BAR ($p < 0,05$) | Intragroupe : - GC (CON) : pré : 184 ± 10 / post : 179 ± 8 ($p = 0,001$) - GE (BAR) : pré : 175 ± 9 / post : 178 ± 9 ($p = 0,031$) Intergroupe : pas de différence ($p > 0,05$) |

6.2. La longueur de pas

Dans le cadre de l'étude de A. Molina et al, aucune différence significative intragroupe et intergroupe n'a été mise en évidence en ce qui concerne la longueur de pas, à des vitesses confortables (8 km/h). (92)

En revanche, pour des vitesses rapides (12 km/h), cette même étude a révélé des différences significatives intragroupe. A savoir que la longueur de pas a significativement augmenté de 3 cm ($p = 0,001$) dans le groupe CON tandis qu'elle a significativement diminué de 2 cm ($p = 0,03$) au sein du groupe BAR. Enfin, une différence intergroupe significative de 14 cm est observable entre la longueur de pas du groupe CAD et celle du groupe CON ($p < 0,05$). (92)

Quant à M.Dunn et al, ils rapportent une différence intergroupe significative de 0,02 cm ($p = 0,014$), pour une vitesse relative, entre la distance de freinage du groupe expérimental et celle du groupe contrôle à 6 semaines de l'intervention. (89)

Tableau XI : Résultats des programmes sur la longueur de pas

| Étude | Observations | | |
|-----------------|-----------------------------|---|--|
| | Vitesse Outcome | Absolue | Relative |
| M. Dunn et al | Distance de freinage (en m) | Pas de différence significative intra et intergroupe ($p > 0,05$) | Différence intragroupe : (NI) - GC : pré : -0.33 ± 0.03 / post : -0.34 ± 0.04 - GE : pré : -0.35 ± 0.04 / post : -0.32 ± 0.03 Différence intergroupe : post : GE > GC (p = 0,014) |
| | | | |
| A. Molina et al | Longueur de pas (cm) | Pas de différence significative intra et intergroupe ($p > 0,05$) | Confortable Rapide Intragroupe : - GC (CON) : pré : 138 ± 12 / post : 141 ± 12 (p = 0,001) - GE (BAR) : pré : 133 ± 19 / post : 131 ± 19 (p = 0,03) - GE (CAD) : pré : 128 ± 13 / post : 127 ± 14 ($p < 0,05$) Intergroupe : post : CON > CAD (p < 0,05) |
| | | | |

6.3. La durée de l'appui

En ce qui concerne la durée de l'appui, A. Molina et al obtiennent des différences significatives intragroupe. Pour des vitesses confortables, les durées d'appui du groupe CAD et du groupe BAR ont significativement diminué de 5 millisecondes (ms) ($p = 0,008$) et de 6 ms ($p = 0,001$) après l'intervention. Pour des vitesses élevées, seule la durée d'appui du groupe BAR a significativement diminué de 4 ms ($p = 0,004$). Enfin, pour une vitesse confortable une différence intergroupe significative de 11 ms ($p < 0,05$) a été objectivée entre la durée d'appui du groupe BAR et celle du groupe CON. (92)

De même, M. Dunn et al rapportent une différence intergroupe significative de 0,02 s ($p = 0,001$) entre la durée d'appui du groupe expérimentale (GE) et celle du groupe contrôle (GC) en vitesse absolue. (89)

Tableau XII : Résultats des programmes sur la durée de l'appui

| Étude | Observations | | |
|-----------------|--------------------------|--|--|
| | Vitesse Outcome | Absolue | Relative |
| M. D.Dunn et al | Durée de l'appui (en s) | Différence intragroupe : (NI) - GC : pré : 0.21 ± 0.01 / post : 0.21 ± 0.02 - GE : pré : 0.21 ± 0.01 / post : 0.19 ± 0.02 Différence intergroupe : post : GE < GC (p = 0,018) | Pas de différence significative intra et intergroupe ($p > 0,05$) |
| | | | |
| A. Molina et al | Durée de l'appui (en ms) | Confortable Rapide Intragroupe : - GC (CON) : pré : 37 ± 12 / post : 40 ± 11 - GE (CAD) : pré : 35 ± 10 / post : 30 ± 10 (p = 0,008) - GE (BAR) : pré : 35 ± 12 / post : 29 ± 10 (p = 0,001) Intergroupe : post : BAR < CAD (p < 0,05) | Rapide Intragroupe : GE (BAR) : pré : 28 ± 9 / post : 24 ± 10 (p = 0,004) Intergroupe : pas de différence ($p > 0,05$) |
| | | | |

6.4. L'attaque du pied au sol

S'agissant de l'attaque du pied au sol, deux évaluations ont été réalisées. La première, faite par A. Molina et al, mesure la prévalence d'attaque arrière-pied (RFS). La seconde, de M. Dunn et al, l'évalue en pourcentage de la surface plantaire en contact avec le sol. (89) (92)

C'est ainsi qu'A. Molina et al observent que la prévalence de RFS a diminué de 15% pour le pied gauche ($p = 0,006$) et de 10% pour le pied droit ($p = 0,011$) dans le groupe BAR après l'intervention. Aucune différence significative intragroupe n'est en revanche observée pour les groupes CAD et CON. (92)

Parallèlement, dans le cadre de l'étude de M. Dunn et al, une augmentation de la surface du pied en contact avec le sol de 25% en vitesse absolue et de 21 % en vitesse relative est visible dans le groupe expérimental (GE). Cependant, l'absence de p value ne permet pas de conclure à une réelle significativité de ces résultats. (89)

Cette même étude identifie une différence significative intergroupe de 22% concernant la surface plantaire qui est en contact avec le sol, à la fois en vitesse relative ($p = 0,012$) et en vitesse absolue, ($p = 0,008$) entre le groupe expérimental (GE) et le groupe contrôle (GC). (89)

Tableau XIII : Résultats des programmes sur l'attaque du pied au sol

| Étude | Observations | | |
|-----------------|---------------------------------------|---|--|
| A. Molina et al | Attaque de pied (% de RFS) | Différence intragroupe : GE (BAR) : - Pied gauche : pré : 85 ± 5 / post : 60 ± 5 ($p = 0,006$) - Pied droit : pré : 85 ± 5 / post : 65 ± 5 ($p = 0,011$) GE (CAD) : pas de différence significative ($p > 0,05$) GC (CON) : pas de différence significative ($p > 0,05$) Intergroupe : NI | |
| M. Dunn et al | Vitesse | Absolute | Relative |
| | Outcome | | |
| | Attaque du pied (% de surface au sol) | Différence intragroupe : (NI) - GC : pré : 23 ± 7 / post : 25 ± 8 - GE : pré : 22 ± 9 / post : 47 ± 24 Différence intergroupe : GE > GC significativement ($p = 0,008$) | Différence intragroupe : (NI) - GC : pré : 22 ± 6 / post : 21 ± 3 - GE : pré : 22 ± 4 / post : 43 ± 22 Différence intergroupe : GE > GC significativement ($p = 0,012$) |

V. La discussion

Pour mémoire, la question initiale de recherche était la suivante : l'adaptation du schéma de course présente-t-il un intérêt en prévention primaire du syndrome fémoro-patellaire ?

En préambule de l'analyse des résultats, il est important d'évoquer les principaux biais de cette étude. D'après T. Almont, « un biais, ou erreur systématique est une cause d'erreur lors d'une analyse statistique liée à la méthodologie d'une étude. S'ils ne sont pas pris en compte ou maîtrisés, les biais peuvent entraîner des erreurs dans l'estimation des paramètres. Ces erreurs remettent en cause la validité même d'une étude ». (94)

L'échelle PEDro est un outil qui permet d'évaluer la validité interne d'une étude et les différents biais auxquels elle peut être exposée. C'est pourquoi, il convient, dans un premier temps, de présenter le détail des scores PEDro obtenus par les différentes études envisagées par ce mémoire, dans le cadre du tableau XIV qui suit. (88)

Cela étant, il faut savoir que l'échelle PEDro ne prend pas en compte la validité externe, qui correspond à l'applicabilité éventuelle des résultats d'une expérience obtenus sur un échantillon de la population, à grande échelle. Il conviendra donc de s'intéresser à la validité externe dans un second temps.

Tableau XIV : Scores PEDro des études issues de l'équation de recherche

| Articles | M.Dunn et al | Z.Chan et al | J.Ward et al | A.Molina et al | B.Wang et al |
|---|--------------|--------------|--------------|----------------|--------------|
| 1. Critère d'éligibilité | OUI | NON | OUI | OUI | NON |
| 2. Randomisation | OUI | OUI | OUI | OUI | OUI |
| 3. Assignment secrète | NON | OUI | NON | NON | NON |
| 4. Groupe similaire au début de l'étude | OUI | OUI | OUI | OUI | OUI |
| 5. Sujet aveugle | NON | NON | NON | NON | NON |
| 6. Thérapeutes aveugle | NON | NON | NON | NON | NON |

| | | | | | |
|--|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| 7. Examineur aveugle | NON | NON | NON | NON | NON |
| 8. Mesures obtenues pour plus de 85% des sujets initialement répartis | NON | NON | NON | NON | NON |
| 9. Tous les sujets ont reçu l'intervention conformément à leur répartition | NON | OUI | NON | NON | NON |
| 10. Les résultats des comparaisons intergroupe sont indiqués | OUI | OUI | OUI | OUI | OUI |
| 11. L'étude indique à la fois l'estimation des effets et de leur variabilité | OUI | OUI | OUI | OUI | OUI |
| Score PEDro | 4/10 | 6/10 | 5/10 | 4/10 | 4/10 |

1. La validité interne : limites méthodologiques

La validité interne d'une étude correspond à la capacité pour un chercheur d'établir une relation de cause à effet entre différentes variables d'une expérience, permettant ainsi de présenter des résultats fiables, et d'avoir confiance dans l'étude analysée. En d'autres termes, il s'agit de la capacité à mesurer la validité de l'objet d'étude initial.

