

Haute école de santé  
Genève

# **Lombalgies chroniques non-spécifiques et cinématique de la marche :**

**Quelle est la relation entre le catastrophisme de la douleur et la dissociation des ceintures ?**

**LEVERINGTON VIVA ROSA**

**Étudiante HES – Filière Physiothérapie**

**MOGINIER LUCIANA**

**Étudiante HES – Filière Physiothérapie**

**STUDER LEA**

**Étudiante HES – Filière Physiothérapie**

**Directrices de travail de Bachelor : REINMANN ALINE, CUVELIER VIRGINIE**

**TRAVAIL DE BACHELOR DEPOSE ET SOUTENU A GENEVE EN 2019 EN VUE DE L'OBTENTION D'UN  
BACHELOR OF SCIENCE EN PHYSIOTHERAPIE**

## RESUME ET MOTS CLEFS

**Introduction:** La lombalgie chronique non-spécifique (LCNS) est la première cause d'invalidité au niveau mondial et entraîne de grandes répercussions économiques. Son étiologie est mal connue. Toutefois, le modèle biopsychosocial s'est imposé comme étant la meilleure manière d'appréhender cette pathologie.

**Objectif:** L'objectif était d'étudier la stratégie de mouvement thoraco-pelvienne lors d'augmentation de la vitesse chez les patients LCNS ainsi que d'étudier le lien entre la dissociation des ceintures et le score au questionnaire sur le catastrophisme (PCS).

**Matériel et méthode:** Le travail porte sur une analyse secondaire d'une cohorte prospective incluant 30 participants LCNS et 25 participants asymptomatiques (PA). La dissociation des ceintures a été mesurée grâce à la méthode développée par Romkes et Bracht-Schweitzer en 2017 à trois vitesses de marche différentes (lente, spontanée et rapide). Le paramètre de dissociation des ceintures a été comparé aux trois vitesses à l'intérieur des deux groupes (PA et LCNS) grâce au test de Wilcoxon, puis entre les groupes à l'aide du test U de Mann-Whitney. Une régression linéaire a été effectuée afin de comparer l'évolution individuelle de la dissociation des ceintures à travers les trois vitesses. Pour finir, une régression linéaire a été utilisée afin de vérifier le lien entre les scores au PCS et la dissociation des ceintures aux trois vitesses.

**Résultats:** L'évolution de la dissociation des ceintures en fonction de l'accélération de la vitesse de marche du groupe n'est pas significativement différente entre les groupes LCNS et PA. Finalement, il n'existe pas de lien entre le score au PCS et le paramètre de dissociation des ceintures.

**Discussion:** Les résultats vont à l'encontre des tendances actuelles dans la littérature. En effet, le groupe LCNS ne demeure pas dans une stratégie de mouvement thoraco-pelvienne en-phase lors de l'augmentation de la vitesse. Les scores PCS de notre population ne permettaient pas de mettre en évidence un lien entre catastrophisme et dissociation des ceintures, potentiellement parce que les participants LCNS avaient un score très bas au PCS. Cependant les résultats pourraient prêter à penser qu'il existe trois sous-groupes déterminés en fonction de la stratégie de dissociation des ceintures lors de l'augmentation de vitesse.

**Conclusion:** La population LCNS est très hétérogène. Ainsi pour une meilleure prise en charge et compréhension de la pathologie, le besoin de sous-groupes se fait sentir. Les résultats suggèrent que les patterns de dissociation des ceintures particuliers pourraient être un critère permettant de définir des sous-groupes dans la population LCNS. De nouvelles études sont nécessaires afin de valider cette hypothèse.

**MOTS CLEFS :** Lombalgies chroniques non-spécifiques, cinématique, dissociation des ceintures, PCS, sous-groupes, classification.

## **ABSTRACT AND KEYWORDS**

**Introduction:** Non-specific chronic lower back pain (NSCLBP) is the primary cause of disability worldwide and has great economic repercussions. Its etiology is not well known. However, the biopsychosocial model has emerged as the best way to tackle NSCLBP.

**Objective:** The aim of this research was to study the thoraco-pelvic movement patterns whilst speeding up in NSCLBP patients and to study the link between hip shoulder dissociation and scores the pain catastrophizing scale (PCS).

**Material and methods:** This work is a secondary analysis of a prospective cohort which included 30 NSCLBP participants and 25 asymptomatic participants (AP). Hip and shoulder dissociation was measured using the Romkes and Bracht-Schweitzer 2017 method at three different walking speeds (slow, comfortable and fast). The hip shoulder dissociation parameter was compared for the three speeds inside each group (AP and NSCLBP) with the Wilcoxon test. It was also compared between the groups with a Mann-Whitney U test. A linear regression was used to compare individual evolution of the hip shoulder dissociation throughout the three speeds. Finally, a linear regression was also used to verify whether a link exists between the PCS score and hip shoulder dissociation at the three speeds.

**Results:** The evolution of hip shoulder dissociation according to the acceleration of walking speed was not significantly different between the NSCLBP and AP group. Also, no link was found between the PCS score and hip shoulder dissociation.

**Discussion:** The results go against the actual trends in the literature. Indeed, the NSCLBP group did not remain in an in-phase thoraco-pelvic movement pattern whilst speeding up. The PCS score of our LCNS population did not enable us to make a link between catastrophizing and hip shoulder dissociation. This might be due to the fact that the LCNS participants had a very low PCS score. However the results do point towards the existence of three sub-groups determined by their dissociation strategies when speeding up.

**Conclusion:** The NSCLBP population is very heterogeneous. Therefore, the results suggest the need to classify NSCLBP into sub-groups to better treat and understand the pathology is becoming evident. The results of this study suggest that specific hip shoulder patterns could be a criteria to define a NSCLBP sub-group. Extra studies are needed to validate this hypothesis.

**KEY WORDS:** lower back pain, PCS, classification, sub-groups, kinematics, hip shoulder dissociation

## ABREVIATIONS

<b>CRP</b>	continuous relative phase
<b>EVA</b>	échelle visuelle analogue
<b>GPAQ</b>	global physical activity questionnaire
<b>HUG</b>	Hôpitaux universitaires de Genève
<b>IBMT</b>	interactive behavioural modification therapy
<b>IMC</b>	indice de masse corporelle
<b>IQR</b>	interquartile range
<b>LCNS</b>	lombalgique chronique non-spécifique
<b>ODI</b>	oswestry disability questionnaire
<b>PA</b>	participant asymptotique
<b>PCS</b>	pain catastrophizing scale
<b>ROM</b>	range of motion

## **AVERTISSEMENT**

Les prises de position, la rédaction et les conclusions de ce travail n'engagent que la responsabilité de ses auteurs et en aucun cas celle de la Haute Ecole de Santé de Genève, du Jury ou des directrices du Travail de Bachelor.

Nous attestons avoir réalisé seules le présent travail, sans avoir utilisé d'autres sources que celles indiquées dans la liste de références bibliographiques.

Genève, le 7 juin 2019.

LEVERINGTON Viva Rosa, MOGINIER Luciana et STUDER Léa

# REMERCIEMENTS

Nous souhaitons tout particulièrement remercier les personnes suivantes :

**Mme Aline Reinmann**, physiothérapeute, assistance à la Haute Ecole de Santé de Genève (HEdS) et directrice de notre Travail de Bachelor, pour sa disponibilité, sa réactivité, son soutien et pour nous avoir guidé tout au long de ce travail.

**Mme Virginie Cuvelier**, physiothérapeute, enseignante à la Haute Ecole de Santé de Genève (HEdS) et directrice de notre Travail de Bachelor, pour ses remarques pertinentes et son suivi tout au long de l'élaboration de notre travail.

**Mr Kevin Rose-Dulcina**, doctorant au laboratoire de cinésiologie des Hôpitaux universitaires de Genève (HUG), pour sa disponibilité, sa patience, son efficacité à répondre à nos nombreux mails, et son précieux temps accordé à notre travail.

**Dr Stéphane Armand**, chef du laboratoire de cinésiologie des HUG et **Dr Stéphane Genevay**, médecin adjoint au Service de Rhumatologie des HUG, pour leurs conseils et leurs commentaires.

**Dr Elizabeth Kukorelly Leverington**, pour ses compétences en orthographe, sa relecture et ses commentaires pertinents apportés à ce travail.

Ainsi que toutes les autres personnes qui nous ont soutenues et aidées de quelques manières qui soient.



# TABLE DES MATIERES

RESUME ET MOTS CLEFS .....	i
ABSTRACT AND KEYWORDS .....	iii
ABREVIATIONS .....	v
AVERTISSEMENT.....	vi
REMERCIEMENTS.....	vii
TABLE DES MATIERES .....	viii
1. INTRODUCTION .....	1
2. CADRE THÉORIQUE .....	2
2.1. Epidémiologie de la lombalgie .....	2
2.2. La Lombalgie .....	2
2.3. Modèle biopsychosocial.....	3
2.3.1. Facteurs sociaux.....	3
2.3.2. Facteurs biophysiques .....	4
2.3.3. Facteurs psychologiques .....	6
2.4. Question de recherche.....	7
2.5. Objectifs et hypothèses .....	8
3. MÉTHODE.....	8
3.1. Design de l'étude .....	8
3.2. Population .....	8
3.3. Paramètres cinématiques.....	10
3.4. Protocole de récolte des données .....	10
3.5. Choix des variables .....	12
3.5.1. Dissociation des ceintures.....	12
3.5.2. Catastrophisme de la douleur.....	14
3.6. Analyse statistique .....	14
3.6.1. Données anthropométriques et cinématiques.....	14
3.6.2. Test de notre première hypothèse .....	14
3.6.3. Test de notre deuxième hypothèse .....	15
4. RÉSULTATS .....	15
4.1. Participants.....	15
4.2. Données anthropométriques et caractéristiques liées à la douleur.....	16
4.3. Données cinématiques .....	16
4.4. Résultats en lien avec notre première hypothèse .....	18
4.5. Résultats en lien avec notre deuxième hypothèse.....	21

5. DISCUSSION .....	23
5.1. Comparaison avec d'autres études .....	23
5.1.1. Population .....	24
5.1.2. Méthode .....	25
5.2. Biais .....	27
5.2.2. Critères de sélection .....	27
5.2.3. Récolte des données .....	27
5.2.4. Vitesse de marche .....	28
5.3. Résultats cinématique .....	28
5.3.1. Amplitude du thorax et du pelvis .....	28
5.3.2. Patterns de dissociation des ceintures .....	29
5.4. Résultats PCS .....	30
5.4.1. Absence de lien entre l'évolution de la dissociation des ceintures et PCS .....	30
5.5. Répercussions cliniques .....	31
5.6. Forces et faiblesses .....	33
5.7. Pistes de recherches futures .....	33
6. CONCLUSION .....	34
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES .....	i
LISTE DES FIGURES .....	viii
LISTE DES TABLEAUX .....	viii
ANNEXE 1 : Questionnaire PCS-CF, version française .....	ix
ANNEXE 2 : Plug-in-Gait model (tiré de Davis et al., 1991) .....	x
ANNEXE 3 : Table d'interprétation du coefficient de Pearson .....	xi
ANNEXE 4 : Tableau de comparaison des articles de la revue systématique de Koche et Hänsel 2018, qui trouvent une différence de dissociation des ceintures entre PA et LCNS .....	vi
ANNEXE 5 : Programme IBMT d'après Knott, 2015 .....	viii

# 1. INTRODUCTION

La lombalgie est aujourd'hui la première cause d'invalidité au niveau mondial (Hartvigsen et al., 2018) avec une prévalence au cours de la vie de 84 % dans les pays industrialisés (Balagué, Mannion, Pellisé, & Cedraschi, 2012). 80% des lombalgies seront diagnostiquée comme étant des lombalgies chroniques non-spécifique (LCNS). Il s'agit donc d'une pathologie extrêmement courante qui est pourtant encore mal comprise. De nombreuses études ont montré que les LCNS ont un effet sur l'activation musculaire et la cinématique, notamment lors de la marche (Koch & Hänsel, 2018). Le rachis thoracique et lombaire de même que le pelvis jouent un rôle important dans la marche, et, une altération de la coordination entre ces différents segments peut avoir des conséquences sur l'apparition ou le maintien des LCNS (Vogt, Pfeifer, Portscher, & Banzer, 2001). Il est donc nécessaire de chercher à savoir quelles sont les caractéristiques cinématiques spécifiques aux LCNS afin de mieux bilancer, traiter puis évaluer l'efficacité du traitement effectué. Il existe dans la littérature actuelle une évidence modérée en faveur d'une différence de la stratégie de mouvement thoraco-pelviennne dans le plan horizontal entre les personnes lombalgiques et celles asymptomatiques ; cependant, les études manquent pour confirmer ou infirmer cette tendance (Koch & Hänsel, 2018).

La lombalgie est une pathologie multidimensionnelle dont les traitements les plus efficaces se basent sur une approche biopsychosociale. En effet, de nombreuses études montrent qu'il existe de fortes interactions entre les aspects psychologiques et physiques. La façon d'appréhender la douleur - le catastrophisme de la douleur - est un des facteurs permettant de prédire le niveau de handicap fonctionnel et le risque de chronicisation des LCNS (Van Der Hulst, 2010; O'Sullivan, 2005).

Il est donc essentiel de comprendre les liens entre ces différentes dimensions. C'est pourquoi le but de cette étude est de découvrir si, chez les patients LCNS, il existe un lien entre un score élevé au questionnaire sur le catastrophisme de la douleur et la stratégie de mouvement thoraco-pelviennne lors de l'augmentation de la vitesse de marche.

## **2. CADRE THÉORIQUE**

### **2.1. EPIDÉMIOLOGIE DE LA LOMBALGIE**

Avec une prévalence au cours de la vie de 84 % dans les pays industrialisés (Balagué, Mannion, Pellisé, & Cedraschi, 2012) et une prévalence instantanée de 7.3 % au niveau international en 2015 (Hartvigsen et al., 2018), la lombalgie est aujourd'hui la première cause d'invalidité au niveau mondial (Hartvigsen et al., 2018).

En 1999, Andersson affirmait déjà que la lombalgie était juste derrière les maladies respiratoires en nombre de jours d'arrêt de travail. En 2018, Hartvigsen et ses collaborateurs affirment quant à eux que la lombalgie est la cause la plus commune d'arrêt maladie et de retraites anticipées en Europe (Hartvigsen et al., 2018). En Suisse, les maux de dos touchent deux personnes sur cinq d'après l'Office Fédéral de la Statistique (Office fédéral de la statistique [OFS], 2018). Elle est aussi la première cause d'années vécues avec une incapacité (Maher, Underwood, & Buchbinder, 2017).

L'importance du problème de santé que représente la lombalgie est également évidente au niveau économique, puisque les coûts directs de la lombalgie en Suisse ont été estimés à 3.29 milliards et les coûts indirects à 7.46 milliards pour l'année 2011 (Wieser et al., 2011).

### **2.2. LA LOMBALGIE**

La lombalgie est un symptôme plutôt qu'une maladie (Maher, Underwood, & Buchbinder, 2017 ; Hartvigsen et al., 2018) ; celle-ci sera définie par la localisation des douleurs, entre la marge costale et le pli fessier (Hartvigsen et al., 2018).

Dans 85 % des cas, elle est décrite comme non-spécifique (O'Sullivan, 2005 ; Ebrahimi, Kamali, Razeghi, & Haghpanah, 2017). Pour être classée en tant que non-spécifique, il faut que soient éliminées les pathologies pouvant être à l'origine de ce symptôme (infection, tumeur, ostéoporose, fracture, troubles inflammatoires, syndrome de la queue de cheval, etc.) (Maher, Underwood, & Buchbinder, 2017 ; Balagué, Mannion, Pellisé, & Cedraschi, 2012).