À cet égard, les biais permettent de déterminer le niveau de validité interne d'une étude. D. Grimes et K. Schulz définissent les biais en ces termes : il s'agit d'« *erreurs systématiques, non-aléatoires qui induisent une déviation orientée des résultats. Ils peuvent sous-estimer ou surestimer l'effet réel de l'intervention. C'est très rare qu'il n'y en ait pas. Le challenge pour le lecteur est de les identifier et d'estimer leur impact sur les résultats* » (95)

1.1. La répartition des groupes

La première limite révélée par l'échelle PEDro est la suivante : seule l'étude de Z. Chan et al a été faite selon une allocation secrète. Concrètement, cela signifie que la personne chargée de déterminer si les sujets de l'étude répondent ou non aux critères d'inclusion de l'expérience, ne saura pas, ultérieurement, dans quels groupes (expérimental ou contrôle), les sujets éligibles seront finalement répartis. Lorsque l'assignation secrète n'a pas été effectuée, comme c'est le cas pour les quatre autres études, cela les expose alors à un biais d'allocation. Il y a alors un risque qu'une différence ciblée soit réalisée lors de la répartition des sujets au sein des différents groupes, conduisant à un déséquilibre entre les groupes, se traduisant par une absence d'homogénéité. Le cas échéant, il pourrait y avoir une surestimation des résultats.

1.2. Le recueil des données

La seconde limite repose sur le fait que ni les coureurs, ni les professionnels chargés de faire passer les tests, ni les examinateurs qui recueillent et analysent les données, n'ont été mis en aveugle dans le cadre des ECR retenus pour réaliser cette revue. Aussi, cela expose les études présentées aux trois biais suivants : le biais de détection, le biais de performance et le biais d'information.

Le biais de détection est un biais qui porte sur la façon dont l'information est recueillie, ou la façon dont les résultats sont vérifiés. En effet, il est lié à une absence de mise en aveugle de l'examineur, ce qui signifie que celui-ci sait de quel groupe proviennent les données qu'il recueille et qu'il analyse. (96)

Le biais de performance, quant à lui, est un biais visible à partir du moment où des différences entre les groupes sont opérées dans les soins qui sont fournis, ou bien dans l'exposition à des facteurs autres que les interventions faisant l'objet de l'investigation. Ce sont donc tous les effets contextuels de l'étude. Par exemple, un groupe qui bénéficierait d'une récupération plus longue ou différente, telle qu'une hydratation pendant la phase de récupération. Le biais de performance peut être amélioré par la mise en aveugle des thérapeutes et des sujets. En effet, l'examineur a tendance à avoir des mesures différentes selon qu'il sait ou non à quel groupe le sujet analysé appartient. Néanmoins, il faut reconnaître que pour un programme d'adaptation du schéma de course, la mise en aveugle des évaluateurs est difficilement concevable dans la mesure où ils doivent nécessairement connaître l'intervention qu'ils mettent en place. (96)

Enfin, le biais d'information ou de classement repose sur la différence dans la collecte, l'enregistrement ou le classement de l'information qui sera réalisée suivant la méthodologie mise en œuvre par les chercheurs dans le cadre de leur expérience. En réalité, plus les informations et mesures collectées sont nombreuses, plus le risque de contradiction dans les résultats obtenus, en termes de significativité et de taille d'effet notamment, est élevé. (96) À titre d'exemple, A. Molina et al ont étudié les effets de l'adaptation du schéma de course sur trois paramètres protecteurs du SFP, pour trois groupes (BAR, CAD et CON), avec deux vitesses (confortable et rapide) et à deux moments distincts (avant et après l'expérience), ce qui fait un total de 36 mesures. Le risque est celui d'une grande variabilité des résultats dans le cadre des différences intragroupes et intergroupes. De même, lors de l'étude mise en œuvre par Z. Chan et al, les sujets ont dû se connecter à une application afin d'y reporter leur historique de blessures antérieures. Par la suite, à l'issue de l'expérience, ils ont dû s'y connecter chaque mois, pendant 12 mois, afin de reporter leur distance de course hebdomadaire parcourue et les éventuelles blessures en découlant. L'étude est ainsi exposée à un biais de mémoire et de subjectivité (sous-groupe du biais d'information) des sujets, puisque les informations collectées dépendent de leur vécu et leur ressenti, qui diffèrent évidemment d'une personne à l'autre. (94) (96)

1.3. L'analyse des données

Parmi les cinq revues systématiques étudiées, seule l'étude de Z. Chan et al a été effectuée en intention de traiter. Cela signifie que l'étude prend en compte les données de l'ensemble des participants ayant pris part à l'intervention, y compris les données des sujets ayant abandonné l'expérience en cours de route. (90)

À l'inverse, les quatre autres études sont des études *per* protocole, c'est-à-dire qu'elles prennent en compte uniquement les données des participants qui sont allés jusqu'au terme de l'intervention. Elles s'exposent ainsi à un biais d'attrition. Le biais d'attrition est considéré comme important lorsque plus de 20% des participants sont perdus de vue, ce qui est le cas

dans les quatre études visées. (97) Qui plus est, les auteurs des études en question n'ont pas eu recours à des méthodes de remplacement des données manquantes dans leurs analyses des résultats.

2. La validité externe : analyse et interprétation des résultats

Afin d'effectuer l'analyse des résultats il faut se référer à la taille d'effet des différents paramètres d'intérêt. La taille de l'effet est un paramètre qui sert à quantifier l'ampleur réelle de l'intervention mesurée, en fournissant une valeur spécifique dans la comparaison de deux groupes. Elle est mesurée par la valeur du d de Cohen, et est considérée comme infime pour une valeur de d de Cohen inférieure à 0,2, petite pour une valeur de d de Cohen comprise entre 0,2 et 0,5, modérée pour une valeur de d de Cohen comprise entre 0,5 et 0,8 et forte pour une valeur de d de Cohen supérieure à 0,8 (cf. annexe 4)

2.1. La taille d'effet pour les paramètres biomécaniques

2.1.1. L'angle de flexion dorsale lors de la phase de contact initial

Pour rappel, l'angle de flexion dorsale (FD) de la cheville lors de la phase de contact initial, permet de déterminer le type d'attaque de pied au sol.

Sur ce point, A. Molina et al ont mis en évidence des différences significatives intragroupes. Pour une vitesse confortable (sensation du sujet), l'angle de flexion dorsale a significativement diminué dans le groupe BAR et dans le groupe CAD ($p < 0,01$), après 10 semaines d'intervention. Le même constat est fait pour une vitesse rapide (sensation du sujet), puisque l'angle de flexion dorsale a, là-encore, significativement diminué dans le groupe BAR et le groupe CAD ($p < 0,001$). A l'inverse, l'angle de flexion dorsale du groupe contrôle a significativement augmenté. La taille d'effet des diminutions susmentionnées étant modérée ($0,5 < d < 0,8$) il en ressort que l'adaptation du schéma de course a en réalité un effet moyen sur la diminution de l'angle de flexion dorsale de la cheville lors du contact initial. (92) Cependant les auteurs en cause n'ont pas mesuré les p value et les d de Cohen pour les différences intergroupes. Aussi, il est en réalité impossible de savoir si l'adaptation du schéma de course est plus efficace que l'absence d'intervention (placebo) pour réduire l'angle de flexion dorsale de la cheville.

M. Dunn et al n'ont pas trouvé de différences significatives intragroupes et intergroupes pour la flexion dorsale de la cheville lors du contact initial en vitesses absolue (ABS) et relative (REL) ($p > 0,05$). Pour rappel, la vitesse relative fait référence à une course sur tapis (le référentiel est mobile) ; la vitesse absolue correspond à une course sur piste (le référentiel est fixe). Néanmoins, les auteurs observent des tailles d'effet importantes ($d > 0,8$) pour la diminution de la FD de la cheville lors du contact initial en intragroupe et en intergroupe.

Au sein du groupe expérimental, la taille d'effet pour la diminution de la FD de cheville est de 1,55 en vitesse relative, et de 0,92 en vitesse absolue. Au vu de ces valeurs, l'adaptation du schéma de course semble avoir un effet fort sur la diminution de l'angle de cheville. Toutefois, ces résultats ne sont pas significatifs, ce qui ne permet pas de l'affirmer avec certitude. (89)

Concernant les différences intergroupes (GE et GC), la taille d'effet de la diminution de la FD de la cheville est de 1,15 en vitesse absolue et de 0,75 en vitesse relative. Ainsi, l'adaptation du schéma de course semble avoir un effet plus important que le placebo sur la diminution de la FD de la cheville lors de la phase de contact initial, bien que, là encore, ce constat ne soit pas significatif. (89)

Ces résultats paraissent donc en adéquation avec l'étude de A. Molina et al précitée. Cela étant, des études plus approfondies pourraient être menées, sur de plus grands échantillons par exemple, afin d'obtenir des résultats significatifs, confirmant ou non l'analyse.

Pour résumer, les résultats de M. Dunn et de A. Molina convergent vers une diminution de la flexion dorsale de la cheville lors du contact initial, à la suite d'un programme d'adaptation du schéma de course. Ces résultats présentent un intérêt dans le cadre de la prévention primaire du SFP, car le fait de courir avec un angle de dorsiflexion de cheville faible peut être considéré comme un facteur protecteur du SFP, puisque cela diminue l'impact sur l'articulation. (98) Des expériences supplémentaires seraient cependant nécessaires, afin d'affiner la valeur des données obtenues en termes de différences intergroupes, mais aussi en ce qui concerne la prévalence d'apparition du SFP. L'objectif est de confirmer l'influence et l'efficacité des programmes d'adaptation du schéma de course pour diminuer la FD de la cheville lors de la phase de contact initial, en tant que facteur de prévention primaire du SFP.

Tableau XVI : Taille d'effet sur l'angle de dorsiflexion de cheville lors du contact initial

| Étude | Outcome | Observations | Taille d'effet |
|-----------------|--|---|--|
| M. Dunn et al | Angles de la cheville au contact initial (°) | Pas de différence intragroupe significative en REL (p = NI) et en ABS (p = NI) | Vitesse REL : d = 1,55 Vitesse ABS : d = 0,92 |
| | | Pas de différence significative intergroupe en REL (p = 0,076) et en ABS (p = 0,321) | Vitesse REL : d = 1,7 Vitesse ABS : d = 0,75 |
| A. Molina et al | Angles de la cheville au contact initial (°) | Diminution significative au sein des groupes BAR et CAD Augmentation significative au sein du groupe CON | 0,5 < d < 0,8 |
| | | Pas de différence intergroupe (p = NI) | d = NI |

2.1.2. La flexion du genou lors des phases de contact initial et d'appui

Concernant la flexion maximale du genou pendant la phase d'appui, B. Wang et al n'ont pas mis en évidence de différences significatives intragroupes et intergroupes ni de fortes tailles d'effet ($d < 0,2$) pendant la phase d'appui. Ainsi, d'après cette étude, l'adaptation du schéma de course n'influencerait pas la flexion maximale du genou en phase d'appui. (93)

Dans le même sens, M. Dunn et al n'ont pas mis en évidence de différences intragroupes pour la flexion du genou au moment de la phase de contact initial aux vitesses relative (REL) et absolue (ABS). Les auteurs de cette étude trouvent cependant des tailles d'effet importantes pour le groupe expérimental, en vitesse relative et absolue ($d = 0,88$ et $d = 0,84$). Ainsi l'adaptation du schéma de course semble avoir une influence importante sur l'augmentation de la flexion du genou lors du contact initial dans le groupe expérimental, bien que les résultats obtenus ne soient pas significatifs. (89)

En outre, aucune différence significative intergroupe en vitesse absolue n'a pu être objectivée ($p = 0,075$) dans le cadre de l'étude précitée. Néanmoins, une taille d'effet importante est mise en évidence ($d = 1,17$). Ainsi, en vitesse absolue, l'adaptation du schéma de course semble avoir

un effet important sur l'augmentation de l'angle de flexion du groupe expérimental par rapport à celui du groupe contrôle, bien que ces résultats ne soient, à nouveau, pas significatifs. (89) Cela étant, en vitesse relative, M. Dunn et al parviennent à une différence significative intergroupe ($p = 0,03$), avec une forte taille d'effet ($d = 1,80$). A ce titre, il est possible d'affirmer que le programme d'adaptation du schéma de course mis en œuvre est bien plus efficace que le placebo (ou absence d'intervention) afin d'augmenter la flexion du genou lors du contact initial en vitesse relative. (89)

Malgré l'absence de significativité de la plupart des résultats de cette seconde étude, ces résultats suggèrent tout de même une tendance à l'augmentation de la flexion du genou lors du contact initial, en raison des tailles d'effet importantes mises en avant. Pour rappel, augmenter la flexion du genou lors de la phase de contact initial réduit le risque d'apparition du SFP, car elle diminue les contraintes exercées sur le genou.

Tableau XVII : Taille d'effet sur la flexion de genou

| Étude | Outcome | Observations | Taille d'effet |
|---------------|---------------------------------------|--|--|
| B. Wang et al | Angle de flexion maximal (°) | Pas de différences intragroupes significative pour le GE (0,569) et le GC (0,529) | GE : $d = 0,14$ GC : $d = 0,13$ |
| | | Pas de différence intergroupe ($p = 0,542$) | $d = 0,12$ |
| M. Dunn et al | Angle du genou au contact initial (°) | Pas de différence intragroupe significative en REL ($p = NI$) et en ABS ($p = NI$) | Vitesse REL : $d = 0,88$ Vitesse ABS : $d = 0,84$ |
| | | Différence intergroupe en REL en faveur du GE ($p = 0,003$) Pas de différence intergroupe significative en ABS ($p = 0,075$) | Vitesse REL : $d = 1,80$ Vitesse ABS : $d = 1,17$ |

2.1.3. L'articulation fémoro-patellaire

Dans le cadre de l'étude de M. Dunn et al, aucune différence significative intragroupe et intergroupe n'est démontrée en ce qui concerne l'impulsion d'abduction du genou lors de la course après l'intervention ($p > 0,05$). De plus, aucune taille d'effet majeure n'a été montrée ($d < 0,2$). Ces résultats suggèrent donc qu'un programme d'adaptation du schéma de course n'est pas vraiment efficace pour diminuer le stress sur l'articulation fémoro-patellaire. (89)

Ce constat est en accord avec les études de J. Warne et de B. Wang, qui n'observent aucune différence significative intragroupes et intergroupes ($p > 0,05$), ni aucune taille d'effet notable ($d < 0,2$) pour ce qui est du pic d'impact sur le genou. Ainsi, il n'est pas possible d'affirmer que l'adaptation du schéma de course est plus efficace que l'absence d'intervention (placebo) pour réduire le stress sur l'articulation fémoro-patellaire. (91) (93)

Seuls B. Wang et al réussissent à mettre en évidence une diminution significative intragroupe de la valeur du stress de l'articulation fémoro-patellaire ($p = 0,017$) dans le groupe expérimental, suite à l'intervention qui a duré 12 semaines. Cependant, cette différence significative présente une taille d'effet faible ($d = 0,29$). L'adaptation du schéma de course exerce donc une faible influence sur la réduction du stress de l'articulation fémoro-patellaire. (85)

Ce faisant, les résultats obtenus par ces trois études sont insuffisants pour affirmer que l'adaptation du schéma de course a un réel impact sur la diminution du stress exercé sur l'articulation. Aussi, ils s'inscrivent en contradiction avec les résultats précités (cf. 2.1.1 et 2.1.2), qui suggéraient une augmentation de la flexion du genou et une diminution de la flexion

dorsale de la cheville lors du contact initial, ce qui diminuerait les contraintes sur l'articulation fémoro-patellaire et par la même le risque de contracter un SFP. (99) Ce constat est en contradiction avec celui de l'étude de A. Dos Santos et al selon laquelle « *les modifications de la technique de course pourraient être recommandées pour réduire les charges sur l'articulation FP et avoir des implications pour la prévention du SFP* ». (100)

2.2. La taille d'effet pour les forces de réaction au sol

Z. Chan et al mettent en évidence des différences significatives intragroupes en termes de taux de charge vertical moyen (VALR) et de taux de charge instantané (VILR) ($p < 0,001$), pour chaque vitesse (lente : 8 km/h ; et rapide : 12 km/h), à l'exception du VALR pour 8km/h qui n'a pas évolué au sein du groupe contrôle ($p = 0,461$). En dehors de cette exception, le VALR et le VILR augmentent à chaque fois significativement au sein du groupe contrôle et diminuent significativement au sein du groupe expérimental. Parallèlement, la taille d'effet associée à la réduction des VALR et VILR au sein du groupe expérimental est forte ($d = 0,99$ à $1,12$). Dès lors, l'adaptation du schéma de course influence fortement la diminution des forces de réaction au sol au sein du groupe expérimental. (90)

Par ailleurs, ces mêmes auteurs sont parvenus à des différences significatives intergroupes ($p < 0,001$), pour chaque vitesse (lente : 8 km/h ; et rapide : 12 km/h), après l'intervention. En effet, à chaque fois, les VALR et VILR sont significativement plus faibles dans le groupe expérimental que dans le groupe contrôle. En outre, en ce qui concerne les différences intergroupes, la taille d'effet apparaît relativement forte ($d = 1,16$ à $1,52$). (90)

Ainsi, d'après les résultats issus de l'étude de Z. Chan et al, le programme d'adaptation du schéma de course de deux semaines avec un biofeedback visuel serait plus efficace que le placebo, pour la réduction des forces de réaction au sol. Ces résultats sont en adéquation avec ceux de J. Warne et al qui mettent eux aussi en évidence la diminution significative des forces de réaction au sol dans le groupe expérimental ($p < 0,001$) et une taille d'effet faible à modérée ($d = 0,68$). L'adaptation du schéma de course exerce donc un effet modéré sur la diminution des forces de réaction. (91)

Ce faisant, les deux études dont il est question révèlent que l'adaptation du schéma de course est plus ou moins efficace pour diminuer les forces de réaction au sol, facteur de risque du SFP

Tableau XVIII : tailles d'effet sur les force de réaction au sol

| Étude | Outcome | Observation | Taille d'effet |
|----------------|---------------------------|--|---|
| Z. Chan et al | VALR et VILR (en BW/s) | Augmentation significative au sein du GC ($p < 0,001$) à l'exception du VALR à 8km/h | GC : $d = -0,09 - 0,14$ GE : $d = 0,99 - 1,06$ |
| | | Diminution significative au sein du GE ($p < 0,001$) Les GRF du GE sont significativement plus faibles que ceux du GC ($p < 0,001$) | $d = 1,16 - 1,52$ |
| J. Warne et al | Taux de chargement (BW/s) | Diminution significative au sein du GE ($p < 0,001$) | $d = 0,68$ |

2.3. La taille d'effet pour les paramètres spatio-temporels

2.3.1. La cadence

A. Molina et al pointent une augmentation significative de la cadence (nombre de pas/min) dans le groupe CAD après l'intervention ($p = 0,015$), en vitesse confortable. Parallèlement, il y a une augmentation significative de la cadence pour le groupe BAR (pied nus) ($p = 0,001$), après l'intervention, en vitesse rapide. Par ailleurs, les tailles d'effet évaluées en cas d'augmentation de la cadence sont faibles, à la fois pour le groupe CAD ($d = 0,314$) et le groupe BAR ($d = 0,412$). (92)