Parmi ces lombalgies non-spécifiques 23% d'entre-elles deviennent chroniques, avec 11 à 12 % provoquant une invalidité. Une lombalgie est conventionnellement définie comme chronique à partir du moment où la douleur dépasse la durée accordée à la cicatrisation des tissus, à savoir trois mois (Balagué, Mannion, Pellisé, & Cedraschi, 2012). Une modification

de cette perception de la chronicité a été proposée par Dunn et ses collaborateurs en 2006, qui propose de sortir du modèle aigu subaigu chronique, et de créer un sous-classement de patients chroniques en fonction de l'évolution de leurs douleurs et de considérer ainsi la lombalgie comme une maladie chronique avec des exacerbations (Dunn, Jordan & Croft, 2006).

Jusqu'à 85 % des personnes lombalgiques auront un nouvel épisode durant leur vie (Andersson, 1999) et 33 % d'entre elles vont avoir un nouvel épisode dans l'année qui suit (Hartvigsen et al., 2018).

La lombalgie non-spécifique est une condition complexe, dont l'étiologie est mal connue. En effet, les douleurs et l'invalidité causées par la lombalgie sont influencées par de multiples facteurs : psychologiques, sociaux, biophysiques et génétiques. Les comorbidités et les façons personnelles d'envisager et de gérer la douleur sont des aspects particulièrement importants (Hartvigsen et al., 2018).

## **2.3. MODÈLE BIOPSYCHOSOCIAL**

Étant donné l'aspect multifactoriel de la lombalgie, l'approche biopsychosociale est considérée comme la plus adéquate pour la prise en charge des patients LCNS. En effet, il a été démontré qu'une telle approche est plus efficace et moins onéreuse qu'une prise en charge classique (Foster et al., 2018).

### **2.3.1. FACTEURS SOCIAUX**

Le contexte socio-économique dans lequel se trouve une personne souffrant de LCNS est un des facteurs déterminants son degré de handicap potentiel. Les croyances culturelles sur les maux de dos, mais également l'accès aux soins et les recommandations nationales quant à la prise en charge des personnes LCNS jouent un rôle crucial dans l'évolution de cette pathologie. En effet, les LCNS touchent particulièrement les personnes d'un niveau socio-économique faible, ces dernières n'ayant souvent pas accès à des soins efficaces. Les personnes socio-économiquement avantagées font également face à des limites dans leur prise en charge car celle-ci est souvent surmédicalisée avec un traitement avant tout médicamenteux. Deux problèmes touchent toutes les personnes souffrant de LCNS. D'une part, le manque de coordination entre le lieu de travail, le système de santé et les assurances sociales, ce qui limite la création de postes de travail compatibles avec des LCNS. D'autre part, les croyances que les LCNS résultent de fragilités et/ou de lésions structurelles ce qui

exige une mise au repos complète et une prise de médication, ce qui est particulièrement délétère pour les personnes souffrant de LCNS et augmente fortement le risque de chronicisation des douleurs (Foster et al., 2018).

### **2.3.2. FACTEURS BIOPHYSIQUES**

Au niveau structurel, certains changements biophysiques sont remarqués chez les patients LCNS, par exemple des modifications au niveau de la composition, de la taille et de la coordination des muscles. En effet, il a été démontré que les érecteurs du rachis ont une plus forte activité musculaire lors de la marche en comparaison avec des Participants Asymptomatiques (PA) (Koch & Hänsel, 2018). Mais à ce jour, il est encore difficile de comprendre le rôle de ces facteurs biophysiques dans le processus d'apparition et de maintien de la douleur (Hartvigsen et al., 2018).

Au niveau fonctionnel, la marche est une activité intéressante à observer car elle est indispensable au quotidien pour permettre une participation normale à la vie en société. De plus, il a été démontré que la marche est un exercice efficace dans le traitement des lombalgies chroniques non-spécifiques (O'Connor et al., 2015 ; Hurley et al., 2015).

La marche peut être analysée à partir des mouvements des segments du corps humain. La branche de la biomécanique qui décrit ces mouvements est la cinématique. La position, la vitesse et l'accélération sont analysées, mais les forces qui provoquent le mouvement ne sont pas considérées (Hamill, Knutzen & Derrick, 2015, p.284).

L'étude de Walsh et collaborateurs a démontré que la marche pouvait être limitée chez les patients LCNS (Walsh, Kelly, Johnson, Rajkumar & Bennetts, 2004). En effet, il a été postulé que l'altération de la cinématique du tronc, notamment lors de la marche, a un rôle à jouer dans la persistance des symptômes chez les lombalgiques (O'Sullivan, 2005 ; Christe, Kade, Jolles, & Favre, 2017).

La stratégie de mouvement thoraco-pelvienne (la ceinture scapulaire par rapport à la ceinture pelvienne) est un aspect important permettant de décrire la cinématique du tronc lors de la marche (Lamoth et al., 2002). Elle peut être soit en-phase, soit anti-phase (figure 1). La dissociation des ceintures est définie comme étant une stratégie de mouvement thoraco-pelvien en anti-phase, démontrant un déplacement angulaire de direction opposée entre la ceinture scapulaire et la ceinture pelvienne dans le plan transverse. A l'inverse, la stratégie de mouvement thoraco-pelvien en-phase décrit un déplacement angulaire de même direction entre la ceinture scapulaire et la ceinture pelvienne dans le plan transverse.

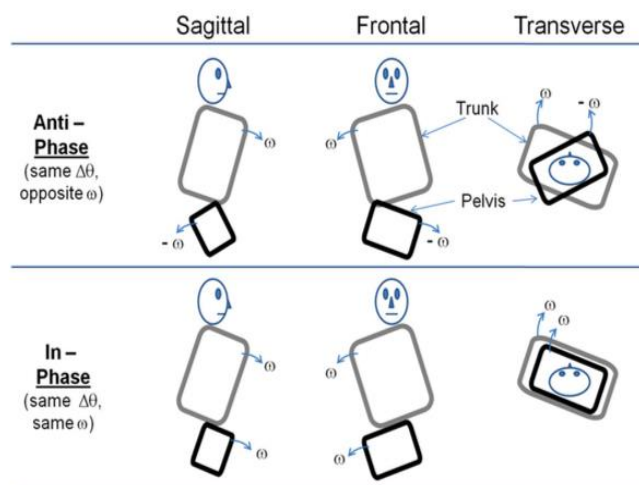


Figure 1. Représentation visuelle des relations en anti-phase et en-phase de la stratégie de mouvement tronc-pelvis dans les trois plans anatomiques.  $\theta$ , déplacement angulaire;  $\omega$ , vitesse angulaire (Tirée de Seay, Van Emmerik, & Hamill, 2011b).

A vitesse de marche spontanée, tous les sujets ont une stratégie de mouvement en-phase. C'est lors du changement de vitesse de marche que l'on peut observer une différence de stratégies entre les personnes LCNS et les PA. (Koch, Hänsel, 2018 ; Romkes & Bracht-Schweitzer, 2017).

Ainsi, à l'augmentation de la vitesse de marche, les groupes asymptotiques ont tendance à passer à une stratégie de mouvement thoraco-pelvienne en anti-phase, marchant ainsi avec une dissociation des ceintures, alors que les personnes souffrant de LCNS restent dans un pattern plus en-phase (Koch & Hänsel, 2018).

Il existe deux méthodes afin de calculer la dissociation des ceintures. La première, la Continuous Relative Phase (CRP), est utilisée notamment dans la population LCNS (Lamoth, Daffertshofer, Meijer, & Beek, 2006). Néanmoins cette méthode est limitée par sa sensibilité aux faibles amplitudes (Tabard-Fougère, 2018, non publié).

La seconde méthode est celle développée par Romkes et Bracht-Schweizer 2017. Elle modélise la dissociation des ceintures comme étant la durée séparant le pic d'amplitude maximale de rotation du thorax du pic d'amplitude maximale de rotation du pelvis. La durée entre les pics est normalisée en pourcentage du cycle de marche. Cette méthode de calcul de la dissociation des ceintures a été utilisée sur les sujets adultes sains par Romkes et Bracht-Schweizer en 2017 et sur des participants LCNS enfants et adolescents par Tabard-Fougère en 2018 (Romkes, Bracht-Schweizer, 2017; (Tabard-Fougère, 2018, non publié).

### 2.3.3. FACTEURS PSYCHOLOGIQUES

La compréhension et la prise-en-charge des patients LCNS reposent sur plusieurs facteurs psychologiques, à savoir la dépression, la kinésiophobie et l'auto-efficacité. Ces éléments ont un impact sur la douleur et sur le niveau d'invalidité (Hartvigsen et al., 2018).

Parmi ces facteurs, nous allons nous intéresser tout particulièrement au catastrophisme car il produit une détresse émotionnelle. De plus, il est un facteur de risque de chronicité et contribue à un niveau élevé de douleur. Les personnes ayant un haut niveau de catastrophisme ont des douleurs plus intenses, un niveau d'anxiété et de dépression plus élevé, un handicap fonctionnel plus important, une consommation de médicaments augmentée et une durée d'hospitalisation prolongée. Le catastrophisme a été utilisé pour étudier différents paramètres de la douleur dans de nombreuses pathologies, notamment les LCNS (Sullivan, 1995).

Le modèle de l'évitement de la douleur (figure 2) tel que décrit par Vlaeyen et Linton (2000) place le catastrophisme au centre du processus de chronicisation. En effet, dans ce modèle, on considère que face à une expérience douloureuse, certaines personnes vont considérer la douleur comme menaçante. Ceci va augmenter leur peur de la douleur et provoquer du catastrophisme. Dans ce contexte, ces personnes vont développer la crainte de bouger ou de se blesser à nouveau, ce qui induit de l'hypervigilance et différents mécanismes d'évitement. Elles éviteront les activités considérées dangereuses et seront donc moins actives, provoquant ainsi un déconditionnement physique qui augmente les risques d'avoir une nouvelle expérience douloureuse (Vlaeyen & Linton, 2000).

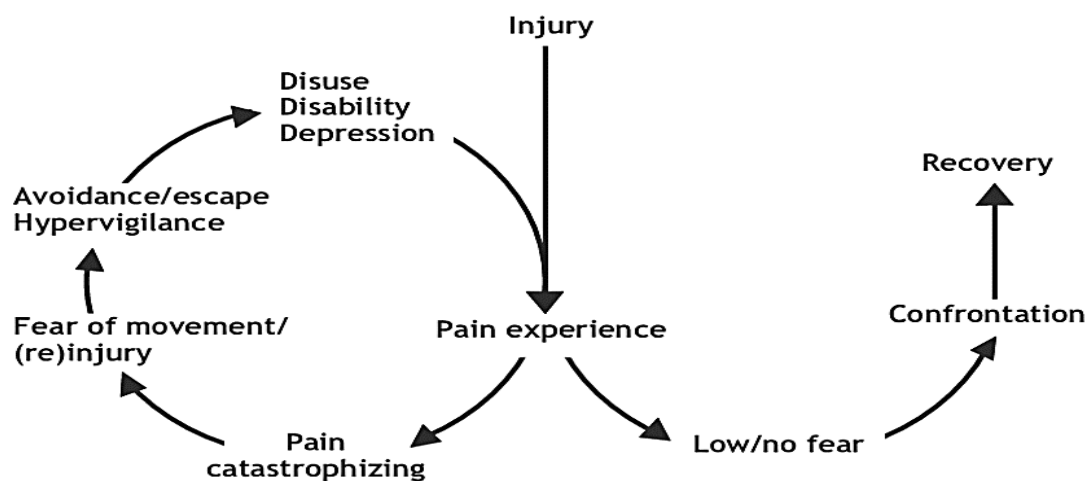


Figure 2. Modèle de l'évitement de la douleur (tirée de Vlaeyen, Linton, 2000)

Dans le contexte de douleurs chroniques, le catastrophisme est décrit comme “un ensemble de pensées négatives produit par l'anticipation ou l'expérience actuelle de la douleur”



(Sullivan et al., 2001). Il est composé de trois éléments : la rumination, l'amplification et l'impuissance. La rumination consiste à entretenir constamment des pensées sur la douleur, l'amplification est la tendance à anticiper la survenue d'évènement grave, l'impuissance est le sentiment que l'on est démuni face à la douleur, que l'on a aucun moyen de la diminuer (Sullivan, 1995).

Le catastrophisme est évalué à l'aide d'une échelle, le Pain Catastrophizing Scale (PCS) qui a été développée en 1995 par Sullivan et ses collègues (Sullivan, 1995). En 2005, French et ses collaborateurs ont validé une version française (French et al., 2005). Le PCS est composé de treize questions qui ont un score de 0 à 4, le score total s'étend donc de 0 à 52. Ce dernier évalue les trois composantes du catastrophisme cité plus haut. Un score élevé signifie une présence élevée de pensées catastrophistes (voir annexe 1).

Cette échelle prédit le niveau de douleur, d'invalidité et l'efficacité du traitement des patients LCNS (Sullivan, 1995). Il a également été observé qu'une baisse du score au PCS est significativement associée à une augmentation du niveau d'activité pour cette population (Wertli et al., 2014).

## **2.4. QUESTION DE RECHERCHE**

Dans le cadre d'une approche biopsychosociale, il est important d'observer les interactions entre les différents facteurs de ces trois dimensions. Dans ce travail, nous allons nous intéresser à une interaction en particulier, celle qui existe entre le PCS et la marche.

En effet, il a déjà été observé que, lors de la marche, l'activation musculaire du tronc (muscle droit de l'abdomen, oblique externe, les multifides) est augmentée chez les patients LCNS dont le score au PCS est supérieur à 20 (Pakzad, Fung & Preuss, 2016). Il est possible que l'augmentation de l'activation musculaire entraîne des modifications de la cinématique de la marche notamment au niveau de la stratégie de mouvement thoraco-pelvienne (Hodges & Tucker, 2011). Or, le score du PCS n'a jamais été mis en lien avec la dissociation des ceintures lors de la marche.

Dès lors, il est pertinent de se demander si, chez les patients LCNS, il existe un lien entre un score élevé au questionnaire sur le catastrophisme de la douleur et la stratégie de mouvement thoraco-pelvienne lors de l'augmentation de la vitesse de marche.

## **2.5. OBJECTIFS ET HYPOTHESES**

En accord avec les tendances actuelles de la littérature qui démontrent une absence de dissociation des ceintures chez les patients LCNS par rapport aux groupes asymptomatiques (Koch & Hänsel, 2018), notre premier objectif est de déterminer si la stratégie de mouvement thoraco-pelvienne des patients LCNS dans le plan transverse reste dans un pattern en-phase lors de l'augmentation de la vitesse de marche en comparaison avec les participants asymptomatiques.

Une fois cette stratégie de mouvement établie, notre second objectif consiste à tester le lien entre ce pattern et un score élevé au PCS.

Ainsi, nous faisons l'hypothèse qu'un score élevé au PCS est lié à une coordination thoraco-pelvienne plus en-phase chez les LCNS.

## **3. MÉTHODE**

### **3.1. DESIGN DE L'ETUDE**

Cette étude est une analyse secondaire d'une cohorte prospective. Les données utilisées pour répondre à nos questions de recherche sont tirées d'un projet des Hôpitaux universitaires de Genève (HUG) visant à identifier des sous-groupes de patients LCNS par une approche multifactorielle incluant des données biomécaniques, physiques et psychologiques (Rose-Dulcina et al., 2018). La récolte des données a débuté en septembre 2017 et suit son cours jusqu'à obtention des données de 100 participants LCNS et 30 PA.