Au regard de la significativité des résultats et des faibles tailles d'effets, il apparaît que s'entraîner à la course après avoir suivi un programme d'adaptation du schéma de course visant à augmenter la cadence de 10% (groupe CAD), a en fait une faible influence sur l'augmentation de la cadence en vitesse confortable. De même, s'entraîner à la course après avoir suivi un programme d'adaptation du schéma de course pieds nus, influence faiblement l'augmentation de la cadence en vitesse rapide. A ce stade, les résultats sont donc insuffisants pour émettre toute conclusion quant à l'efficacité de l'adaptation du schéma de course sur l'augmentation de la cadence. Pour mémoire, le fait d'augmenter la cadence (180 pas/min) peut être un facteur protecteur du SFP. (84) (85) (86)

En revanche, la cadence du groupe CON a significativement diminué en vitesse confortable mais également rapide. Cette diminution est faible en vitesse confortable ($d = 0,326$) et modérée en vitesse rapide ($d = 0,534$). L'absence d'intervention semble donc aggraver le risque de contacter un SFP. (92)

Aussi, bien que les premiers résultats exposés soient insuffisants pour démontrer l'efficacité d'une adaptation du schéma de course sur l'augmentation de la cadence, il s'avère que l'absence d'intervention augmente le risque d'apparition du SFP, du fait de la diminution significative de cadence constatée. (92)

Enfin, A. Molina et al mettent également en évidence une différence intergroupe significative entre la cadence du groupe CAD et celle du groupe BAR pour une vitesse confortable, après l'intervention. Toutefois, la valeur du d de Cohen n'est pas indiquée pour cette différence intergroupe, ce résultat n'est donc pas interprétable cliniquement. Il aurait été pertinent que l'étude procède à la mise en évidence des différences intergroupes : entre le groupe CAD et le groupe CON et entre le groupe BAR et le groupe CON, afin de donner des éléments de réponse à la question de recherche du présent mémoire. Elle aurait ainsi permis de révéler, ou non, l'efficacité de ces programmes d'adaptation à la course en prévention primaire du SFP, par rapport à une absence d'intervention.

Tableau XIX : Taille d'effet pour la cadence

| Étude | Outcome | Observation | Taille d'effet |
|----------------|--|--|--|
| A.Molina et al | Cadence en vitesse confortable (pas/min) | Augmentation significative dans le groupe CAD ($p = 0,015$) Diminution significative dans le groupe CON ($p = 0,041$) | CON : $d = 0,314$ CAD : $d = 0,326$ |
| | | Différence intergroupe significative entre le groupe BAR et le groupe CAD ($p < 0,05$) | $d = \text{NI}$ |
| | Cadence en vitesse rapide (pas/min) | Augmentation significative dans le groupe BAR ($p = 0,001$) Diminution significative dans le groupe CON ($p = 0,001$) | $d = 0,412$ $d = 0,534$ |

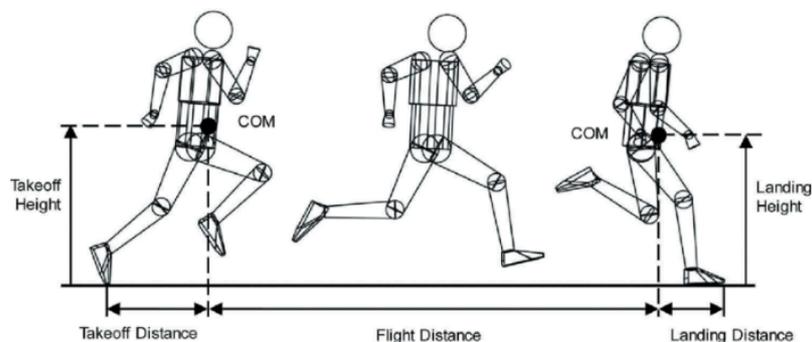
2.3.2. La longueur de pas

A. Molina et al constatent une diminution significative de la longueur de pas du groupe BAR lorsque les sujets sont à des vitesses élevées, mais une taille d'effet minime ($d = 0,105$) suite aux dix semaines d'intervention. En conséquence, le programme d'adaptation du schéma de course pied nus mis en œuvre a une faible influence sur la diminution de la longueur de pas en vitesse élevée. (92)

Une différence intergroupe significative est objectivée, en vitesse rapide, entre la longueur de pas du groupe CAD et celle du groupe CON, mais la valeur du d de Cohen (taille d'effet) n'est pas indiquée. Il n'est donc pas possible de conclure à la pertinence clinique de la mise en œuvre d'un programme d'adaptation du schéma de course qui augmenterait la cadence de 10%, par rapport à une absence d'intervention (groupe CON), sur la diminution de la longueur de pas, facteur de prévention du SFP. (92)

Dunn et al, quant à eux, mettent en évidence une différence intergroupe (GE et GC) significative avec une taille d'effet modérée ($d = 0,77$) pour la distance de freinage (Take-off distance sur la figure 7) en vitesse relative (course sur tapis). Dès lors, il apparaît que l'adaptation du schéma de course a une efficacité moyenne au sein du groupe expérimental (GE), par rapport au groupe contrôle (GC), afin de parvenir à une réduction de la distance de freinage en vitesse relative, et par la même une réduction de la longueur de pas facteur de prévention du SFP. (101)

Figure 7 : la distance de freinage (takeoff distance)



Ils obtiennent également une taille d'effet modérée en ce qui concerne la diminution de la distance de freinage au sein du groupe expérimental ($d = 0,75$) et importante ($d = 0,88$) pour la différence intergroupe en vitesse absolue (course sur piste), mais ces diminutions ne sont pas significatives. D'après ces résultats, l'adaptation du schéma de course semble efficace pour faire baisser la distance de freinage et la longueur de pas associée, au sein du groupe expérimental en vitesse absolue. Ainsi, le suivi d'un programme d'adaptation du schéma de course semble plus efficace que l'absence d'intervention (placebo) pour diminuer la longueur de pas. Cela étant, l'absence de significativité des résultats présentés ne permet pas d'être affirmatif. (89)

Les résultats de M. Dunn et de A. Molina semblent converger vers une diminution de la longueur de pas, facteur protecteur du SFP, suite à la mise en œuvre de leurs programmes respectifs d'adaptation du schéma de course. Cette affirmation est à nuancer en l'absence de

significativité de certains résultats (chez A. Molina et al notamment), mais aussi en raison de la faible taille d'effet parfois associée à ces résultats.

Tableau XX : Taille d'effet pour la cadence

| Étude | Outcome | Observation | Taille d'effet |
|-----------------|-----------------------------|--|------------------------|
| A. Molina et al | Longueur de pas (en m) | Diminution significative dans le groupe BAR ($p = 0,001$) | $d = 0,105$ |
| | | Augmentation significative dans le groupe CON ($p = 0,008$) | $d = 0,251$ |
| | | Différence significative entre les groupe CON et CAD en vitesse rapide ($p < 0,05$) | $d = \text{NI}$ |
| M. Dunn et al | Distance de freinage (en m) | Pas de différence intragroupe significative en REL dans le GE et le GC ($p = \text{NI}$) | GE en REL : $d = 0,75$ |
| | | Pas de différence intragroupe significative en ABS dans le GE et le GC ($p = \text{NI}$) | GE en ABS : $d = 0,88$ |
| | | Différence intergroupe significative en REL ($p = 0,014$) | $d = 0,77$ |
| | | Pas de différence intergroupe significative en ABS ($p = 0,192$) | $d = 0,66$ |

2.3.3. La durée de la phase d'appui

Pour des vitesses confortables (sensation du sujet), A. Molina et al constatent une diminution significative de la durée de la phase d'appui dans le groupe BAR ($p = 0,001$) et dans le groupe CAD ($p = 0,008$). Au regard des tailles d'effet faibles pour le groupe CAD ($d = 0,472$) et modérées pour le groupe BAR ($d = 0,591$), la mise en œuvre d'un programme d'adaptation du schéma de course qui augmente la cadence de 10% a une faible influence sur la diminution de la durée de la phase d'appui, facteur de prévention du SFP. Quant au programme d'adaptation du schéma de course pieds nus, celui-ci a une influence modérée sur la diminution de la durée de la phase d'appui. (92)

En vitesse rapide, la seule diminution significative intragroupe démontrée concerne le groupe BAR ($p = 0,004$), elle a dans ce cas une faible taille d'effet ($d = 0,304$). Dès lors, l'adaptation du schéma de course a un faible effet sur la diminution de la durée de l'appui, facteur préventif du SFP, en vitesse rapide. (92)

Ces mêmes auteurs montrent également une différence significative intergroupe entre le groupe CON et le groupe BAR en vitesse confortable (sensation du sujet). Cependant, l'absence de d de Cohen (taille d'effet) ne permet pas de conclure quoi que ce soit quant à la pertinence clinique de cette différence intergroupe et quant à l'efficacité de la course pieds nus (groupe BAR) par rapport à l'absence d'intervention (groupe CON) pour diminuer la durée de l'appui. M. Dunn et al obtiennent une différence intergroupe significative, avec une taille d'effet élevée, en vitesse absolue ($d = 1,84$). Ainsi, d'après cette étude, l'adaptation du schéma de course (cours théorique, exercice pratique et mise en situation) a un fort impact sur la réduction de la durée d'appui, par rapport au placebo (absence d'intervention). (89)

Tableau XXI : Taille d'effet pour la durée d'appui

| Étude | Outcome | Observation | Taille d'effet |
|-----------------|------------------------|--|------------------------|
| A. Molina et al | Durée d'appuis (en ms) | Diminution significative dans le groupe BAR ($p = 0,001$) en CS | $d = 0,591$ |
| | | Diminution significative dans le groupe CAD ($p = 0,008$) en CS | $d = 0,472$ |
| | | Diminution significative dans le groupe BAR ($p = 0,004$) en HS | $d = 0,304$ |
| | | Différence intergroupe significative entre le groupe CON et le groupe BAR ($p < 0,05$) en CS | $d = \text{NI}$ |
| M. Dunn et al | Durée d'appuis (en s) | Pas de différence significative intragroupe dans le GE et le GC en REL ($p = \text{NI}$) | GE en REL : $d = 0,77$ |
| | | Pas de différence intragroupe significative dans le GE et le GC en ABS ($p = \text{NI}$) | GE en ABS : $d = 0,85$ |
| | | Différence intergroupe significative en ABS ($p = 0,018$) | $d = 1,84$ |

2.3.4. L'attaque de pied au sol

Pour mémoire, A. Molina et al ont mis en évidence une diminution intragroupe significative de la prévalence d'attaque arrière-pied au sein du groupe BAR. La taille d'effet associée à cette diminution n'est cependant pas précisée. Pour cette raison, il n'est à ce stade pas possible d'affirmer que ces observations ont une pertinence clinique. Par ailleurs, aucune différence intergroupe n'a pu être objectivée. (92)

L'étude de M. Dunn et al aboutit à des tailles d'effet importantes s'agissant de l'augmentation de la surface de pied en contact avec le sol au sein du groupe expérimental, post protocole d'adaptation du schéma de course, à la fois en vitesse relative ($d = 4,73$) et en vitesse absolue ($d = 3,58$). Cette adaptation du schéma de course semble ainsi fortement efficace pour augmenter la surface de pied en contact avec le sol lors de la course, qui permet de prévenir le risque d'apparition d'un SFP. Néanmoins, la p value n'étant pas indiquée, il n'est pas possible de l'affirmer avec certitude. (89)

Dans le même sens, M. Dunn et al objectivent également des différences intergroupes significatives, en vitesse relative ($p = 0,012$) et en vitesse absolue ($p = 0,008$). En outre, la taille d'effet des différences observées pour chaque vitesse est forte ($d = 4,73$ et $d = 2,83$), ce qui prouve que l'adaptation du schéma de course a un fort impact sur la transition d'une « course arrière-pied » vers une course « avant/médio-pied » par rapport à une absence d'intervention (placebo). Pour rappel, une attaque « avant/médio-pied » permet d'amortir les contraintes sur le genou, ce qui réduit le risque de contracter un SFP. (89) (98)

Ces résultats peuvent être envisagés en corrélation avec les résultats présentés avant, dans la partie dédiée à la flexion dorsale de la cheville (cf. 2.1.1). Ils révèlent une tendance à la diminution de la flexion dorsale de la cheville, et par la même une attaque dirigée plutôt vers l'avant du pied, préventive du SFP, lors de la phase de contact initial, suite à la mise en œuvre des protocoles d'adaptation du schéma de course. (84) (85) (86)

Tableau XXII : Taille d'effet pour l'attaque de pied au sol

| Étude | Outcome | Observation | Taille d'effet |
|----------------|---|---|------------------------|
| A.Molina et al | Prévalence d'attaque arrière-pied (en %) | Différence intragroupe significative au sein du groupe BAR | $d = NI$ |
| | | Pas de différence intergroupe significative | $d = NI$ |
| M.Dunn et al | Surface du pied en contact avec le sol (en %) | Pas de différence significative intragroupe en ABS | GE en REL : $d = 4,73$ |
| | | Pas de différence significative intragroupe en REL | GE en ABS : $d = 2,83$ |
| | | Différence significative intergroupe ($d = 0,012$) en REL | $d = 3,43$ |
| | | Différence significative intergroupe ($d = 0,008$) en ABS | $d = 3,58$ |

2.4. Synthèse

Ainsi, après lecture et analyse des résultats exposés par les essais cliniques contrôlés randomisés (ECR) dans le cadre du présent mémoire, certaines tendances se dégagent en ce qui concerne l'impact de l'adaptation du schéma de course sur les facteurs de risques du SFP :

- En ce qui concerne les paramètres biomécaniques :
 - Flexion dorsale du pied lors du contact initial : tendance à la diminution ;
 - Flexion du genou lors du contact initial : tendance à l'augmentation ;
 - Stress sur l'articulation fémoro-patellaire : absence d'effet.

- En ce qui concerne les forces de réaction au sol : tendance à la diminution ;
- En ce qui concerne les paramètres spatio-temporels :
 - o Cadence : absence d'effet ;
 - o Longueur de pas : tendance à la diminution ;
 - o Durée de l'appui : tendance à la diminution ;
 - o Attaque de pied : tendance à aller vers une attaque avant/médio pied ;

Il s'agit là de tendances déterminées à partir des tailles d'effet (d de Cohen) et de la significativité (p value) des résultats obtenus dans ces différentes études, afin de répondre à la question de recherche de ce mémoire, à savoir : en quoi les adaptations du schéma de course chez le coureur peuvent s'avérer être une stratégie intéressante en prévention primaire du syndrome fémoro-patellaire ?

Cela étant, il faut rappeler que, dans certains cas, les résultats obtenus pour un même paramètre diffèrent entre deux études, et parfois au sein d'une même étude. Par exemple, une significativité intergroupe est constatée en vitesse confortable mais pas en vitesse rapide (sensation du sujet), dans le cadre de l'évaluation de l'impact de l'adaptation du schéma de course sur la cadence dans l'étude de A. Molina et al. De même, Z. Chan et al mettent en évidence des tailles d'effet fortes en ce qui concerne la diminution des forces de réaction au sol liée à la mise en œuvre de leur protocole alors que J. Warne et al obtiennent des tailles d'effet modérées.

Ces différences dans les résultats obtenus par les ECR analysés mettent en évidence les limites de la présente revue systématique, mais également l'importance de ne pas se fier à une seule source et de faire preuve de circonspection en recherche.

3. La réponse à la question de recherche et aux hypothèses

Pour rappel, les trois hypothèses retenues pour ce mémoire de recherche étaient les suivantes :

- Hypothèse n°1 : les adaptations du schéma de course diminuent les FDR biomécaniques du SFP ;
- Hypothèse n°2 : les adaptations du schéma de course diminuent les forces de réaction au sol ;
- Hypothèse n°3 : les adaptations du schéma de course améliorent les paramètres spatio-temporels de la course.

A cet égard, les articles retenus dans le cadre de cette revue systématique ont montré que l'adaptation du schéma de course présente bel et bien un intérêt dans la diminution de certains FDR. C'est d'autant plus vrai pour l'attaque de pied au sol au moment de la phase de contact initial et pour les forces de réaction au sol qui, comme cela a été exposé, présentent des résultats significatifs et des tailles d'effet importantes.

Au sein des différentes études constitutives de ce mémoire, les sujets (coureurs) ont adopté des facteurs protecteurs du SFP tels que la diminution de la longueur de pas, de la durée de la phase d'appui et une attaque au sol portée davantage sur l'avant du pied. Ainsi, sur la base de l'adoption de stratégies de courses protectrices du SFP, la présente revue suggère qu'une

adaptation ciblée du schéma de course pourrait être mise en œuvre, en prévention primaire de cette blessure.

Quoi qu'il en soit, le coureur, qu'il soit athlète de haut niveau, joggeur régulier ou ponctuel, s'il s'informe, se documente sur les risques liés à sa posture de course, ne doit pas modifier seul son schéma de course en vue de diminuer ces risques, il s'exposerait alors à les amplifier. Il doit au contraire s'appuyer sur les professionnels de santé, les masseur-kinésithérapeutes en première ligne, pour adapter sa stratégie de course de manière cohérente et sécurisée.

4. Les limites de la revue

4.1. La prévalence du SFP après les interventions

Pour constater l'efficacité de l'adaptation du schéma de course comme moyen de prévention primaire du SFP, il faut se référer à la prévalence d'apparition du syndrome à l'issue des différents protocoles. Cela implique de ne pas se limiter au seul constat de la réduction effective d'un paramètre identifié comme un facteur d'apparition du SFP, en adaptant le schéma de course.

Sur ce point, seuls Z. Chan et al ont mesuré la prévalence d'apparition du SFP suite à leur intervention et ont mis en évidence une différence entre le groupe expérimental et le groupe contrôle : elle est de 4% pour le GE, contre 20% pour le GC. Le déploiement de ce procédé dans les quatre autres études recensées aurait apporté une vision plus globale, concrète et certaine des conséquences de l'adaptation du schéma de course sur la prévention primaire du SFP, et par là même précisé la réponse à la question de recherche du présent mémoire.

4.2. La définition de l'adaptation du schéma de course

Une nouvelle limite est liée à la grande diversité des définitions de l'adaptation du schéma de course, d'une étude à l'autre :

- Pour M. Dunn et al, l'adaptation du schéma de course consiste en un cours théorique, des exercices spécifiques pour modifier le schéma de course et une mise en pratique sur tapis de course (89) ;
- Pour Z. Chan et al, il s'agit de courir sur un tapis avec plateforme à détection de pression et un biofeedback visuel pour corriger la course en fonction de ce retour d'information (90) ;
- Pour J. Warne et al, l'adaptation du schéma de course réside dans le fait de courir avec des chaussures minimalistes sur un tapis de course (91) ;
- Pour A. Molina et al, elle implique de courir pieds nus sur terrain souple ou d'augmenter la cadence de 10% sur tapis (92) ;
- Enfin, B. Wang et al l'identifient comme le fait de courir sur un tapis de course avec des chaussures minimalistes et la consigne de courir avec l'avant du pied. (93)

Ces différences dans les définitions de l'adaptation du schéma de course ont conduit à des interventions qui n'ont pas été effectuées dans les mêmes conditions.

4.3. La variabilité des résultats

Ce mémoire d'initiation à la recherche s'est concentré sur huit outcomes : les facteurs de risques du SFP, qui ont été abordés dans le cadre conceptuel et dans la discussion de ce mémoire. L'idée était de balayer un champ large de facteurs de risque afin d'évaluer l'impact que peut avoir l'adaptation du schéma de course sur ces huit FDR, et de déterminer s'il est ou non pertinent de proposer une telle adaptation en prévention primaire du SFP. A ce titre, les ECR analysés ont réalisé de nombreuses mesures. Toutefois, comme cela a été expliqué, les résultats de ces mesures sont bien souvent soumis au biais d'information conduisant à une grande variabilité des résultats, compliquant leur lecture et leur interprétation.