L'étude a été approuvée par la commission d'éthique des HUG.

### **3.2. POPULATION**

La base de données utilisée pour répondre à nos questions de recherche est tirée d'un projet des HUG visant à identifier des sous-groupes de patients LCNS par une approche multifactorielle incluant des données biomécaniques, physiques et psychologiques (Rose-Dulcina et al., 2018).

Les participants sont des adultes dont l'âge est compris entre 18-60 ans. La population a été séparée en deux groupes ; le premier groupe est composé de personnes souffrant de LCNS et le deuxième groupe de PA. Les sujets souffrants de LCNS ont été recrutés auprès du service

de rhumatologie ainsi que du service de chirurgie orthopédique et traumatologie de l'appareil locomoteur des HUG. Les critères d'inclusions et d'exclusions sont indiqués aux tableaux 1 et 2 ci-dessous.

Les deux groupes ont été évalués dans le laboratoire de cinésiologie Willy Taillard des HUG.

Tableau 1. Critères d'inclusion

<b>Critères d'inclusion LCNS :</b>	<b>Critères d'inclusion PA :</b>
Souffrir d'une douleur entre le pli costal et les côtes.	Pas de lombalgie durant les six derniers mois.
Durée de la douleur d'au moins 3 mois.	Pas de douleur sur d'autres parties du corps.
Intensité de la douleur au-dessus de 3/10 sur l'échelle visuelle analogique (EVA)	
Absence de douleur sur d'autres parties du corps (excepté une irradiation due à la lombalgie chronique non spécifique).	
Absence de pathologies spécifiques (infection, tumeur, ostéoporose, fracture, anomalie anatomique, trouble inflammatoire, syndrome radiculaire et syndrome de la queue de cheval).	

Tableau 2. Critères d'exclusion

<b>Critères d'exclusion (appliqués aux deux groupes) :</b>
Avoir subi une chirurgie du rachis
Douleurs sur d'autres parties du corps, à l'exception d'une irradiation de la douleur lombaire
Atteinte neurologique ou orthopédique autre que la LCNS
Incapacité à se tenir debout
Incapacité à marcher sur une distance supérieure à 100m
Douleurs lombaires spécifiques (infection, tumeur, syndrome radiculaire sur hernie discale, scoliose, etc.)
Indice de masse corporelle (IMC) > 30
Patient présentant une inégalité de longueur de membres inférieurs de plus d'un centimètre
Incapacité à comprendre le français
Incapacité à passer un examen électromyographique
Être enceinte
Être âgé de plus de 60 ans ou moins de 18 ans

Toute personne ayant participé à l'étude a fourni un consentement éclairé par écrit au moment de sa participation.

### 3.3. PARAMETRES CINEMATIQUES

Les paramètres cinématique ont été enregistrés au moyen d'un système de capture de mouvement à douze caméras (Oqus7+, Qualisys, Göteborg, Sweden) réglé à une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz.

### 3.4. PROTOCOLE DE RECOLTE DES DONNEES

Le protocole de récolte de données chez les participants s'est déroulé en deux temps.

1. A domicile :

Les participants ont rempli les différents questionnaires subjectifs envoyés par email au préalable. Les questionnaires sont repris dans le tableau 3 ci-dessous.

Tableau 3. Questionnaires et validité

Questionnaires	Ce qui est mesuré	Validité en français
<b>Pain Catastrophizing Scale (PCS)</b>	La rumination, l'amplification de l'expérience douloureuse et l'impuissance face à la douleur. 13 items avec une échelle graduée en 5 points (0 et 4 correspondant respectivement à « pas du tout » et « tout le temps »). La somme des réponses forme un score allant de 0 à 52 (52 correspondant à un haut niveau de dramatisation).	French et al., 2005
<b>Oswestry Disability Questionnaire (ODI)</b>	Impact de la douleur sur les activités de la vie quotidienne (spécifique à la population lombalgique). 10 questions, 5 réponses possibles notées de 0 à 5 (5 indiquant un niveau élevé d'incapacité fonctionnelles liée à la douleur). La somme des réponses de chaque question constitue un score pouvant aller jusqu'à 50. Ce score est alors ramené à 100 donnant un ainsi un pourcentage représentant le niveau de handicap fonctionnel.	Vogler, Paillex, Norberg, Goumoëns, Cabri, 2008

<b>Echelle visuelle analogique (EVA)</b>	L'intensité de la douleur grâce à une échelle visuelle analogique graduée de 0 (aucune douleur) à 10 (la pire douleur imaginable). L'intensité est évaluée durant l'étude, la dernière semaine, le dernier mois, et les trois derniers mois.	
<b>Global Physical Activity Questionnaire (GPAQ)</b>	Niveau d'activité physique. Un score global et 3 sous-scores : activité physique au travail, lors du transport, et pendant les loisirs. Chaque domaine prend en compte l'intensité, la durée et la fréquence.	Wanner et al., 2017

## 2. Au laboratoire de cinésiologie des HUG :

L'opérateur a mesuré le poids (kg), la taille (cm), la longueur (cm) des membres inférieurs ainsi que la largeur (cm) des genoux et des chevilles (afin de calculer le centre de rotation des deux articulations). La taille et la longueur des membres inférieurs ont été mesurées à l'aide d'un ruban mètre tandis que la largeur des genoux et des chevilles a été mesurée à l'aide d'un pied à coulisse métrique.

La longueur des membres inférieurs était définie comme la distance entre l'épine iliaque antéro-supérieure et la malléole interne. Le repère anatomique utilisé afin de déterminer la largeur des genoux se situe d'une part et d'autre de l'interligne articulaire du genou. Pour calculer la largeur des chevilles, la distance entre la partie la plus proéminente de la malléole interne et de la malléole externe a été mesurée.

Le placement de 35 marqueurs sur les participants s'est fait selon le modèle défini par le full-body Plug-in-Gait model (voir annexe 2) (Davis et al., 1991). Des marqueurs additionnels ont été placés sur les processus épineux de T2, T4, T6, T8, L1, L3, L5 et S1 afin de permettre l'évaluation du plan sagittal du rachis (Mahallati et al., 2016 ; Schmid et al., 2015).

Les marqueurs qui ont été utilisés pour cette étude sont repris dans le tableau 4 ci-dessous.

Tableau 4. Marqueurs utilisés pour cette étude

<b>Zones corporelles</b>	<b>Modélisées par</b>	<b>Mouvements mesurés</b>
<b>Pelvis</b>	4 points : épines iliaques antéro-supérieures et postéro-supérieures.	Rotation, plan horizontal

<b>Thorax</b>	<i>3 points</i> : incisure jugulaire et processus épineux C7 et T10	Rotations, plan horizontal
<b>Pied</b>	<i>2 points</i> : calcanéum et 2e métatarsien	Attaque du talon et décollement des orteils

Le calcul de la cinématique dans les trois plans de l'espace s'est faite pour le thorax, le rachis lombaire, le pelvis, les hanches, les genoux et les chevilles lors de la marche. Ont également été calculés, la dissociation des ceintures selon la méthode Romkes et Bracht-Schweitzer 2017, ainsi que les paramètres spatio-temporels tels que la vitesse de marche, la cadence, la durée de la phase d'appui et la longueur du pas.

Pour récolter les données cinématiques de la marche, le patient a réalisé des allers-retours sur le chemin de marche de 10m jusqu'à l'obtention de 10 cycles de marche (1 cycle équivalant à l'intervalle entre deux attaques du même talon) à chacune des 3 vitesses.

Pour chaque vitesse, l'opérateur donnait des consignes précises.

A vitesse spontanée, le participant marchait à vitesse confortable, "comme si vous vous déplaçiez dans la rue". A vitesse rapide il se déplaçait très vite, "comme si vous deviez attraper le bus, mais cela sans courir". Finalement, à vitesse lente il se déplaçait à vitesse plus lente que la normale, "comme si vous flâniez dans les rues d'une ville".

Les vitesses de marche étaient choisies par les sujets en fonction des consignes que leur donnait l'opérateur, ce qui apporte un cadre moins contraignant que si la vitesse avait été définie précisément. Néanmoins, la vitesse n'était pas sélectionnée uniquement par le sujet. Si l'opérateur estimait que la différence de vitesse entre les conditions n'était pas assez marquée, c'est-à-dire que la marche lente n'était pas assez lente par rapport à la vitesse confortable ou que la vitesse rapide ne l'était pas assez par rapport à la vitesse confortable, il stimulait le sujet à modifier son allure.

Les données de la marche étaient enregistrées sans prendre en compte les phases de démarrage et de freinage.

### **3.5. CHOIX DES VARIABLES**

#### **3.5.1. DISSOCIATION DES CEINTURES**

Afin de calculer la dissociation des ceintures, nous avons utilisé la méthode développée par Romkes et Bracht-Schweizer en 2017. Celle-ci est illustrée à la figure 3. Ces graphiques

montrent le changement de la phase relative lors de l'augmentation de la vitesse de marche. Les lignes pointillées verticales indiquent le décolllement des orteils qui sépare la phase d'appui de la phase oscillant. La ligne verticale orange représente le pic d'amplitude maximal de rotation du thorax, tandis que la ligne verticale bleue indique quant à elle le pic d'amplitude maximal de rotation du pelvis. A vitesse lente (*extremely slow*), les pics sont éloignés ce qui représente une stratégie de mouvement thoraco-pelvienne en-phase. Alors qu'à vitesse rapide (*very fast*), ces pics se rapprochent, ce qui signifie qu'il y a une plus forte dissociation des ceintures et que la stratégie de mouvement adoptée est anti-phase.

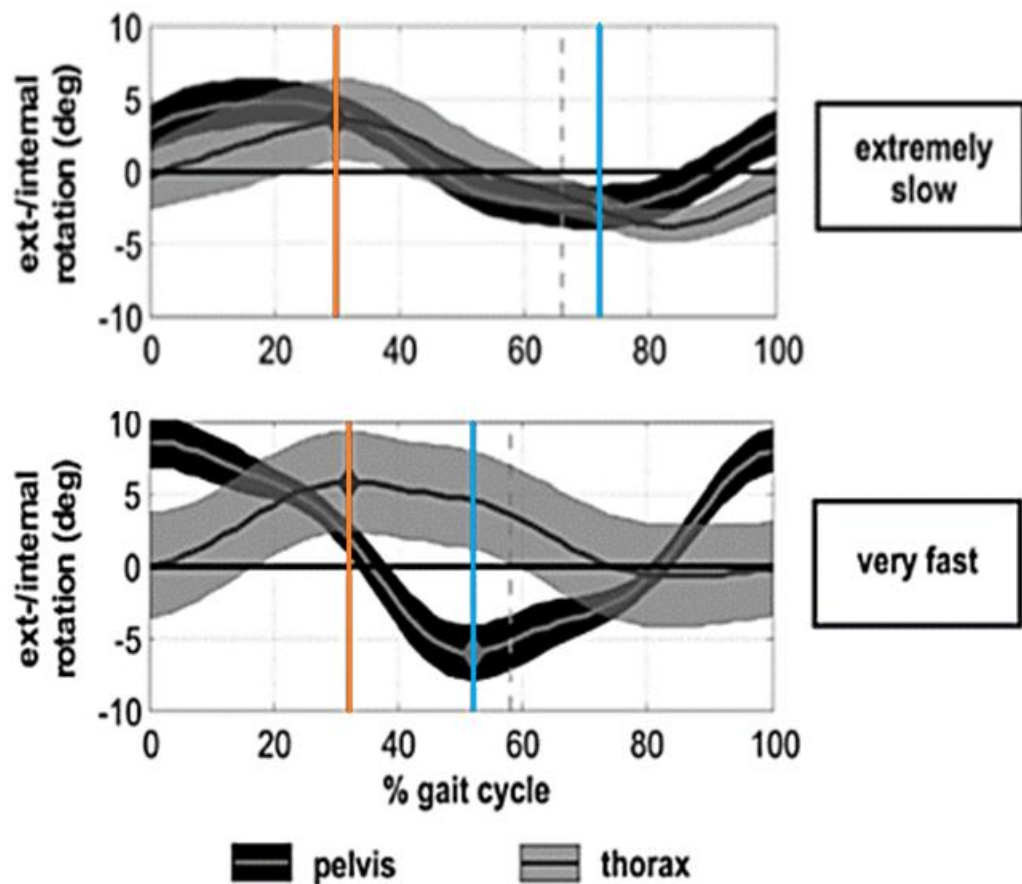


Figure 3. Courbes de mouvement dans le plan transverse du thorax par rapport au pelvis chez des participants sains (tirée de Romkes et Bracht-Schweizer, 2017)

Par exemple, si la durée d'un cycle de marche est de 1 seconde et que le pic d'amplitude maximale de rotation du thorax est atteint au 3ème dixième de seconde alors que le pic d'amplitude maximal de rotation du pelvis est atteint au 7ème dixième de seconde, alors notre paramètre de dissociation sera la durée écoulée entre le 3ème et le 7ème dixième de seconde de l'enjambée soit 4 dixièmes de secondes. Notre paramètre de dissociation représentera donc 4 dixièmes de secondes, ce qui est bien une durée. En gardant ce même exemple et en

exprimant notre cycle de marche en pourcentage du cycle de marche, le pic d'amplitude maximal de rotation du thorax se produira à 3% du cycle et le pic d'amplitude maximal de rotation du pelvis à 7% du cycle de marche.

Par conséquent, plus la durée séparant les deux pics est courte, plus la valeur de notre paramètre est petite et plus la dissociation des ceintures est importante.

### **3.5.2. CATASTROPHISME DE LA DOULEUR**

Pour rappel, le catastrophisme de la douleur est évalué grâce à l'échelle du PCS. Plus le score est élevé, et plus les pensées catastrophistes sont présentes.

Nous avons choisi la valeur seuil de 20/52 telle que décrite par Pakzad et ses collaborateurs (Pakzad, Fung & Preuss, 2016). Celle-ci se base sur la valeur médiane du questionnaire, à savoir le 50ème percentile, ce qui équivaut au moment à partir duquel un risque modéré de développer de la chronicité apparaît (O'Sullivan, 1995).

## **3.6. ANALYSE STATISTIQUE**

Une analyse descriptive des données a été réalisée. Au vu des distributions des données ne suivant pas la courbe de Gauss et du faible nombre de sujets, des tests non paramétriques ont été préférés.

### **3.6.1. DONNEES ANTHROPOMETRIQUES ET CINEMATIQUES**

Les données étant quantitatives, non-pairées et non-normales, le test de Mann et Whitney U a été utilisé afin de comparer les deux groupes sur les différents paramètres anthropométriques et cinématiques. Un test Khi<sup>2</sup> Pearson a été utilisé afin de comparer les pourcentages d'hommes et de femmes dans les deux groupes, puisqu'il s'agit d'une variable qualitative, et d'un test paramétrique et non-pairé.

### **3.6.2. TEST DE NOTRE PREMIERE HYPOTHESE**

Pour rappel, notre première hypothèse était la suivante : "la stratégie de mouvement thoraco-pelvienne des patients LCNS dans le plan transverse reste dans une stratégie de mouvement en-phase lors de l'augmentation de la vitesse de marche contrairement aux PA".

En premier lieu, nous avons commencé par effectuer un test intra-groupe pour évaluer l'effet de la vitesse sur la dissociation des ceintures en utilisant un test de Wilcoxon, nos données étant quantitatives, pairées et non-normales.



Ensuite, nous avons effectué un test inter-groupe pour évaluer l'effet du groupe sur la dissociation des ceintures. Nous avons choisi le U test de Mann-Whitney car nos données étaient quantitatives, non-pairées et non-normales.