4.4. La grille AMSTAR 2

La grille AMSTAR 2 est une grille qui permet d'évaluer la qualité méthodologique des revues systématiques. Celle-ci a été utilisée pour identifier certains biais du présent mémoire. Cette grille recommande que les revues systématiques soient réalisées par deux personnes ce qui n'est pas le cas de la présente étude, qui est personnelle. En outre, aucune liste contenant les études exclues de la présente revue systématique n'a été publiée, à l'encontre de la grille AMSTAR 2. Le diagramme de flux permet néanmoins de quantifier le nombre d'études retenues. (102)

5. Les perspectives

5.1. Les perspectives de recherche

Les études analysées sont soumises à un biais d'information lié au nombre des FDR étudiés dans chaque ECR et au nombre des mesures réalisées à chaque fois, conduisant à une grande variabilité des résultats. Afin de diminuer ce biais, il pourrait être intéressant de proposer des protocoles qui se concentrent sur un seul FDR : le stress exercé sur l'articulation fémoro-patellaire par exemple. Pour rappel, aucun des protocoles suivis par les ECR n'a pu permettre de réduire ce FDR. Aussi, il pourrait être pertinent d'envisager un protocole dans lequel l'athlète courrait à son allure de course habituelle pendant l'intervention, plutôt qu'à une vitesse imposée. En effet, la course à une vitesse non choisie est plus difficile à tenir pour l'athlète et dépend de son niveau d'activité et de performance. À l'inverse, si le coureur est en mesure de décider de son allure lors de l'expérience, les conditions de réalisation de l'intervention seront alors au plus proches des habitudes de course du sujet analysé et donc potentiellement plus pertinentes.

5.2. Les perspectives professionnelles

Ce mémoire souligne l'un des aspects fondamentaux de l'organisation d'une prise en charge, à savoir l'importance de la pluridisciplinarité, au sein de l'équipe médicale, mais pas que. Dans le cadre de la prévention primaire du SFP, la pathologie n'étant pas encore déclarée, il pourrait être intéressant d'échanger et de travailler avec des entraîneurs d'athlétisme et des athlètes sains afin de savoir quelles sont leurs représentations du SFP et d'explorer leurs connaissances en matière d'adaptation du schéma de course. Ces entretiens seraient pertinents pour partager et

croiser les informations, connaissances et compétences en matière de course à pied, afin d'améliorer les pratiques de chacun.

Cette prévention primaire pourrait également être mise en œuvre au sein du cabinet du masseur-kinésithérapeute, à la fin ou au cours de la prise en charge d'un patient le consultant pour une toute autre pathologie, s'il pratique la course à pied. A noter qu'un antécédent de blessure est susceptible d'engendrer une adaptation inconsciente du schéma de course chez le coureur, et d'entraîner par la suite un SFP. C'est pourquoi, la prévention primaire a toute sa place lors de la prise en charge du patient. Le cas échéant, un protocole d'adaptation du schéma de course pourrait être proposé aux patients coureurs soucieux de prévenir le risque de contracter une nouvelle pathologie.

Conclusion

L'intention initiale de cette démarche de recherche était d'identifier des facteurs protecteurs de l'apparition du SFP, qui peut toucher à tout moment et à tout âge les individus pratiquant la course à pied. C'est pourquoi, il est apparu intéressant d'identifier toutes les actions qu'il est possible de mettre en œuvre pour prévenir l'apparition des symptômes.

Si l'hétérogénéité des résultats obtenus et les biais répertoriés dans chaque ECR ne conduisent pas à une réponse évidente et certaine, une tendance semble néanmoins se dégager vers une réduction des risques d'apparition du SFP, par le biais d'une adaptation du schéma de course visant à prévenir les FDR du SFP. Des études portant sur de plus grands échantillons permettraient de confirmer cette tendance.

Le raisonnement et la réflexion menés ces derniers mois, pour la rédaction de ce mémoire, ont permis de se familiariser avec les principes de recherche scientifique et la rigueur qu'elle implique. Ce travail a également nécessité de développer un regard critique sur les articles scientifiques analysés, au regard de leur niveau de preuve (validité interne et externe, significativité et taille d'effet des résultats). Cet esprit critique s'avérera utile pour tous les projets professionnels à venir, il est d'autant plus important que tout MK doit s'appuyer sur un raisonnement clinique *evidence based practice* (EBP) en associant son expérience en tant que professionnel de santé, les demandes du patient et les preuves issues de la littérature.

D'un point de vue plus personnel, cette démarche de recherche a permis d'approfondir les connaissances sur les problématiques liées à la course à pied et au genou, renforçant la volonté de s'investir dans des formations supplémentaires sur les pathologies liées à la course à pied, mais aussi d'élargir les connaissances sur les pathologies en lien avec le genou et leur prise en charge.

Bien que ce mémoire interroge l'intérêt de l'adaptation du schéma de course en prévention primaire du SFP, celle-ci pourra également être proposée en prévention secondaire, lorsque le patient souhaite reprendre la course sans douleur après avoir subi un SFP pour lequel il a été rééduqué, il s'agira alors d'un réentraînement à la course.

L'adaptation du schéma de course est une façon de concevoir la prévention du SFP chez le coureur, mais il en existe d'autres, le renforcement musculaire notamment. Ces deux méthodes pourraient d'ailleurs être associées.

BIBLIOGRAPHIE

1. van Oeveren BT, de Ruitter CJ, Beek PJ, van Dieën JH. The biomechanics of running and running styles: a synthesis. *Sports Biomech.* 4 mars 2021;1-39.
2. Dufour M. Anatomie de l'appareil locomoteur, 2ème édition, tome 1, membre inférieur. Masson. 480 p.
3. Richard L. Drake, A. Wayne Vogl, Adam W.M. Mitchell. Gray's anatomie pour les étudiants 3ème édition. Elsevier Masson. 1102 p.
4. Hart HF, Patterson BE, Crossley KM, Culvenor AG, Khan MCM, King MG, et al. May the force be with you: understanding how patellofemoral joint reaction force compares across different activities and physical interventions-a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* mai 2022;56(9):521-30.
5. Dufour M. Biomécanique fonctionnelle: Membres - Tête - Tronc. Elsevier Masson. 592 p.
6. Sherman SL, Plackis AC, Nuelle CW. Patellofemoral anatomy and biomechanics. *Clin Sports Med.* juill 2014;33(3):389-401.
7. Zhang L, Liu G, Han B, Wang Z, Yan Y, Ma J, et al. Knee Joint Biomechanics in Physiological Conditions and How Pathologies Can Affect It: A Systematic Review. *Appl Bionics Biomech.* 2020;2020:7451683.
8. Polkowski GG, Clohisy JC. Hip biomechanics. *Sports Med Arthrosc Rev.* juin 2010;18(2):56-62.
9. Gaitonde DY, Ericksen A, Robbins RC. Patellofemoral Pain Syndrome. *Am Fam Physician.* 15 janv 2019;99(2):88-94.
10. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, Collins NJ, Davis IS, Powers CM, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *Br J Sports Med.* juill 2016;50(14):839-43.
11. Pereira PM, Baptista JS, Conceição F, Duarte J, Ferraz J, Costa JT. Patellofemoral Pain Syndrome Risk Associated with Squats: A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health.* 28 juill 2022;19(15):9241.
12. Powers CM, Witvrouw E, Davis IS, Crossley KM. Evidence-based framework for a pathomechanical model of patellofemoral pain: 2017 patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester, UK: part 3. *Br J Sports Med.* déc 2017;51(24):1713-23.
13. Atkins LT, James CR, Yang HS, Sizer PS, Brismée JM, Sawyer SF, et al. Corrigendum to « Changes in patellofemoral pain resulting from repetitive impact landings are associated with the magnitude and rate of patellofemoral joint loading » [*Clin. Biomech.* 53 (2018) 31-36]. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* mai 2018;54:151.

14. Emamvirdi M, Letafatkar A, Khaleghi Tazji M. The Effect of Valgus Control Instruction Exercises on Pain, Strength, and Functionality in Active Females With Patellofemoral Pain Syndrome. *Sports Health*. 2019;11(3):223-37.
15. Kakouris N, Yener N, Fong DTP. A systematic review of running-related musculoskeletal injuries in runners. *J Sport Health Sci*. sept 2021;10(5):513-22.
16. Hespanhol Junior LC, van Mechelen W, Verhagen E. Health and Economic Burden of Running-Related Injuries in Dutch Trailrunners: A Prospective Cohort Study. *Sports Med*. févr 2017;47(2):367-77.
17. Kluitenberg B, van Middelkoop M, Diercks R, van der Worp H. What are the Differences in Injury Proportions Between Different Populations of Runners? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med*. août 2015;45(8):1143-61.
18. van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SMA, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med*. août 2007;41(8):469-80; discussion 480.
19. Videbæk S, Bueno AM, Nielsen RO, Rasmussen S. Incidence of Running-Related Injuries Per 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med*. juill 2015;45(7):1017-26.
20. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med*. avr 2002;36(2):95-101.
21. Francis P, Whatman C, Sheerin K, Hume P, Johnson MI. The Proportion of Lower Limb Running Injuries by Gender, Anatomical Location and Specific Pathology: A Systematic Review. *J Sports Sci Med*. mars 2019;18(1):21-31.
22. Esculier JF, Maggs K, Maggs E, Dubois B. A Contemporary Approach to Patellofemoral Pain in Runners. *J Athl Train*. 16 nov 2020;55(12):0.
23. Hamill J, Bates BT, Knutzen KM, Sawhill JA. Variations in ground reaction force parameters at different running speeds. *Human Movement Science* [Internet]. 1 juin 1983 [cité 1 mars 2023];2(1):47-56. Disponible sur: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0167945783900052>
24. Willy RW, Halsey L, Hayek A, Johnson H, Willson JD. Patellofemoral Joint and Achilles Tendon Loads During Overground and Treadmill Running. *J Orthop Sports Phys Ther*. août 2016;46(8):664-72.
25. Van Hooren B, Fuller JT, Buckley JD, Miller JR, Sewell K, Rao G, et al. Is Motorized Treadmill Running Biomechanically Comparable to Overground Running? A Systematic Review and Meta-Analysis of Cross-Over Studies. *Sports Med*. avr 2020;50(4):785-813.
26. Lieberman DE, Warrener AG, Wang J, Castillo ER. Effects of stride frequency and foot position at landing on braking force, hip torque, impact peak force and the metabolic cost of running in humans. *J Exp Biol*. nov 2015;218(Pt 21):3406-14.