Finalement, nous avons testé l'évolution individuelle de la dissociation des ceintures aux trois vitesses et pour chaque groupe au moyen de régressions linéaires.

### **3.6.3. TEST DE NOTRE DEUXIEME HYPOTHESE**

Notre seconde hypothèse étant : “un score élevé au questionnaire de catastrophisme de la douleur est lié à une stratégie de mouvement thoraco-pelvienne plus en-phase chez les LCNS”, nous avons choisi d'effectuer une régression linéaire, entre le paramètre de dissociation des ceintures et le PCS dans le groupe LCNS pour chacune des conditions de vitesse.

## **4. RÉSULTATS**

### **4.1. PARTICIPANTS**

55 participants ont participé à cette étude (25 pour le groupe PA et 30 pour le groupe LCNS).

Différents participants ont été exclus pour les raisons suivantes :

- Dans le groupe PA, sept participants ont été exclus car la condition lente a été intégrée au protocole qu'après la récolte de leurs données.
- Certains participants ont été exclus à cause d'artéfacts dans la trajectoire des marqueurs du tronc et/ou du bassin ; il s'agit de deux participants PA et deux participants LCNS.
- Un participant PA et deux membres du groupe LCNS ont été exclus suite à un problème d'acquisition des données. Il arrive qu'un marqueur « disparaisse » lorsqu'il sort du champ des caméras.
- Deux participants LCNS ont été exclus car ils étaient incapables de réaliser la marche rapide en raison de douleurs,

Au final, 16 participants ont été inclus pour le groupe PA et 25 ont été inclus pour le groupe LCNS.

## 4.2. DONNEES ANTHROPOMETRIQUES ET CARACTERISTIQUES LIEES A LA DOULEUR

Comme résumé dans le tableau 5, nous trouvons une différence significative entre les deux groupes sur les paramètres suivants : ODI, intensité de la douleur, durée des douleurs (en années) et scores aux différents questionnaires psychologiques (PCS, GPAQ). A l'inverse, nous ne trouvons pas de différences significatives entre les deux groupes sur les paramètres âge, taille, poids, IMC et genre.

Relevons également que la moyenne du score au PCS pour les LCNS est de 16 points, une valeur qui se trouve en dessous du seuil de 20, déterminant un PCS à risque modéré de chronicisation.

Tableau 5. Caractéristiques générales des participants

	Patients LCNS (n=25)	PA (n=16)	p-value	95% CI	ES
<b>Caractéristiques Générales</b>					
Femme (%) <sup>*</sup>	13 (52%)	7 (45%)	.845	-.28 to .44	.007
Age (année) <sup>°</sup>	43 (31.5-47.5)	33.5 (24.7-44.5)	.815	-1.0 to 14	.210
Masse (kg) <sup>°</sup>	70 (63.5-75.2)	68.5 (59.2-75.2)	.994	-5.0 to 8.0	.076
taille (m) <sup>°</sup>	1.7 (1.65-1.75)	1.75 (1.66-1.79)	.775	-9.0 to 3.0	.099
IMC (kg.m <sup>2</sup> ) <sup>°</sup>	23.0 (21.6-24.9)	22.4 (21.3-23.5)	.667	-.66 to 3.2	.095
<b>Caractéristiques liées à la douleur</b>					
Douleur (VAS /10)	2.5 (1.0-3.5)	-	-	-	-
Durée de la douleur (année)	8.4 (2.0-20.1)	-	-	-	-
ODI (%)	12.5 (9.5-17.25)	-	-	-	-
PCS	16 (12.2-20.2)	-	-	-	-
GPAQ <sup>°</sup>	1650 (1095-2739)	2180 (1090-2890)	.699	-1040 to 740	.081

AP: participant asymptotique; ODI: Oswestry Disability Index; PCS: Pain Catastrophizing Scale; GPAQ: Global Physical Activity Questionnaire; <sup>\*</sup> = Test Khi<sup>2</sup> Pearson; <sup>°</sup> = test U de Mann-Whitney; \*: p<0.05; ES: Taille de l'effet, 95% CI: 95% intervalle de confiance.

## 4.3. DONNEES CINEMATIQUES

Premièrement, nous remarquons sur le tableau 6 que les catégories subjectives des vitesses lentes, confortables et rapides correspondent à des vitesses objectives bien distinctes entre elles. Ainsi, la moyenne pour les deux groupes est de 0.7m/s pour la vitesse lente, 1.18m/s pour la vitesse confortable et 1.7m/s pour la vitesse rapide. De plus, les groupes LCNS et PA marchent à des vitesses similaires dans les trois conditions.

L'amplitude de rotation du thorax (ROM) diminue dans les deux groupes lorsque l'on passe de la vitesse lente à la vitesse confortable, pour ré-augmenter lors de la vitesse rapide et atteindre une valeur légèrement supérieure à celle de départ. Dans le groupe des PA, le changement de l'amplitude thoracique (ROM) et de l'angle maximal entre les différentes conditions de vitesse est plus importante. La différence d'amplitude de rotation du thorax (ROM) inter-groupe est statistiquement significative à vitesse confortable, en moyenne 1.3° plus importante chez les LCNS.

L'amplitude de rotation du pelvis (ROM) suit un pattern différent pour chacun des groupes. A vitesse lente comme à vitesse rapide, les deux groupes ont, en moyenne, une amplitude de rotation du pelvis similaire, soit 10° à vitesse lente et 15° à vitesse rapide. Cependant, à vitesse confortable l'amplitude diminue à 8.8° dans le groupe LCNS alors qu'elle reste à 10° dans le groupe PA.

Tableau 6. Comparaison de la cinématique entre les groupes aux différentes conditions de marche.

	Patients LCNS (n=25)	PA (n=16)	p-value	95% CI	ES
<b>Condition lente</b>					
Vitesse (m/s)	0.74 (0.58-0.85)	0.71 (0.61-0.77)	.845	-.28 to .44	.007
Thorax max (°)	5.3 (3.2-7.4)	5.4 (4.2-6.6)	.968	-1.6 to 1.4	.290
Thorax ROM (°)	8.1 (7.2-11.6)	7.6 (7.5-9.6)	.625	-1.1 to 2.5	.049
Pelvis max (°)	4.9 (4.0-7.5)	5.1 (3.4-6.4)	.644	-1.1 to 1.9	.057
Pelvis ROM (°)	10.0 (7.7-12.4)	10.4 (8.9-11.2)	.885	-2.1 to 1.8	.187
<b>Condition confortable/spontanée</b>					
Vitesse (m/s)	1.16 (1.10-1.23)	1.20 (1.13-1.32)	.333	-.14 to .05	.067
Thorax max (°)	5.2 (1.9-7.0)	4.1 (2.9-4.7)	.451	-1.3 to 2.6	.019
Thorax ROM (°)	7.2 (6.0-8.4)	5.9 (5.4-7.2)	<b>.023</b>	.09 to 2.3	.312
Pelvis max (°)	5.9 (4.24-7.1)	6.1 (3.6-7.5)	.781	-1.9 to 1.6	.121
Pelvis ROM (°)	8.8 (7.4-12.8)	10.7 (8.1-12.9)	.521	-3.7 to 1.3	.008
<b>Condition rapide</b>					
Vitesse (m/s)	1.67 (1.57-1.83)	1.82 (1.67-1.89)	.197	-.22 to .05	.132
Thorax max (°)	5.4 (2.7-8.1)	4.3 (3.4-5.5)	.926	-1.2 to 1.9	.057
Thorax ROM (°)	8.3 (7.1-10.1)	8.0 (7.4-8.7)	.644	-1.7 to 2.3	.226
Pelvis max (°)	8.5 (7.2-10.1)	8.6 (6.8-9.8)	.989	-2.1 to 1.8	.360
Pelvis ROM (°)	15.5 (10.7-18.1)	15.0 (11.8-20.0)	.462	-10.40 to 7.40	.014

**ROM** : amplitude de mouvement ; **max** : angle maximal ; **(m/s)** : mètre par seconde ; **(°)** : mesuré en degré.  
Test U de Mann-Whitney. Les valeurs sont représentées par la médiane (intervalle interquartile)

## **4.4. RESULTATS EN LIEN AVEC NOTRE PREMIERE HYPOTHESE**

### **Evolution de la dissociation des ceintures en fonction de la vitesse de marche**

L'influence de la vitesse de marche sur la dissociation des ceintures est représentée graphiquement à la figure 4.

Nos résultats montrent que la vitesse a un effet significatif sur le changement de pattern de dissociation des ceintures pour les deux groupes.

Chez les sujets LCNS, la dissociation des ceintures augmente avec l'accélération de la vitesse de marche, passant de 27.2% du cycle de marche lors de la vitesse lente à 19% pour la vitesse confortable pour arriver à 16.3% durant la vitesse rapide. L'augmentation est trois fois plus importante lors du passage de la vitesse lente à confortable que lors du passage de confortable à rapide.

Chez les PA, la dissociation des ceintures commence par augmenter avec l'accélération de la vitesse lente à confortable passant de 30.2% du cycle de marche à 13.9%, puis elle diminue de 1.3% pour arriver à 15.2% à vitesse rapide.

La dissociation des ceintures augmente donc à l'accélération de la vitesse de marche. Elle augmente de façon importante lorsque les sujets LCNS et PA passent de la vitesse lente à la vitesse confortable. Pour les sujets LCNS, la dissociation continue d'augmenter, mais de façon moins importante, lorsqu'ils passent de la vitesse confortable à rapide. A l'inverse, pour les PA, la dissociation diminue légèrement lorsqu'ils accélèrent de la vitesse confortable à rapide. Ainsi, suite à la comparaison intra-groupe - à différentes vitesses de marche - de la dissociation des ceintures au moyen d'un test de Wilcoxon, la seule valeur indiquant que la vitesse n'influence pas significativement la dissociation des ceintures concerne le passage de la vitesse confortable à rapide pour les PA (p-value 0.4). Il existe donc une influence statistiquement significative de la vitesse sur la dissociation des ceintures pour les deux groupes (p-value: 0.021).

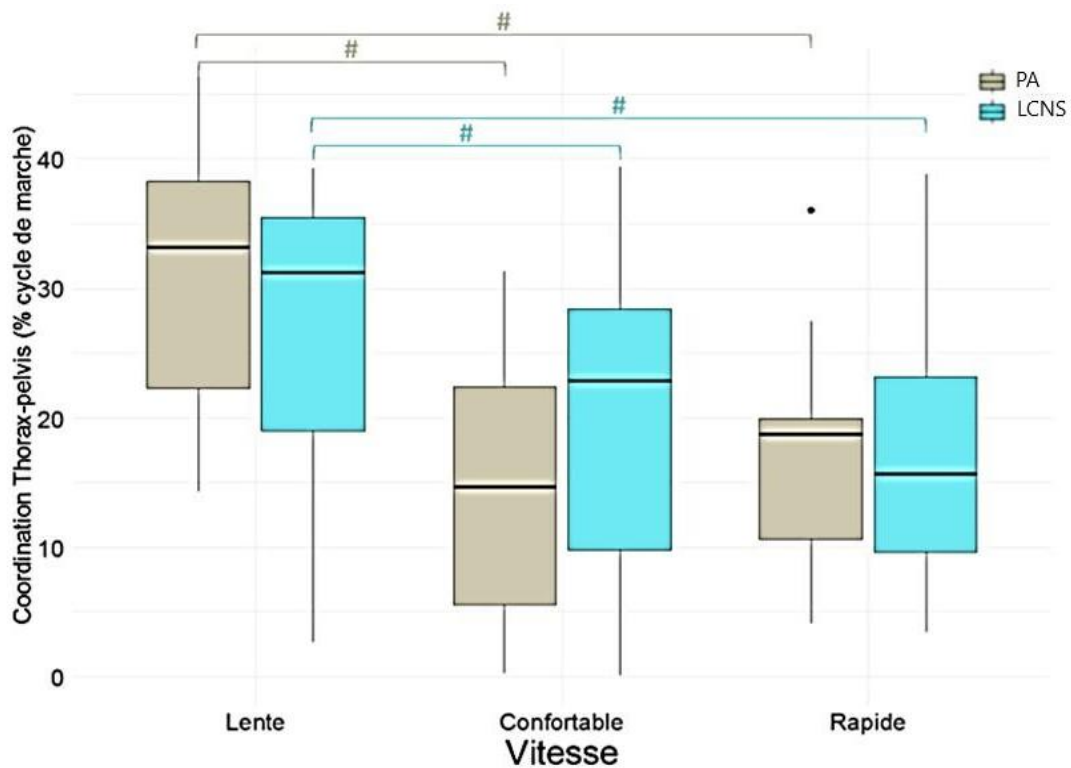


Figure 4. Evolution de la dissociation de ceinture en fonction de la vitesse de marche au sein de chaque groupe. #: comparaison vitesse intra-groupe

Pour rappel, plus la valeur du paramètre de dissociation (exprimée en pourcentage du cycle de marche) est petite, plus la dissociation des ceintures du sujet est importante.

L'influence du groupe sur la dissociation des ceintures est analysée statistiquement au moyen d'un test U de Mann-Whitney dans le tableau 7. Les résultats montrent que l'évolution de la dissociation des ceintures en fonction de l'accélération de la vitesse de marche du groupe LCNS ne montre pas de différence statistiquement significative avec celle du groupe PA.

Tableau 7. Comparaison de la dissociation des ceintures entre les groupes aux différentes vitesses de marche. Test de Mann-Whitney.

Condition de vitesse	LCNS	IQR	PA	IQR	P-value
Lente	31.2	[19.0 :35.4]	33.1	[22.2 :38.2]	0.303
Confortable	22.8	[9.7 :28.3]	14.6	[5.5 :22.3]	0.125
Rapide	15.6	[9.6 :23.1]	18.7	[10.5 :19.9]	0.81

Valeurs exprimées en médianes. Niveau de significativité :  $p < 0.05$ . IQR : interquartile range

L'IQR est élevé à vitesse confortable et rapide spécialement dans le groupe LCNS. En effet, l'intervalle entre le premier quartile et le troisième est aussi important que la médiane, ce qui peut vouloir dire qu'il existe une diversité de patterns de dissociation des ceintures qu'il serait

intéressant d'analyser. Afin de préciser les caractéristiques individuelles provoquant une telle variation, nous avons effectué une régression linéaire pour chaque participant, visible sur la figure 5.

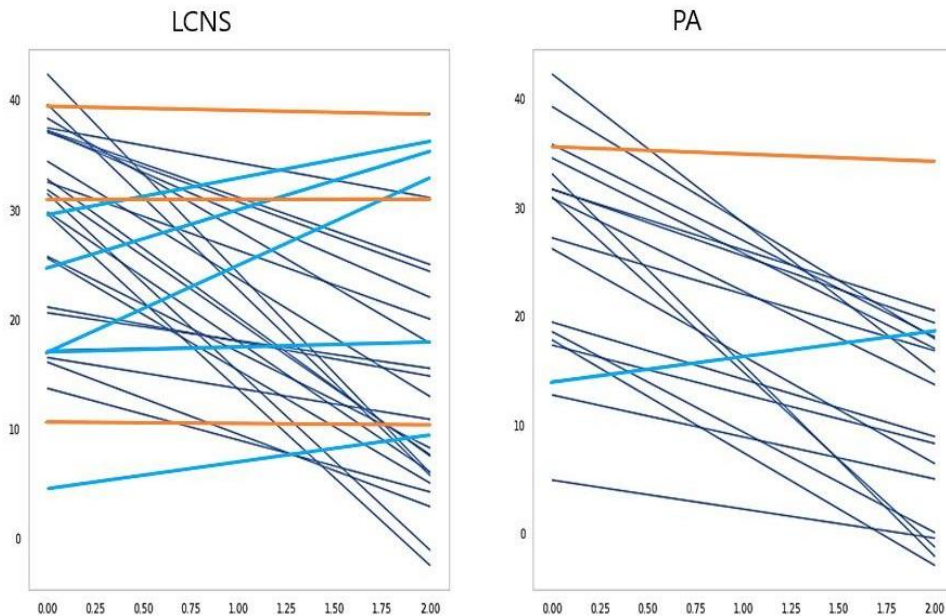


Figure 5. Evolution de la dissociation de ceinture pour chaque individu. Abscisse: vitesse (m/s), Ordonnée: valeur dissociation de ceinture.

Nous remarquons que certaines personnes ne montrent que très peu d'évolution de leur dissociation des ceintures en fonction de l'accélération (segments oranges sur la figure 5), il s'agit d'une personne dans le groupe PA et trois personnes chez les LCNS.

D'autres personnes utilisent une stratégie de mouvement thoraco-pelvien contraire à la norme (segments bleus clairs sur la figure 5) ; elles diminuent leur dissociation des ceintures avec l'accélération de la vitesse de marche (une personne chez les PA et cinq chez les LCNS). Enfin, la majorité des participants des deux groupes présentent une augmentation de la dissociation des ceintures lors de l'augmentation de la vitesse de marche.

Il apparaît donc que notre première hypothèse qui consistait à déterminer si la dissociation des ceintures des patients LCNS dans le plan transverse reste dans une stratégie de mouvement en-phase lors de l'augmentation de la vitesse de marche en comparaison avec les PA n'est pas vérifiée.

## 4.5. RESULTATS EN LIEN AVEC NOTRE DEUXIEME HYPOTHESE

### Lien entre le PCS et la dissociation des ceintures chez les LCNS

Nous avons utilisé des graphiques de régressions linéaires (figures 6, 7 et 8) afin d'explorer le lien entre les résultats du PCS pour le groupe LCNS et la dissociation des ceintures dans ce même groupe aux différentes vitesses de marche.

Nous constatons qu'il n'y a de corrélation entre ces deux variables pour aucune des vitesses de marche puisque d'une part, le coefficient de Pearson est largement en dessous du seuil inférieur défini par les tables d'interprétation (voir annexe 3) et d'autre part, la p-value est largement plus grande que 0.05.

Notre deuxième hypothèse n'est donc pas non plus confirmée par nos résultats puisque le score du PCS qu'il soit élevé ou non n'est pas corrélé à la dissociation des ceintures.

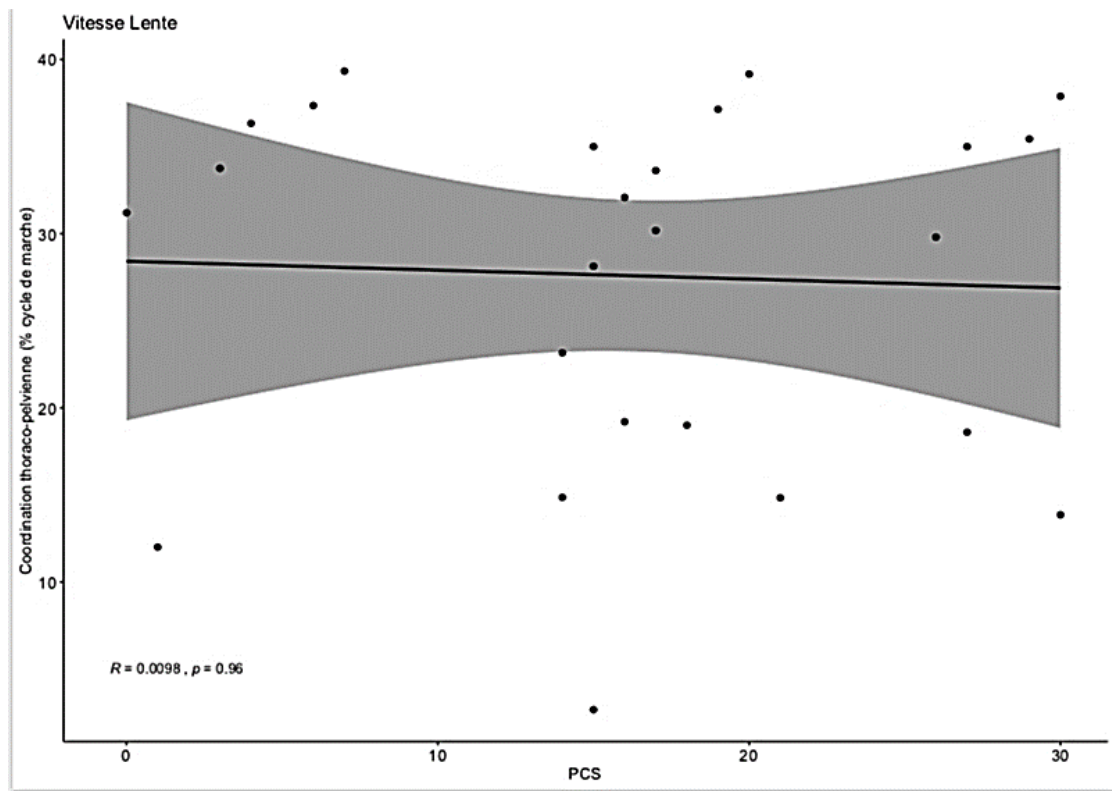


Figure 6. Corrélation entre le PCS et la dissociation des ceintures chez le groupe LCNS à vitesse lente

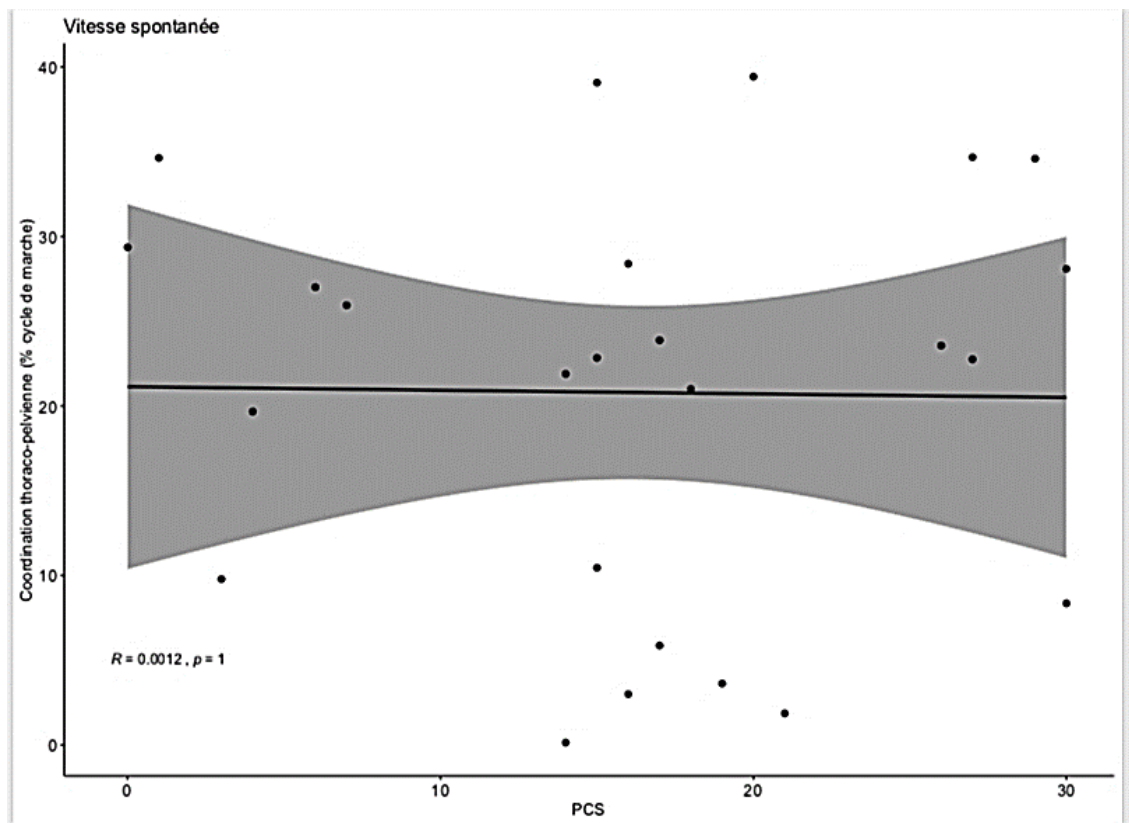


Figure 7. Corrélation entre le PCS et la dissociation des ceintures chez le groupe LCNS à vitesse confortable / spontanée

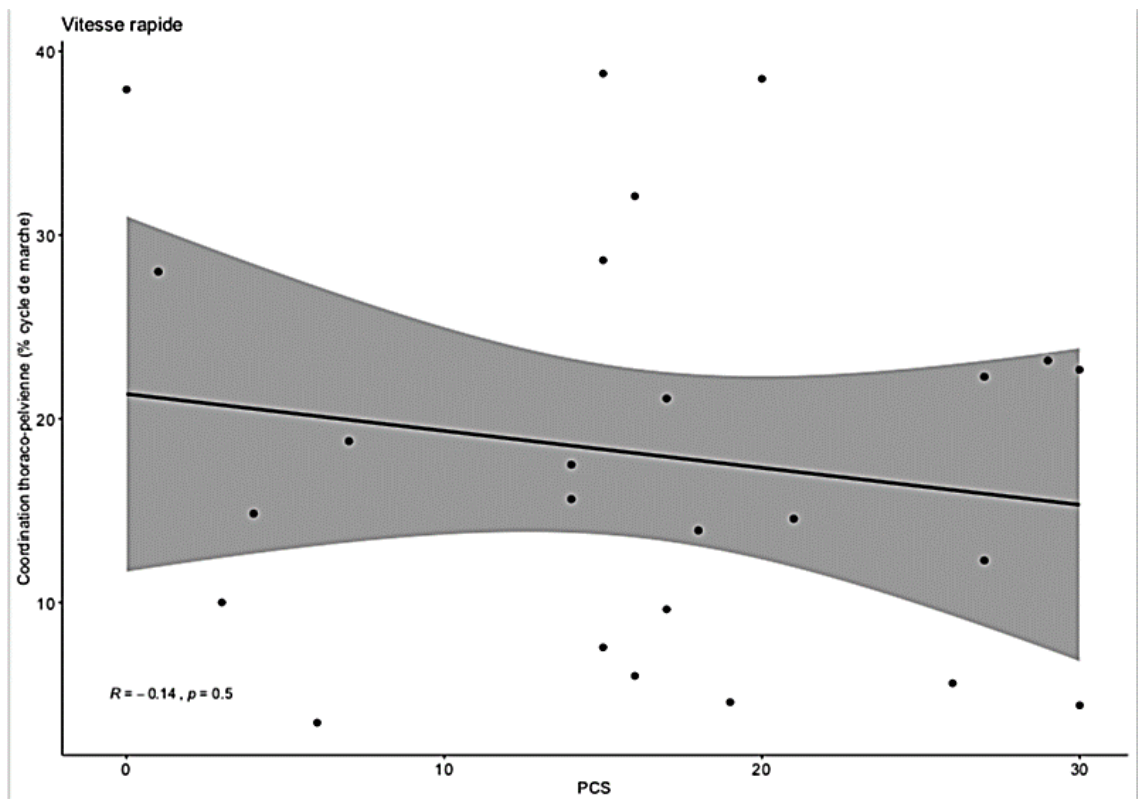


Figure 8. Corrélation entre le PCS et la dissociation des ceintures chez le groupe LCNS à vitesse rapide.



## **5. DISCUSSION**

Pour rappel, le but de notre étude était dans un premier temps de déterminer si la stratégie de mouvement thoraco-pelvienne des patients LCNS restait dans un pattern en-phase lors de l'augmentation de la vitesse de marche en comparaison avec des PA.

Ensuite nous avons testé le lien entre ce pattern et un score élevé au PCS. Notre hypothèse était qu'un score élevé au PCS est lié à une stratégie de mouvement thoraco-pelvienne plus en-phase chez les LCNS.

Les résultats de notre étude sont les suivants :

- La dissociation des ceintures est influencée par la vitesse de marche tant chez les PA que chez les LCNS.
- L'évolution de la dissociation des ceintures en fonction de l'accélération de la vitesse de marche ne montre pas de différences statistiquement significatives entre le groupe des LCNS et celui des PA.
- Pour le groupe LCNS, le score au PCS n'est pas lié à la dissociation des ceintures.

Ces résultats infirment donc nos deux hypothèses et vont à l'encontre des tendances trouvées dans la littérature.

### **5.1. COMPARAISON AVEC D'AUTRES ETUDES**

De nombreux facteurs peuvent expliquer ces différences entre nos résultats et la littérature. Nous entendons par littérature, les études qui démontrent une dissociation des ceintures significativement différente entre les groupes PA et LCNS (Lamoth et al., 2002 ; Lamoth et al., 2006a Lamoth et al., 2006b ; Crosbie, De Faria Negrão Filho, Nascimento, & Ferreira, 2013 ; Seay, Van Emmerik, & Hamill, 2011a ; Seay, Van Emmerik, & Hamill, 2011b ; Selles, Wagenaar, Smit, & Wuisman, 2001). Certaines de ces études ont été reprises dans la revue systématique de Koch et Hänsel de 2018 qui synthétise l'état des connaissances sur les LCNS notamment concernant la cinématique de la marche dans cette population.

Dans ce qui suit, nous allons comparer les populations et la méthode utilisées dans notre recherche avec celles des études qui trouvent une différence significative de dissociation des ceintures entre LCNS et PA.

### **5.1.1. POPULATION**

#### Âge

Dans notre étude, nous ne trouvons pas de différences statistiquement significatives entre les deux groupes sur les paramètres d'âge, de taille, et du genre ; cependant, nous remarquons une différence cliniquement intéressante concernant l'âge, et le niveau d'activité physique entre les LCNS et les PA. En effet, le groupe LCNS a en moyenne dix ans de plus, et un niveau d'activité physique plus bas que le groupe PA. Selon la revue systématique de Koch et Hänsel 2018, les populations des études qui démontrent une dissociation des ceintures significativement différente entre les groupes PA et LCNS sont en moyenne de sept à dix ans plus jeune que la population LCNS de notre étude. Or, il a été démontré que, lors de la marche, la différence d'âge a un effet significatif sur la cinématique des membres inférieurs (Nigg, Fisher & Ronsky, 1994) et sur la stratégie de mouvement thoraco-pelvienne (Krebs, McGibbon, & Goldvasser, 2001). Nos résultats soulèvent donc la question de l'influence de l'âge sur la dissociation des ceintures lors de la marche.

#### Durée des douleurs

Les sujets inclus dans notre étude souffraient de LCNS depuis onze ans en moyenne. Cette durée de douleur est bien plus importante que celle retrouvée dans les études, concluant qu'il existe une différence significative de dissociation des ceintures entre les PA et LCNS. En effet, les populations de ces études souffrent de LCNS depuis six semaines à quatorze mois. Nous nous attendions à trouver une plus forte altération de la cinématique chez les personnes ayant souffert de lombalgie pendant une période plus longue. Or, selon la littérature cela ne s'applique pas chez tous les sujets puisque l'impact de la douleur sur le degré d'incapacité ne dépend pas tant de la durée des douleurs mais plutôt de la stratégie adoptée pour gérer les douleurs en question (McGorry & Lin, 2012 ; Linton & Shaw, 2011).