27. de Ruiter CJ, van Oeveren B, Francke A, Zijlstra P, van Dieen JH. Running Speed Can Be Predicted from Foot Contact Time during Outdoor over Ground Running. *PLoS One*. 2016;11(9):e0163023.
28. Barnes KR, Mcguigan MR, Kilding AE. Lower-body determinants of running economy in male and female distance runners. *J Strength Cond Res*. mai 2014;28(5):1289-97.
29. Pantoja PD, Morin JB, Peyré-Tartaruga LA, Brisswalter J. Running Energy Cost and Spring-Mass Behavior in Young versus Older Trained Athletes. *Med Sci Sports Exerc*. sept 2016;48(9):1779-86.
30. da Rosa RG, Oliveira HB, Gomeñuka NA, Masiero MPB, da Silva ES, Zanardi APJ, et al. Landing-Takeoff Asymmetries Applied to Running Mechanics: A New Perspective for Performance. *Front Physiol*. 2019;10:415.
31. Tseh W, Caputo JL, Morgan DW. Influence of gait manipulation on running economy in female distance runners. *J Sports Sci Med*. 2008;7(1):91-5.
32. Esculier JF, Silvini T, Bouyer LJ, Roy JS. Video-based assessment of foot strike pattern and step rate is valid and reliable in runners with patellofemoral pain. *Physical Therapy in Sport* [Internet]. 1 janv 2018 [cité 20 avr 2023];29:108-12. Disponible sur: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X16301882>
33. Orendurff MS, Kobayashi T, Tulchin-Francis K, Tullock AMH, Villarosa C, Chan C, et al. A little bit faster: Lower extremity joint kinematics and kinetics as recreational runners achieve faster speeds. *J Biomech*. 11 avr 2018;71:167-75.
34. Clark KP, Weyand PG. Are running speeds maximized with simple-spring stance mechanics? *J Appl Physiol* (1985). 15 sept 2014;117(6):604-15.
35. Preece SJ, Bramah C, Mason D. The biomechanical characteristics of high-performance endurance running. *Eur J Sport Sci*. juill 2019;19(6):784-92.
36. Reenalda J, Maas MTF, de Koning JJ. The Influence of Added Mass on Optimal Step Length in Running. *Int J Sports Physiol Perform*. oct 2016;11(7):920-6.
37. Mohammadi Nejad Rashty A, Sharbafi MA, Seyfarth A. SLIP with swing leg augmentation as a model for running. In: 2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. 2014. p. 2543-9.
38. Teng HL, Powers CM. Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running. *J Orthop Sports Phys Ther*. oct 2014;44(10):785-92.
39. Atkins LT, Smithson C, Grimes D, Heuer N. The influence of sagittal trunk posture on the magnitude and rate of patellofemoral joint stress during stair ascent in asymptomatic females. *Gait Posture*. oct 2019;74:121-7.
40. Hamner SR, Delp SL. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *J Biomech*. 22 févr 2013;46(4):780-7.

41. Hinrichs RN. Upper Extremity Function in Running. II: Angular Momentum Considerations. *Journal of Applied Biomechanics* [Internet]. 1 août 1987 [cité 1 mars 2023];3(3):242-63. Disponible sur: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/jab/3/3/article-p242.xml>
42. Vicenzino BT, Rathleff MS, Holden S, Maclachlan L, Smith BE, de Oliveira Silva D, et al. Developing Clinical and Research Priorities for Pain and Psychological Features in People With Patellofemoral Pain: An International Consensus Process With Health Care Professionals. *J Orthop Sports Phys Ther.* janv 2022;52(1):29-39.
43. Haskell WL, Lee IM, Pate RR, Powell KE, Blair SN, Franklin BA, et al. Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Med Sci Sports Exerc.* août 2007;39(8):1423-34.
44. Thomeé P, Thomeé R, Karlsson J. Patellofemoral pain syndrome: pain, coping strategies and degree of well-being. *Scand J Med Sci Sports.* oct 2002;12(5):276-81.
45. Jensen R, Hystad T, Baerheim A. Knee function and pain related to psychological variables in patients with long-term patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* sept 2005;35(9):594-600.
46. Witvrouw E, Callaghan MJ, Stefanik JJ, Noehren B, Bazett-Jones DM, Willson JD, et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *Br J Sports Med.* mars 2014;48(6):411-4.
47. Maclachlan LR, Collins NJ, Matthews MLG, Hodges PW, Vicenzino B. The psychological features of patellofemoral pain: a systematic review. *Br J Sports Med.* mai 2017;51(9):732-42.
48. Phyomaung PP, Dubowitz J, Cicuttini FM, Fernando S, Wluka AE, Raaijmakers P, et al. Are depression, anxiety and poor mental health risk factors for knee pain? A systematic review. *BMC Musculoskelet Disord.* 9 janv 2014;15:10.
49. JD, V SA, B E. Changes in catastrophizing and kinesiophobia are predictive of changes in disability and pain after treatment in patients with anterior knee pain. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* [Internet]. oct 2014 [cité 21 avr 2023];22(10). Disponible sur: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24691626/>
50. Piva SR, Fitzgerald GK, Wisniewski S, Delitto A. Predictors of pain and function outcome after rehabilitation in patients with patellofemoral pain syndrome. *J Rehabil Med.* juill 2009;41(8):604-12.
51. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med.* nov 2009;37(11):2108-16.
52. Bolgla LA, Boling MC, Mace KL, DiStefano MJ, Fithian DC, Powers CM. National Athletic Trainers' Association Position Statement: Management of Individuals With Patellofemoral Pain. *J Athl Train.* sept 2018;53(9):820-36.

53. Yosmaoglu HB, Kaya D, Guney H, Nyland J, Baltaci G, Yuksel I, et al. Is there a relationship between tracking ability, joint position sense, and functional level in patellofemoral pain syndrome? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* nov 2013;21(11):2564-71.
54. Pappas E, Wong-Tom WM. Prospective Predictors of Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review With Meta-analysis. *Sports Health.* mars 2012;4(2):115-20.
55. Dolak KL, Silkman C, Medina McKeon J, Hosey RG, Lattermann C, Uhl TL. Hip strengthening prior to functional exercises reduces pain sooner than quadriceps strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* août 2011;41(8):560-70.
56. Chiu JKW, Wong YM, Yung PSH, Ng GYF. The effects of quadriceps strengthening on pain, function, and patellofemoral joint contact area in persons with patellofemoral pain. *Am J Phys Med Rehabil.* févr 2012;91(2):98-106.
57. Guney H, Yuksel I, Kaya D, Doral MN. The relationship between quadriceps strength and joint position sense, functional outcome and painful activities in patellofemoral pain syndrome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* sept 2016;24(9):2966-72.
58. Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* janv 2009;39(1):12-9.
59. Van Cant J, Pineux C, Pitance L, Feipel V. Hip muscle strength and endurance in females with patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. *Int J Sports Phys Ther.* oct 2014;9(5):564-82.
60. Xie P, István B, Liang M. The Relationship between Patellofemoral Pain Syndrome and Hip Biomechanics: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Healthcare (Basel).* 28 déc 2022;11(1):99.
61. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* nov 2003;33(11):671-6.
62. Van Cant J, Declève P, Garnier A, Roy JS. Influence of symptom frequency and severity on hip abductor strength and endurance in individuals with patellofemoral pain. *Phys Ther Sport.* mai 2021;49:83-9.
63. Nunes GS, Barton CJ, Serrão FV. Hip rate of force development and strength are impaired in females with patellofemoral pain without signs of altered gluteus medius and maximus morphology. *J Sci Med Sport.* févr 2018;21(2):123-8.
64. Popovich JM, Kulig K. Lumbopelvic landing kinematics and EMG in women with contrasting hip strength. *Med Sci Sports Exerc.* janv 2012;44(1):146-53.
65. Boling M, Padua D. Relationship between hip strength and trunk, hip, and knee kinematics during a jump-landing task in individuals with patellofemoral pain. *Int J Sports Phys Ther.* oct 2013;8(5):661-9.