#### Intensité des douleurs

Quant à l'intensité des douleurs, nos sujets LCNS ressentent en moyenne une douleur cotée à 2.5/10. L'intensité des douleurs dans les autres études varie énormément, allant d'aucune douleur (Seay et al., 2011a) à des douleurs telles qu'elles provoquent une incapacité de travailler (Selles et al., 2001). Deux études ont des participants LCNS ayant une EVA similaire à celle de notre recherche (Lamoth et al., 2002 ; Crosbie et al., 2013) et une étude

reporte une EVA à 5.6/10. Lamoth décrit une relation inversement proportionnelle entre l'intensité de la douleur et l'amplitude de dissociation des ceintures et ce, uniquement lors de la marche à vitesse confortable. L'impact de l'intensité de la douleur sur la cinématique n'est pas simple. Plusieurs études montrent que, chez les LCNS, l'altération de la cinématique du tronc lors de la marche se maintient après que les douleurs aient cessé (Christe et al., 2017 ; Seay et al., 2011a ; Moseley & Hodges, 2005).

Par conséquent, le fait que notre population de LCNS ait des douleurs d'intensité basse, et ce depuis bien plus longtemps que les LCNS des autres études pourrait signifier que les stratégies adoptées par nos sujets LCNS pour gérer leur douleur ont pu être affinées au cours des années et que la peur et l'impuissance ressenties lors des premiers épisodes d'exacerbation de leur lombalgie ont diminué avec le temps et l'expérience. En effet, selon l'étude de Dunn, Jordan et Croft (2006), il est possible de distinguer quatre sous-groupes au sein de la population des LCNS en se basant sur l'évolution de leur douleur au cours du temps. Un des groupes est caractérisé premièrement, par une douleur d'intensité basse et qui reste stable, et deuxièmement, par une amélioration des paramètres de handicap fonctionnel et de détresse psychologique au cours du temps. Il se pourrait donc que notre population de LCNS appartienne à ce sous-groupe.

### **5.1.2. METHODE**

#### Placement des marqueurs

Le placement des marqueurs utilisé pour collecter nos données est conforme au *full-body plug-in Gait model* (Davis et al., 1991 ; Baker et al., 2017) qui est un modèle validé. Toutefois, ce modèle comporte certaines faiblesses concernant les mouvements du pelvis et du tronc (Baker et al., 2017 ; McGinley, Baker, Wolfe, & Morris, 2009). En effet, il n'y a pas de méthode validée pour prendre en compte les tissus mous recouvrant les repères anatomiques du pelvis lors de l'analyse de la cinématique du bassin, et le positionnement des marqueurs placés sur le tronc n'est pas validé. Dans notre étude, des marqueurs ont été rajoutés sur le thorax selon le modèle de Gutierrez (Gutierrez, Bartonek, Haglund-Åkerlind, & Saraste, 2003) afin d'augmenter la précision des mesures au niveau du tronc. Dans tous les cas, la fiabilité des mesures dépend beaucoup du placement des marqueurs et donc de l'expertise de l'opérateur. En outre, la marge d'erreur des modèles conventionnels d'analyse de la marche est évaluée entre 2° et 5° (McGinley et al., 2009) ce qui est relativement important sur des amplitudes pelviennes entre 10°-15° et des amplitudes thoraciques entre

4°-6° (Crosbie et al., 2013) ou entre 8°-10° (Lamoth et al., 2006 ; Seay et al., 2011a) selon les conditions de vitesse. De plus, aucune des études montrant une dissociation des ceintures significativement différente entre les groupes PA et LCNS, n'utilise le même positionnement de marqueurs (voir annexe 4). Ceci implique qu'il faut faire preuve d'une grande prudence lorsque nous comparons ces études entre elles (Koch & Hänsel, 2018).

Finalement, il est intéressant de s'interroger au sujet du modèle biomécanique utilisé dans notre étude et dans toutes celles que nous analysons (Lamoth et al., 2002 ; Lamoth et al., 2006a ; Lamoth et al., 2006b ; Crosbie et al., 2013 ; Seay et al., 2011a ; Seay et al., 2011b, Seay et al., 2014 ; Selles et al., 2001). En effet, ce modèle considère le tronc comme une entité bougeant de façon homogène. Cette représentation est remise en question par différents auteurs, notamment Christe dans son étude de 2017 qui analyse la cinématique du tronc lors de la marche en divisant le tronc en quatre régions: thoraciques hautes et basses, lombaires hautes et basses. Cette approche permet de révéler des altérations de la cinématique jusque-là ignorées (Christe, et al., 2017 ; Crosbie et al., 2013). La conception d'un tronc composé de plusieurs étages ne bougeant pas de façon homogène renforce encore la limite citée au paragraphe précédent concernant les différences de positionnement des marqueurs en fonction des études. En effet, si le tronc n'est plus une entité homogène, une différence de placement, entre par exemple, les thoraciques hautes (T1-T2) et les thoracique basses (T6-L1), pourrait modifier les mesures.

#### Conditions de marche

Il est important de noter que les études qui diffèrent de nos résultats ont été effectuées sur tapis roulant (Lamoth et al., 2002 ; Lamoth et al., 2006a ; Lamoth et al., 2006b ; Crosbie et al., 2013 ; Seay et al., 2011a ; Seay et al., 2011b, Seay et al., 2014 ; Selles et al., 2001). Il est donc possible que l'appréhension liée au fait de marcher sur un plan mouvant ait influencé la stratégie de mouvement. En effet, il a été montré que l'altération de la cinématique chez les personnes LCNS était accentuée lors d'une marche difficile (double tâche, porter un objet, etc.) (Koch & Hänsel, 2018).

En outre, la cinématique est légèrement altérée lors de la marche sur tapis roulant par rapport à une marche sur sol normal (Malatesta, Canepa & Menendez Fernandez, 2017). Or, Malatesta et ses collègues affirment que, étant donné la petite taille de ces altérations, les deux conditions peuvent être utilisées afin de mesurer la cinématique de la marche (Malatesta, Canepa & Menendez Fernandez, 2017). Il serait cependant intéressant de vérifier

que ce soit le cas pour une population LCNS et pour les paramètres nécessaires au calcul de la dissociation des ceintures. Sans ces précisions, les comparaisons entre les recherches effectuées sur tapis roulant et celles sur sol normal sont à prendre avec prudence.

### Méthode d'analyse de la stratégie de mouvement thoraco-pelvienne

La méthode de Romkes et Bracht-Schweizer étant relativement récente, elle n'a été utilisée que deux fois, la première sur une population saine (Romkes & Bracht-Schweizer, 2017) et la deuxième sur une population d'enfants et d'adolescents lombalgiques (Tabard-Fougère, 2018, non publié). Les résultats de nos PA au niveau de l'amplitude du bassin et du thorax, ainsi que sur le paramètre de la dissociation des ceintures, sont très similaires aux résultats que Romkes et Bracht-Schweizer obtiennent sur leur population saine, ce qui soutient la reproductibilité de leur méthode. Néanmoins, le fait que nous utilisons une méthode différente de la CRP, rend délicate la comparaison entre notre étude et celle de Lamoth, Selles, Crosbie et Seay.

## **5.2. BIAIS**

### **5.2.2. CRITERES DE SELECTION**

Un des critères d'inclusion pour les PA concerne l'absence de lombalgie qui a été définie ainsi: *ne pas avoir eu de lombalgie durant les six derniers mois*. Ce critère peut engendrer un biais, sachant que les séquelles de la lombalgie sur la cinématique peuvent perdurer bien après que les douleurs aient disparu (Seay et al., 2011a). En effet, Seay et ses collaborateurs trouvent une stratégie de mouvement thoraco-pelvienne similaire lors de la course à pied entre une groupe LCNS et un groupe LCNS qui n'avait pas eu de douleur depuis plus de six mois et dont les douleurs les avaient invalidés durant moins de six semaines. Il se peut donc que certains des PA aient une cinématique altérée suite à un épisode lombalgique précédant les six mois avant l'acquisition des données. Celle-ci serait donc similaire à celle des participants LCNS.

### **5.2.3. RECOLTE DES DONNEES**

Le contexte de récolte des données n'a pas été entièrement homogénéisé. L'heure à laquelle ont été effectués les tests n'était pas définie, alors que le rythme circadien influence la performance physique. En effet, il a été montré que la capacité physique et la VO<sub>2</sub>max sont plus optimales en fin de journée lors d'efforts aérobies et que la force, la puissance et les efforts anaérobies sont plus élevés lorsque la température du corps est augmentée, ce qui

coïncide également avec la fin de la journée (Teo, Newton & McGuigan, 2011). De plus, la quantité d'activité physique du début de la journée ou de la veille n'était pas indiquée alors que nous savons que la fatigue musculaire a un impact sur la cinématique (Barbieri, dos Santos, Vitória, van Dieën, & Gobbi, 2013) et que la population LCNS est encline à plus grande fatigabilité musculaire (Sung, Lammers & Danial, 2009 ; Janssens et al., 2013 ; Kankaanpää, Taimela, Laaksonen, Hänninen & Airaksinen, 1998).

#### **5.2.4. VITESSE DE MARCHE**

Concernant la vitesse de marche, celle-ci a été considérée comme une variable catégorielle avec trois catégories, à savoir vitesse lente, rapide et confortable. L'opérateur qui effectuait la récolte de données indiquait d'accélérer s'il trouvait le delta entre les conditions de vitesse trop faible. Ainsi, il se peut que les participants LCNS se soient forcés à marcher plus rapidement que ce qu'ils considéraient être une vitesse rapide. Sachant que les personnes souffrant de LCNS ont tendance à marcher plus lentement que les sujets asymptomatiques (Koch & Hänsel, 2018), nous pouvons supposer que leur vitesse rapide spontanée aurait été plus lente que la condition de vitesse rapide imposée dans l'étude. D'ailleurs, même avec les indications concernant la vitesse que l'opérateur a données aux participants, nos données montrent que les LCNS marchent plus lentement que les PA à vitesse confortable et rapide. D'autre part, l'augmentation de vitesse fait passer le mouvement thoraco-pelvien d'une stratégie en-phase à une stratégie anti-phase (Selles et al., 2001 ; Romkes & Bracht-Schweizer, 2017). Ainsi, il se peut que le fait de pousser les participants LCNS à marcher aussi vite que les sujets asymptomatiques ait comme conséquence de faire apparaître une stratégie de mouvement thoraco-pelvien anti-phase autant dans la population LCNS que chez les PA.

### **5.3. RESULTATS CINEMATIQUE**

#### **5.3.1. AMPLITUDE DU THORAX ET DU PELVIS**

En ce qui concerne l'amplitude du thorax, elle n'est que légèrement plus petite chez les PA, et la vitesse confortable est ainsi la seule à laquelle la différence d'amplitude est statistiquement significative. Cependant, sachant que dans l'ensemble de notre population l'amplitude moyenne en rotation thoracique est de 6.5°, la différence de 1° entre PA et LCNS à vitesse confortable est statistiquement significative mais cliniquement peu pertinente. Remarquons que l'angle maximum atteint lors de la rotation du thorax et le changement

d'amplitude du thorax entre les différentes conditions de vitesse est plus important chez les PA. De plus, les PA atteignent des angles maximaux au niveau pelvien plus grands que les LCNS. Ceci suggère que les LCNS restent dans un pattern de mouvement plus rigide au niveau thoraco-lombaire et ce, à toute les conditions de vitesse. Ce résultat est confirmé par la littérature (Hodges & Tucker, 2011 ; Koch & Hänsel, 2018). De plus, lorsque nous regardons l'amplitude du pelvis, les LCNS montrent une amplitude réduite à vitesse confortable par rapport aux PA. Par conséquent, à vitesse confortable les LCNS ont une amplitude thoracique et une amplitude pelvienne diminuée par rapport aux PA, ce qui concorde avec l'idée d'un pattern de mouvement plus rigide chez les LCNS. Une hypothèse pourrait être que la vitesse considérée comme confortable par les LCNS est déterminée par l'amplitude thoraco-pelvienne la plus agréable.

Hodges et Tucker apportent une explication intéressante à l'augmentation de la rigidité des mouvements thoraco-pelviens chez les LCNS. Ils expliquent que les différents stimuli qui sont perçus par la personne comme représentant un danger (douleurs, peur, croyances négatives, etc.) entraînent une augmentation de l'activation musculaire du tronc qui, à son tour, provoque une diminution des amplitudes thoraco-pelvienne. Il s'agit là d'un mécanisme de protection qui, au moyen d'une modification du contrôle moteur, a pour but de diminuer le stress d'une zone du rachis. Ceci se fait en réorganisant la distribution de la charge sur d'autres zones en modifiant l'activité musculaire, soit entre les muscles, soit à l'intérieur d'un même muscle. Cette réorganisation est souvent bénéfique à court terme mais lorsqu'elle se maintient, elle produit une augmentation de la charge sur certaines zones et diminue l'amplitude des mouvements, provoquant ainsi de la rigidité. Il est intéressant de noter que même une fois que la douleur a disparu, la modification du contrôle moteur, elle, peut perdurer.

### **5.3.2. PATTERNS DE DISSOCIATION DES CEINTURES**

Nos données nous permettent de constater une variation du pattern de coordination thoraco-pelvienne. En effet, grâce à l'analyse de l'évolution de la dissociation des ceintures lors de l'augmentation de la marche de chacun des participants (figure 6), nous remarquons qu'une partie des participants a des stratégies de mouvements très différentes de la norme : certains adoptent une stratégie opposée à la moyenne, c'est à dire que plus la vitesse augmente, moins ils dissocient ; enfin, certains participants ne modifient pas du tout leur stratégie de mouvement et restent en-phase peu importe la vitesse de marche. La présence de ces

stratégies particulières souligne l'existence d'une variation au niveau des stratégies de mouvement thoraco-pelvien adoptés par les participants. Nous remarquons également que le nombre de personnes démontrant des stratégies particulières est plus important dans le groupe LCNS (7 participants) que dans le groupe PA (2 participants). Malgré le petit nombre de sujets présentant des patterns différents de la norme, nos résultats pourraient suggérer l'existence de trois stratégies de dissociation des ceintures : une stratégie "normale" qui consiste à augmenter la dissociation des ceintures avec l'accélération de la vitesse, une stratégie invariable où la dissociation reste identique peu importe la vitesse de marche, et enfin une stratégie inversée dans laquelle la dissociation diminue avec l'accélération.

Ainsi, notre population de LCNS semble présenter trois patterns de dissociation différents. De plus, comme nous l'avons vu dans la partie 5.3.1, nos sujets LCNS ont des amplitudes thoraciques qui varient moins lorsque la vitesse augmente, de même qu'une plus petite amplitude pelvienne à vitesse confortable par rapport au groupe PA, ce qui nous pousse à dire que les participants LCNS se déplacent de façon plus rigide dans chacun des trois patterns.

## **5.4. RESULTATS PCS**

### **5.4.1. ABSENCE DE LIEN ENTRE L'EVOLUTION DE LA DISSOCIATION DES CEINTURES ET PCS**

En moyenne, les participants LCNS ont un score au PCS de 16 points avec un écart-type de 4 points. Alors que la littérature décrit une valeur seuil à 20 (Sullivan, 1995; Pakzad, Fung, & Preuss, 2016), nous remarquons que notre population est en-dessous ou à la limite de cette valeur. Ceci pourrait expliquer l'absence de corrélation entre le PCS et la dissociation des ceintures.

De plus, les individus qui n'avaient pas de données pour les trois conditions de vitesse n'ont pas été intégrés à l'analyse statistique, ce qui a eu pour conséquence d'éliminer la participante LCNS dont le score au PCS était le plus élevé, à savoir 44/52. En effet, celle-ci n'avait pas été capable de marcher à vitesse rapide. Étant donné que la majorité des participants LCNS ont un score au PCS en-dessous du seuil de 20 points, le fait d'exclure les données de cette participante accentue d'autant plus la tendance au PCS en-dessous du seuil.



Ces deux aspects ont certainement influencé les résultats infirmant nos hypothèses. Il serait nécessaire de tester notre hypothèse sur une population de LCNS ayant une moyenne d'au moins 20 au PCS.

## **5.5. REPERCUSSIONS CLINIQUES**

La prise en charge des patients LCNS doit s'inscrire dans le modèle biopsychosocial (Foster et al., 2018; O'Sullivan, 2005) et pour ce faire, il convient de commencer par effectuer un triage des patients basé sur cette approche. Le *STarT Back Tool* en est un exemple. Il utilise un questionnaire de neuf questions afin de classer les patients LCNS en trois groupes (Foster et al., 2011). Ces questions prennent en compte les aspects biopsychosociaux liés aux lombalgies. Des traitements sont ensuite donnés en fonction du sous-groupe alloué. Le groupe à risque réduit d'invalidité persistante recevra une intervention d'éducation thérapeutique, le groupe à risque modéré sera envoyé chez un physiothérapeute, et finalement le groupe à risque élevé sera suivi par des physiothérapeutes formés à des outils psychologiques spécifiques (Hill et al., 2011). Ce classement a montré son efficacité en Angleterre en terme de réduction des coûts directes (Whitehurst, et al., 2015), de récupération fonctionnelle et de satisfaction des patients (Cherkin et al., 2018). Ainsi, ce classement en fonction du pronostic permet de prendre en compte des facteurs psychologique, et de proposer un traitement adéquat.

Un des aspects importants d'un traitement adéquat consiste à adresser l'augmentation de la rigidité du tronc qui est souvent présente chez les LCNS. Notre population de LCNS a effectivement montré une plus grande rigidité dans son pattern de dissociation. Selon Hodges et Tucker celle-ci est liée à une altération du contrôle moteur causée par des douleurs, à quoi peuvent s'ajouter des facteurs psychologiques ou sociaux (Hodges & Tucker, 2011).

C'est pourquoi, un des axes importants dans le traitement des LCNS est le travail sur la proprioception et le contrôle moteur (Letafatkar et al., 2017 ; Tong et al., 2016 ; Fersum et al., 2013). Certains marqueurs physiques, notamment la capacité d'activer consciemment le transverse, permettent de mesurer l'amélioration du contrôle moteur dans la zone lombopelvienne, amélioration qui est corrélée avec une diminution des douleurs et du handicap fonctionnel comme le montre Hodges (Hodges, 2011). De plus, pour que ce travail soit efficace, il est impératif de l'adapter à chaque patient spécifique, à ses caractéristiques

psychologiques et ses mécanismes douloureux particuliers (Van Dieen et al., 2017; Fersum et al., 2013).

C'est précisément pour explorer le lien entre l'aspect physique et psychologique que notre hypothèse prédisait un lien entre un score élevé au PCS et le fait de maintenir une stratégie de mouvement thoraco-pelviennne en-phase lors de l'augmentation de la vitesse. Malgré l'infirmité de notre hypothèse, le catastrophisme est un aspect important à prendre en compte lors de la prise en charge en physiothérapie. En effet, celui-ci est prédicteur de la réussite du traitement de patients LCNS (Woby, Roach, Urmston & Watson, 2008 ; Slepian et al., 2014) ; de plus il a été montré que l'activité physique a une influence sur le niveau de catastrophisme (Smeets, Vlaeyen, Kester & Knottnerus, 2006)

Un exemple de méthode de traitement utilisée en physiothérapie qui intègre les facteurs psychologiques est L'*Interactive Behavioural Modification Therapy* (IBMT) qui a été développé par une équipe de physiothérapeutes spécialisés dans la gestion de la douleur chronique au *North Manchester General Hospital* en Grande-Bretagne. C'est une approche menée par des physiothérapeutes qui se base sur des principes cognitivo-comportementalistes (Woby, Roach, Urmston, Watson, 2008). L'IBMT a pour but de réduire le catastrophisme et la peur du mouvement. Durant ces thérapies, les patients souffrant de douleurs chroniques sont exposés de manière graduelle à des activités ou mouvements qu'ils perçoivent comme dangereux tout en respectant des objectifs précis et échelonnés fixés avec les patients, afin de retourner à l'activité qu'ils souhaitent (Woby, Roach, Urmston, Watson, 2008). L'IBMT intègre également des sessions éducatives ou des discussions en groupe sur la douleur, l'importance de l'activité physique, le rôle des émotions et des croyances, ainsi que la gestion de la douleur (Knott, 2015). De plus, le rôle de soutien et d'encouragement du thérapeute a aussi un effet sur les aspects psychologiques liés à la douleur chronique (Slepian et al., 2014 ; Woby, Roach, Urmston, Watson, 2008). Un exemple de prise en charge selon les principes de l'IBMT est visible à l'annexe 5, tiré d'une étude menée par Knott en 2015.

Une autre méthode intéressante développée par O'Sullivan (2005) et basée sur ces mêmes principes, la *classification-based cognitive functional therapy*, a montré de bons résultats dans le traitement de jeunes athlètes souffrant de LCNS (Ng et al., 2015) et de sujets LCNS adultes (Fersum et al., 2013).

## **5.6. FORCES ET FAIBLESSES**

Ce travail répond à un besoin, à savoir d'élaborer des sous-groupes dans la population LCNS. Si les hypothèses n'ont pas été validées, il est tout de même apparu qu'il existe potentiellement des sous-groupes définis en fonction de la stratégie de mouvement thoraco-pelvienne lors de l'augmentation de la vitesse.

La taille de l'échantillon minimal pour atteindre la puissance nécessaire n'a pas été calculée, ce qui a pu avoir un effet sur la puissance de nos résultats. Cependant le nombre de participants est relativement élevé comparé à d'autres études qui traitent du même sujet.

De plus, le fait d'avoir utilisé une base de données préexistante a également amené des biais à notre étude. En effet, afin de répondre à la question de recherche, il aurait été intéressant d'inclure plus de participants LCNS dont le score au questionnaire PCS est plus élevé.

## **5.7. PISTES DE RECHERCHES FUTURES**

Premièrement, il serait important de valider la méthode de Romkes et Bracht-Schweizer pour calculer la dissociation des ceintures dans une population LCNS adulte.

Nos résultats suggèrent la présence de sous-groupes déterminés par trois patterns de dissociation des ceintures, à savoir, une stratégie "normale" qui consiste à augmenter la dissociation des ceintures avec l'accélération de la vitesse, une stratégie invariable où la dissociation reste identique peu importe la vitesse de marche, et enfin une stratégie inversée dans laquelle la dissociation diminue avec l'accélération. Si cette classification est validée par d'autres études, elle pourrait être un critère cinématique à prendre en compte dans la création de sous-groupes dans la population de LCNS.

Il serait également intéressant de tester notre hypothèse à l'intérieur de sous-groupes LCNS définis. C'est-à-dire de classer le groupe de participants LCNS en fonction de la classification de Linton de 2011, du *StarT Back Tool*, ou encore des sous-groupes définis par O'Sullivan et de vérifier à l'intérieur de ces sous-groupes si le PCS a une influence sur la dissociation des ceintures.

La comparaison d'autres questionnaires psychologiques et d'autres variables cinématiques serait pertinente autant dans une population LCNS quelconque que dans les différents sous-groupes, notamment la comparaison entre la dissociation des ceintures et le niveau d'anxiété. En effet Dunn et collaborateurs (2005) ont trouvé que 66% des personnes LCNS ayant un

niveau de handicap fonctionnel important, étaient angoissées, et, comme mentionné plus haut, le niveau d'angoisse influence la rigidité et l'amplitude des mouvements du tronc (O'sullivan, 2005). Il serait également intéressant de comparer l'activation musculaire avec les facteurs psychologiques, étant donné qu'un même mouvement peut être produit par différentes activations musculaires (Hodges & Tucker, 2011). Peut-être qu'il existe plus de liens entre une activité musculaire anormale et les facteurs psychologiques tels que mesurés par le PCS, le *Hospital Anxiety and Depression Scale*, le *Fear-Avoidance Beliefs Questionnaire*.

## 6. CONCLUSION

La LCNS est la première cause d'invalidité au niveau mondial et entraîne de grandes répercussions économiques. Il s'agit donc d'une pathologie extrêmement courante qui est pourtant encore mal comprise. La littérature actuelle montre que le rachis thoracique et lombaire, de même que le pelvis, jouent un rôle important dans la marche, et, une altération de la coordination entre ces différents segments peut avoir des conséquences sur l'apparition ou le maintien des LCNS (Vogt et al., 2001). Or, il existe dans la littérature actuelle une évidence modérée en faveur d'une différence de la stratégie de mouvement thoraco-pelvienne dans le plan horizontal entre les personnes lombalgiques et celles asymptomatiques (Koch & Hänsel, 2018). Notre premier objectif était de savoir si notre population de LCNS montrait une différence de dissociation des ceintures par rapport à des sujets PA.

De plus, la lombalgie étant une pathologie multidimensionnelle, il est essentiel de comprendre les liens entre les dimensions physiques et psychologiques. C'est pourquoi le deuxième objectif de cette étude était de découvrir si, chez les patients LCNS, il existe un lien entre un score élevé au PCS et la stratégie de mouvement thoraco-pelvienne lors de l'augmentation de la vitesse de marche.

Nous avons émis l'hypothèse que les participants LCNS resteraient dans un pattern de marche en-phase lors de l'augmentation de la vitesse de marche et que cette absence de dissociation des ceintures serait liée à un score élevé au PCS. Nos résultats ont infirmé nos deux hypothèses.

L'absence de différence entre les stratégies de mouvement des participants LCNS par rapport aux sujets PA peut être due à l'hétérogénéité de la population LCNS. De plus, les résultats vont à l'encontre de la littérature actuelle, ce qui peut être dû à des différences entre les études

au niveau du positionnement des marqueurs, du mode d'acquisition des données, et des méthodes d'analyse de la dissociation des ceintures.

L'absence de corrélation entre le pattern de dissociation des ceintures et les scores au PCS peut être due au fait que les scores au PCS soient en majorité en-dessous de la valeur-seuil de 20.

Comme mentionné plus haut, la population LCNS est très hétérogène (Vogt, Pfeifer, Portscher & Banzer, 2001), et les études qui analysent la dissociation des ceintures se basent sur des populations de LCNS relativement différentes sur les paramètres d'intensité de la douleur, d'handicap fonctionnel, de niveau d'activité physique et des différents aspects psychologiques (Koch & Hänsel, 2018) (voir annexe 3). Il semble donc pertinent de se demander si notre définition actuelle du groupe LCNS n'est pas trop large, empêchant de ce fait d'effectuer des comparaisons pertinentes. C'est pourquoi, selon de nombreux auteurs, il est nécessaire de former des sous-groupes dans la population des LCNS afin de mieux comprendre et traiter les personnes souffrant de cette pathologie. (O'Sullivan, 2005 ; Vogt, Pfeifer, Portscher & Banzer, 2001 ; Dunn et al., 2006 ; Hemming, Sheeran, van Deursen, & Sparkes, 2018 ; Fersum, O'Sullivan, Skouen, Smith, & Kvåle, 2013). De plus, étant donné l'importance des facteurs psychologiques dans le maintien et l'apparition de LCNS (Linton & Shaw, 2011), il serait important de prendre ceux-ci en compte dans l'élaboration de ces sous-groupes.

Les résultats suggèrent qu'il existe trois différentes stratégies de mouvement thoraco-pelviennes chez les sujets LCNS, ce qui prêche à penser que les patterns de dissociation des ceintures particuliers pourraient être un critère permettant de définir des sous-groupes dans la population LCNS. De nouvelles études sont nécessaires afin de valider cette hypothèse.

## REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Andersson, G. B. (1999). Epidemiological features of chronic low-back pain. *The Lancet*, 354(9178), 581–585. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(99\)01312-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(99)01312-4)
- Baker, R., Leboeuf, F., Reay, J., & Sangeux, M. (2017). The Conventional Gait Model - Success and Limitations. In *Handbook of Human Motion* (pp. 1–19). [https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1\\_25-2](https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1_25-2)
- Balagué, F., Mannion, A. F., Pellisé, F., & Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. *The Lancet*, 379(9814), 482–491. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60610-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60610-7)
- Barbieri, F. A., dos Santos, P. C. R., Vitória, R., van Dieën, J. H., & Gobbi, L. T. B. (2013). Effect of muscle fatigue and physical activity level in motor control of the gait of young adults. *Gait and Posture*, 38(4), 702–707. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.006>
- Bennetts, K., Jane Kelly, S., Andrew Walsh, D., Rajkumar, S., & Sebastian Johnson, P. (2003). Performance Problems of Patients With Chronic Low-Back Pain and the Measurement of Patient-Centered Outcome. *Spine*, 29(1), 87–93. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000105533.09601.4f>
- Cherkin, D., Balderson, B., Wellman, R., Hsu, C., Sherman, K. J., Evers, S. C., ... Foster, N. E. (2018). Effect of Low Back Pain Risk-Stratification Strategy on Patient Outcomes and Care Processes: the MATCH Randomized Trial in Primary Care. *Journal of General Internal Medicine*, 33(8), 1324–1336. <https://doi.org/10.1007/s11606-018-4468-9>
- Christe, G., Kade, F., Jolles, B. M., & Favre, J. (2017). Chronic low back pain patients walk with locally altered spinal kinematics. *Journal of Biomechanics*, 60(June), 211–218. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.042>
- Croft, P., Ferreira, M., Kongsted, A., Anema, J. R., Chou, R., Ferreira, P. H., ... Peul, W. C. (2018). What low back pain is and why we need to pay attention. *The Lancet*, 391(10137), 2356–2367. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(18\)30480-x](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(18)30480-x)
- Crosbie, J., De Faria Negrão Filho, R., Nascimento, D. P., & Ferreira, P. (2013). Coordination of spinal motion in the transverse and frontal planes during walking in people with and without recurrent low back pain. *Spine*, 38(5). <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318281de28>