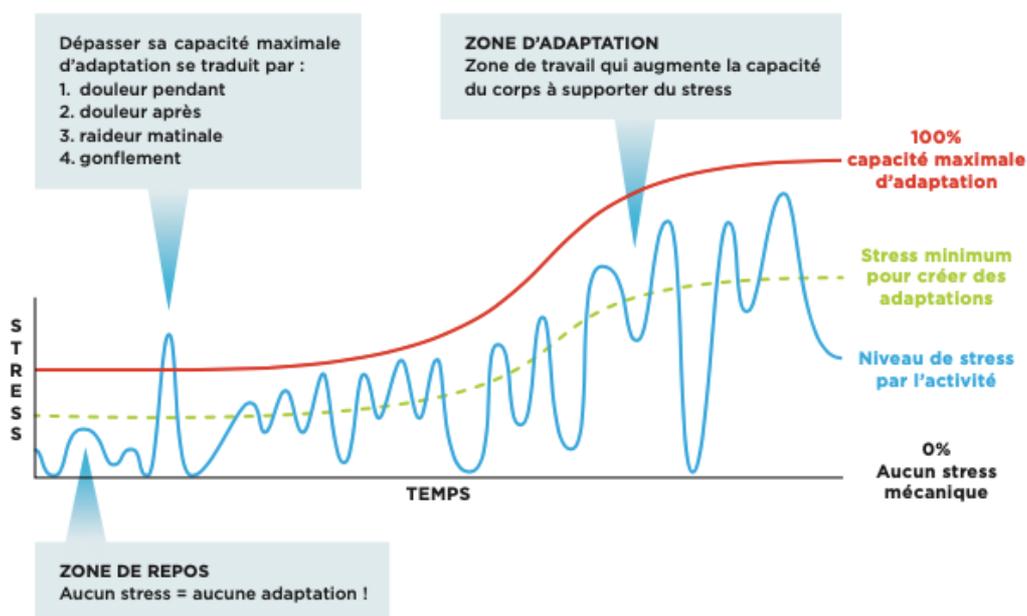
66. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther.* août 2008;38(8):448-56.
67. Rathleff MS, Rathleff CR, Crossley KM, Barton CJ. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* juill 2014;48(14):1088.
68. Rogan S, Haehni M, Luijckx E, Dealer J, Reuteler S, Taeymans J. Effects of Hip Abductor Muscles Exercises on Pain and Function in Patients With Patellofemoral Pain: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Strength Cond Res.* nov 2019;33(11):3174-87.
69. Noehren B, Pohl MB, Sanchez Z, Cunningham T, Lattermann C. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* mai 2012;27(4):366-71.
70. Osborne JD, Luczak SB, Acker WB, Bicos J. Patellofemoral Joint Contact Pressures: Current Concepts and Use in Patellar Instability Studies. *Orthopedics.* 1 mars 2019;42(2):e172-9.
71. Davis IS, Powers CM. Patellofemoral pain syndrome: proximal, distal, and local factors, an international retreat, April 30-May 2, 2009, Fells Point, Baltimore, MD. *J Orthop Sports Phys Ther.* mars 2010;40(3):A1-16.
72. Arazpour M, Bahramian F, Abutorabi A, Nourbakhsh ST, Alidousti A, Aslani H. The Effect of Patellofemoral Pain Syndrome on Gait Parameters: A Literature Review. *Arch Bone Jt Surg.* oct 2016;4(4):298-306.
73. Semciw A, Neate R, Pizzari T. Running related gluteus medius function in health and injury: A systematic review with meta-analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* oct 2016;30:98-110.
74. World Health Organization, Fund (UNICEF) UNC. A vision for primary health care in the 21st century: towards universal health coverage and the Sustainable Development Goals [Internet]. World Health Organization; 2018 [cité 18 avr 2023]. Report No.: WHO/HIS/SDS/2018.15. Disponible sur: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/328065>
75. Référentiel-compétences.pdf [Internet]. [cité 6 mars 2023]. Disponible sur: <http://www.fnek.fr/wp-content/uploads/2019/12/R%C3%A9f%C3%A9rentiel-comp%C3%A9tences.pdf>
76. Esculier JF, Bouyer LJ, Dubois B, Fremont P, Moore L, McFadyen B, et al. Infographic: treating runners with patellofemoral pain: appropriate education is key. *Br J Sports Med.* juill 2018;52(13):824-5.
77. Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SMA, van Middelkoop M. Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med.* mars 2013;47(4):193-206.
78. Santos TRT, Oliveira BA, Ocarino JM, Holt KG, Fonseca ST. Effectiveness of hip muscle strengthening in patellofemoral pain syndrome patients: a systematic review. *Braz J Phys Ther.* 2015;19(3):167-76.

79. Fukuda TY, Rossetto FM, Magalhães E, Bryk FF, Lucareli PRG, de Almeida Aparecida Carvalho N. Short-term effects of hip abductors and lateral rotators strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* nov 2010;40(11):736-42.
80. Nascimento LR, Teixeira-Salmela LF, Souza RB, Resende RA. Hip and Knee Strengthening Is More Effective Than Knee Strengthening Alone for Reducing Pain and Improving Activity in Individuals With Patellofemoral Pain: A Systematic Review With Meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* janv 2018;48(1):19-31.
81. Willson JD, Binder-Macleod S, Davis IS. Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. *Am J Sports Med.* août 2008;36(8):1587-96.
82. Barton CJ, Lack S, Hemmings S, Tufail S, Morrissey D. The « Best Practice Guide to Conservative Management of Patellofemoral Pain »: incorporating level 1 evidence with expert clinical reasoning. *Br J Sports Med.* juill 2015;49(14):923-34.
83. Xiao H, Li Z, Lei S. Gait retraining for runners with patellofemoral pain: A protocol for systematic review and meta-analysis. *Medicine (Baltimore).* 14 mai 2021;100(19):e25789.
84. Barton CJ, Bonanno DR, Carr J, Neal BS, Malliaras P, Franklyn-Miller A, et al. Running retraining to treat lower limb injuries: a mixed-methods study of current evidence synthesised with expert opinion. *Br J Sports Med.* mai 2016;50(9):513-26.
85. Roper JL, Harding EM, Doerfler D, Dexter JG, Kravitz L, Dufek JS, et al. The effects of gait retraining in runners with patellofemoral pain: A randomized trial. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* juin 2016;35:14-22.
86. Noehren B, Scholz J, Davis I. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Br J Sports Med.* juill 2011;45(9):691-6.
87. Gedda M. Traduction française des lignes directrices PRISMA pour l'écriture et la lecture des revues systématiques et des méta-analyses. *Kinésithérapie, la Revue [Internet].* 1 janv 2015 [cité 19 avr 2023];15(157):39-44. Disponible sur: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S177901231400432X>
88. PEDro_scale_french(france).pdf [Internet]. [cité 16 avr 2023]. Disponible sur: [https://pedro.org.au/wp-content/uploads/PEDro_scale_french\(france\).pdf](https://pedro.org.au/wp-content/uploads/PEDro_scale_french(france).pdf)
89. Dunn MD, Claxton DB, Fletcher G, Wheat JS, Binney DM. Effects of running retraining on biomechanical factors associated with lower limb injury. *Hum Mov Sci.* avr 2018;58:21-31.
90. Chan ZYS, Zhang JH, Au IPH, An WW, Shum GLK, Ng GYF, et al. Gait Retraining for the Reduction of Injury Occurrence in Novice Distance Runners: 1-Year Follow-up of a Randomized Controlled Trial. *Am J Sports Med.* févr 2018;46(2):388-95.
91. Warne JP, Smyth BP, Fagan JO, Hone ME, Richter C, Nevill AM, et al. Kinetic changes during a six-week minimal footwear and gait-retraining intervention in runners. *J Sports Sci.* août 2017;35(15):1538-46.

92. Molina-Molina A, Latorre-Román PÁ, Mercado-Palomino E, Delgado-García G, Richards J, Soto-Hermoso VM. The effect of two retraining programs, barefoot running vs increasing cadence, on kinematic parameters: A randomized controlled trial. *Scand J Med Sci Sports*. mars 2022;32(3):533-42.
93. Wang B, Yang Y, Zhang X, Wang J, Deng L, Fu W. Twelve-Week Gait Retraining Reduced Patellofemoral Joint Stress during Running in Male Recreational Runners. *Biomed Res Int*. 2020;2020:9723563.
94. Almont T. Les Biais en Épidémiologie.
95. Grimes DA, Schulz KF. An overview of clinical research: the lay of the land. *Lancet*. 5 janv 2002;359(9300):57-61.
96. Pallot A. Evidence Based Practice en rééducation. Elsevier Masson; 424 p.
97. Nunan D, Aronson J, Bankhead C. Catalogue of bias: attrition bias. *BMJ Evid Based Med*. févr 2018;23(1):21-2.
98. Davis IS, Chen TLW, Wearing SC. Reversing the Mismatch With Forefoot Striking to Reduce Running Injuries. *Front Sports Act Living*. 2022;4:794005.
99. Esculier JF, Charlton JM, Krowchuk NM, De Pieri J, Hunt MA. Immediate Effects of Manipulating Footwear or Cadence on the Lower Limb Biomechanics of Female Masters Runners. *J Appl Biomech*. 1 oct 2022;38(5):312-9.
100. Dos Santos AF, Nakagawa TH, Serrão FV, Ferber R. Patellofemoral joint stress measured across three different running techniques. *Gait Posture*. févr 2019;68:37-43.
101. Willson JD, Sharpee R, Meardon SA, Kernozek TW. Effects of step length on patellofemoral joint stress in female runners with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. mars 2014;29(3):243-7.
102. Pallot A, Rostagno S. AMSTAR-2 : traduction française de l'échelle de qualité méthodologique pour les revues de littérature systématiques. *Kinésithérapie, la Revue* [Internet]. 1 juill 2021 [cité 17 avr 2023];21(235):13-4. Disponible sur: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1779012319304619>

ANNEXES

ANNEXE 1 : la quantification du stress mécanique



ANNEXE 2 : Grade des recommandations et niveau de preuve issue de la littérature

| Grade des recommandations | Niveau de preuve scientifique fourni par la littérature |
|--|---|
| A Preuve scientifique établie | Niveau 1 - essais comparatifs randomisés de forte puissance ; - méta-analyse d'essais comparatifs randomisés ; - analyse de décision fondée sur des études bien menées. |
| B Présomption scientifique | Niveau 2 - essais comparatifs randomisés de faible puissance ; - études comparatives non randomisées bien menées ; - études de cohortes. |
| C Faible niveau de preuve scientifique | Niveau 3 - études cas-témoins. Niveau 4 - études comparatives comportant des biais importants ; - études rétrospectives ; - séries de cas ; - études épidémiologiques descriptives (transversale, longitudinale). |

ANNEXE 3 : Tableau des tailles d'effet

| d de Cohen | Taille d'effet |
|-----------------|----------------|
| $0,2 < d$ | Infime |
| $0,2 < d < 0,5$ | Petit |
| $0,5 < d < 0,8$ | Modérée |
| $d > 0,8$ | Forte |