- Davis, R. B., Öunpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science, 10*(5), 575–587. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-Z](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z)
- Dunn, K. M., Jordan, K., & Croft, P. R. (2006). Characterizing the course of low back pain: A latent class analysis. *American Journal of Epidemiology, 163*(8), 754–761. <https://doi.org/10.1093/aje/kwj100>
- Ebrahimi, S., Kamali, F., Razeghi, M., & Haghpanah, S. A. (2017). Comparison of the trunk-pelvis and lower extremities sagittal plane inter-segmental coordination and variability during walking in persons with and without chronic low back pain. *Human Movement Science, 52*, 55–66. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.01.004>
- Fersum, K., O’Sullivan, P., Skouen, J. S., Smith, A., & Kvåle, A. (2013). Efficacy of classification-based cognitive functional therapy in patients with non-specific chronic low back pain: A randomized controlled trial. *European Journal of Pain (United Kingdom), 17*(6), 916–928. <https://doi.org/10.1002/j.1532-2149.2012.00252.x>
- Foster, N. E., Anema, J. R., Cherkin, D., Chou, R., Cohen, S. P., Gross, D. P., ... Woolf, A. (2018, June 9). Prevention and treatment of low back pain: evidence, challenges, and promising directions. *The Lancet*, Vol. 391, pp. 2368–2383. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(18\)30489-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(18)30489-6)
- Foster, N. E., Hill, J. C., & Hay, E. M. (2011). Subgrouping patients with low back pain in primary care: Are we getting any better at it? *Manual Therapy, 16*(1), 3–8. <https://doi.org/10.1016/j.math.2010.05.013>
- Gutierrez, E. M., Bartonek, Å., Haglund-Åkerlind, Y., & Saraste, H. (2003). Centre of mass motion during gait in persons with myelomeningocele. *Gait and Posture, 18*(2), 37–46. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00192-3](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00192-3)
- Hamill, J., Knutzen, K. M., Derrick, T. R. (2003). Biomechanical Basis of Human Movement, 2nd Edition. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1795. <https://doi.org/10.1097/00005768-200310000-00030>
- Hartvigsen, J., Hancock, M. J., Kongsted, A., Louw, Q., Ferreira, M. L., Genevay, S., ... Woolf, A. (2018). What low back pain is and why we need to pay attention. *The Lancet*, Vol. 391, pp. 2356–2367. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(18\)30480-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(18)30480-X)
- Hemming, R., Sheeran, L., van Deursen, R., & Sparkes, V. (2018). Non-specific chronic low back pain: differences in spinal kinematics in subgroups during functional tasks. *European Spine Journal, 27*(1), 163–170. <https://doi.org/10.1007/s00586-017-5217-1>

- Hodges, P. W., & Tucker, K. (2011). Moving differently in pain: A new theory to explain the adaptation to pain. *Pain, 152*(SUPPL.3), S90–S98.  
<https://doi.org/10.1016/j.pain.2010.10.020>
- Hurley, D. A., Tully, M. A., Lonsdale, C., Boreham, C. A. G., van Mechelen, W., Daly, L., ... McDonough, S. M. (2015). Supervised walking in comparison with fitness training for chronic back pain in physiotherapy. *Pain, 156*(1), 131–147.  
<https://doi.org/10.1016/j.pain.00000000000000013>
- Hurley, D. A., Tully, M. A., Lonsdale, C., Boreham, C. A. G., Van Mechelen, W., Daly, L., ... McDonough, S. M. (2015). Supervised walking in comparison with fitness training for chronic back pain in physiotherapy: Results of the SWIFT single-blinded randomized controlled trial (ISRCTN17592092). *Pain, 156*(1), 131–147.  
<https://doi.org/10.1016/j.pain.00000000000000013>
- Janssens, L., Brumagne, S., McConnell, A. K., Hermans, G., Troosters, T., & Gayan-Ramirez, G. (2013). Greater diaphragm fatigability in individuals with recurrent low back pain. *Respiratory Physiology and Neurobiology, 188*(2), 119–123.  
<https://doi.org/10.1016/j.resp.2013.05.028>
- Kankaanpää, M., Taimela, S., Laaksonen, D., Hänninen, O., & Airaksinen, O. (1998). Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 79*(4), 412–417. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9552107>
- Knott, L. (2015). *What effects does a physiotherapy-led group intervention using Interactive Behavioural Modification Therapy (IBMT) have for people with chronic musculoskeletal pain?* Retrieved from <https://e-space.mmu.ac.uk/52/1/FINAL> Master copy of Thesis Word version 05102015.pdf
- Koch, C., & Hänsel, F. (2018). Chronic non-specific low back pain and motor control during gait. *Frontiers in Psychology, 9*(NOV), 1–8.  
<https://doi.org/10.3389/fpsyg.2018.02236>
- Krebs, D. E., McGibbon, C. A., & Goldvasser, D. (2001). Analysis of postural perturbation responses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 9*(1), 76–80. <https://doi.org/10.1109/7333.918279>
- L., V., K., P., M., P., & W., B. (2001). Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion. *Spine, 26*(17), 1910–1919. Retrieved from <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=emed5&NEWS=N&AN=2001320825>



- Lamoth, C. J. C., Daffertshofer, A., Meijer, O. G., & Beek, P. J. (2006). How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait and Posture*, *23*(2), 230–239. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.02.006>
- Lamoth, C. J. C., Meijer, O. G., Wuisman, P. I. J. M., van Dieën, J. H., Levin, M. F., & Beek, P. J. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine*, *27*(4), E92-9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11840116>
- Linton, S. J., & Shaw, W. S. (2011). Impact of Psychological Factors in the Experience of Pain. *Physical Therapy*, *91*(5), 700–711. <https://doi.org/10.2522/ptj.20100330>
- Mahallati, S., Rouhani, H., Preuss, R., Masani, K., & Popovic, M. R. (2016). Multisegment Kinematics of the Spinal Column: Soft Tissue Artifacts Assessment. *Journal of Biomechanical Engineering*, *138*(7), 071003. <https://doi.org/10.1115/1.4033545>
- Maher, C., Underwood, M., & Buchbinder, R. (2017, February 18). Non-specific low back pain. *The Lancet*, Vol. 389, pp. 736–747. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)30970-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)30970-9)
- Malatesta, D., Canepa, M., & Menendez Fernandez, A. (2017). The effect of treadmill and overground walking on preferred walking speed and gait kinematics in healthy, physically active older adults. *European Journal of Applied Physiology*, *117*(9), 1833–1843. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3672-3>
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, *29*(3), 360–369. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>
- McGorry, R. W., & Lin, J.-H. (2012). Flexion Relaxation and Its Relation to Pain and Function over the Duration of a Back Pain Episode. *PLoS ONE*, *7*(6), e39207. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0039207>
- Meijer, O. G., Beek, P. J., Lamoth, C. J. C., Wuisman, P. I. J. M., & Daffertshofer, A. (2005). Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *European Spine Journal*, *15*(1), 23–40. <https://doi.org/10.1007/s00586-004-0825-y>
- Moseley, G., & Hodges, P. W. (2005). *Are the Changes in Postural Control Associated With Low Back Pain Caused by Pain Interference?*

- Ng, L., Cañeiro, J. P., Campbell, A., Smith, A., Burnett, A., & O'Sullivan, P. (2015). Cognitive functional approach to manage low back pain in male adolescent rowers: A randomised controlled trial. *British Journal of Sports Medicine*, *49*(17), 1125–1131. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093984>
- Nigg, B. M., Fisher, V., & Ronsky, J. L. (1994). *Gait characteristics as a function of age and gender*.
- O'Connor, S. R., Tully, M. A., Ryan, B., Bleakley, C. M., Baxter, G. D., Bradley, J. M., & McDonough, S. M. (2015, April 1). Walking exercise for chronic musculoskeletal pain: Systematic review and meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 96, pp. 724-734.E3. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.12.003>
- O'Sullivan, P. (2005). Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: Maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Manual Therapy*, *10*(4), 242–255. <https://doi.org/10.1016/j.math.2005.07.001>
- Pakzad, M., Fung, J., & Preuss, R. (2016). Gait & Posture Pain catastrophizing and trunk muscle activation during walking in patients with chronic low back pain. *Gait & Posture*, *49*, 73–77. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.025>
- Phd, H., Whitehurst, G. T., Phd, L., Dunn, K. M., Dphil, F., Konstantinou, K., ... Hay, E. M. (2011). Articles Comparison of stratified primary care management for low back pain with current best practice (STarT Back): a randomised controlled trial. *The Lancet*, *378*, 1560–1571. <https://doi.org/10.1016/S0140>
- Reduction of Pain Catastrophizing Mediates the Outcome of Both Physical and Cognitive-Behavioral Treatment in Chronic Low Back Pain. *Journal of Pain*, *7*(4), 261–271. <https://doi.org/10.1016/j.jpain.2005.10.011>
- Romkes, J., & Bracht-Schweizer, K. (2017). The effects of walking speed on upper body kinematics during gait in healthy subjects. *Gait and Posture*, *54*, 304–310. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.025>
- Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N. (2018). O 086 - Relation between the flexion-relaxation phenomenon and back extensor endurance in non-specific chronic low back pain patients. *Gait and Posture*, *65*, 176–177. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.105>
- Rose-Dulcina, K., Vuillerme, N., Tabard-Fougère, A., Dayer, R., Dominguez, D. E., Armand, S., & Genevay, S. (2018). Identifying subgroups of patients with chronic nonspecific low back pain based on a multifactorial approach: Protocol for a

- prospective study. *Journal of Medical Internet Research*, 20(4).  
<https://doi.org/10.2196/resprot.9224>
- Schmid, S., Studer, D., Hasler, C. C., Romkes, J., Taylor, W. R., Brunner, R., & Lorenzetti, S. (2015). Using skin markers for spinal curvature quantification in main thoracic adolescent idiopathic scoliosis: An explorative radiographic study. *PLoS ONE*, 10(8).  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0135689>
- Seay, J. F., Van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2011). Influence of low back pain status on pelvis-trunk coordination during walking and running. *Spine*, 36(16).  
<https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182015f7c>
- Seay, J. F., Van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2011). Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clinical Biomechanics*, 26(6), 572–578. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.11.012>
- Seay, J. F., Van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2014). Trunk bend and twist coordination is affected by low back pain status during running. *European Journal of Sport Science*, 14(6), 563–568. <https://doi.org/10.1080/17461391.2013.866167>
- Selles, R. W., Wagenaar, R. C., Smit, T. H., & Wuisman, P. I. J. M. (2001). *Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: a dynamical systems approach*. Retrieved from [www.elsevier.com/locate/clinbiomech](http://www.elsevier.com/locate/clinbiomech)
- Slepian, P., Bernier, E., Scott, W., Niederstrasser, N. G., Wideman, T., & Sullivan, M. (2014). Changes in pain catastrophizing following physical therapy for musculoskeletal injury: The influence of depressive and post-traumatic stress symptoms. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 24(1), 22–31.  
<https://doi.org/10.1007/s10926-013-9432-2>
- Smeets, R. J. E. M., Vlaeyen, J. W. S., Kester, A. D. M., & Knottnerus, J. A. (2006).
- Sullivan, M. J. (1995). *The Pain Catastrophizing Scale User Manual*.
- Sullivan, M. J., Thorn, B., Haythornthwaite, J. A., Keefe, F., Martin, M., Bradley, L. A., & Lefebvre, J. C. (2001). *Theoretical Perspectives on the Relation Between Catastrophizing and Pain*.
- Sung, P. S., Lammers, A. R., & Danial, P. (2009). Different parts of erector spinae muscle fatigability in subjects with and without low back pain. *Spine Journal*, 9(2), 115–120.  
<https://doi.org/10.1016/j.spinee.2007.11.011>

- Teo, W., Newton, M. J., & McGuigan, M. R. (2011). Circadian rhythms in exercise performance: Implications for hormonal and muscular adaptation. *Journal of Sports Science and Medicine, 10*(4), 600–606.
- Van der Hulst, M., Vollenbroek-Hutten, M. M., Schreurs, K. M., Rietman, J. S., & Hermens, H. J. (2010). Relationships between coping strategies and lumbar muscle activity in subjects with chronic low back pain. *European Journal of Pain, 14*(6), 640–647. <https://doi.org/10.1016/j.ejpain.2009.10.011>
- Vogt, L., Pfeifer, K., Portscher, M., & Banzer, W. (2001). Influences of Nonspecific Low Back Pain on Three-Dimensional Lumbar Spine Kinematics in Locomotion. In *SPINE* (Vol. 26).
- Walsh, D., Jane Kelly, S., Sebastian Johnson, P., Rajkumar, S., & Bennetts, K. (2004). Performance Problems of Patients With Chronic Low-Back Pain and the Measurement of Patient-Centered Outcome. In *SPINE* (Vol. 29).
- Wertli, M. M., Burgstaller, J. M., Weiser, S., Steurer, J., Kofmehl, R., & Held, U. (2014). Influence of catastrophizing on treatment outcome in patients with nonspecific low back Pain: A systematic review. *Spine, 39*, pp. 263–273. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000110>
- Whitehurst, D. G. T., Bryan, S., Lewis, M., Hay, E. M., Mullis, R., & Foster, N. E. (2015). Implementing Stratified Primary Care Management for Low Back Pain. *Spine, 40*(6), 405–414. <https://doi.org/10.1097/brs.0000000000000770>
- Wieser, S., Horisberger, B., Schmidhauser, S., Eisenring, C., Brügger, U., Ruckstuhl, A., ... Müller, U. (2011). Cost of low back pain in Switzerland in 2005. *European Journal of Health Economics, 12*(5), 455–467. <https://doi.org/10.1007/s10198-010-0258-y>
- Woby, S. R., Roach, N. K., Urmston, M., & Watson, P. J. (2008). Outcome following a physiotherapist-led intervention for chronic low back pain: the important role of cognitive processes. *Physiotherapy, 94*(2), 115–124. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2007.08.008>

## LISTE DES FIGURES

<b>Figure 1.</b> Représentation visuelle des relations en anti-phase et en-phase de la stratégie de mouvement tronc-pelvis dans les trois plans anatomiques. $\theta$ , déplacement angulaire; $\omega$ , vitesse angulaire (Tirée de Seay, Van Emmerik, & Hamill, 2011b).	5
<b>Figure 2.</b> Modèle de l'évitement de la douleur (tirée de Vlaeyen, Linton, 2000)	6
<b>Figure 3.</b> Courbes de mouvement dans le plan transverse du thorax par rapport au pelvis chez des participants sains (tirée de Romkes et Bracht-Schweizer, 2017)	13
<b>Figure 4.</b> Evolution de la dissociation de ceinture en fonction de la vitesse de marche au sein de chaque groupe. #: comparaison vitesse intra-groupe	19
<b>Figure 5.</b> Evolution de la dissociation de ceinture pour chaque individu. Abscisse: vitesse (m/s), Ordonnée: valeur dissociation de ceinture.	20
<b>Figure 6.</b> Corrélation entre le PCS et la dissociation des ceintures chez le groupe LCNS à vitesse lente	21
<b>Figure 7.</b> Corrélation entre le PCS et la dissociation des ceintures chez le groupe LCNS à vitesse confortable / spontanée	22
<b>Figure 8.</b> Corrélation entre le PCS et la dissociation des ceintures chez le groupe LCNS à vitesse rapide.	22
<b>Figure 9.</b> Plug-in-gait model, tiré de Davis et al., 1991	x

## LISTE DES TABLEAUX

<b>Tableau 1.</b> Critères d'inclusion	9
<b>Tableau 2.</b> Critères d'exclusion	9
<b>Tableau 3.</b> Questionnaires et validité	10
<b>Tableau 4.</b> Marqueurs utilisés pour cette étude	11
<b>Tableau 5.</b> Caractéristiques générales des participants	16
<b>Tableau 6.</b> Comparaison de la cinématique entre les groupes aux différentes conditions de marche.	17
<b>Tableau 7.</b> Comparaison de la dissociation des ceintures entre les groupes aux différentes vitesses de marche. Test de Mann-Whitney.	19

# ANNEXE 1 : QUESTIONNAIRE PCS-CF, VERSION FRANÇAISE

## Questionnaire PCS

(Sullivan, MJL, Bishop, SR, Pivik, J. (1995) The pain catastrophizing scale: development and validation. Psychol. Assess. vol 7, 524-532)

Nom : \_\_\_\_\_ Date : \_\_\_\_\_

Chacun d'entre nous aura à subir des expériences douloureuses. Cela peut être la douleur associée aux maux de tête, à un mal de dent, ou encore la douleur musculaire ou aux articulations. Il nous arrive souvent d'avoir à subir des expériences douloureuses telles que la maladie, une blessure, un traitement dentaire ou une intervention chirurgicale.

Dans le présent questionnaire, nous vous demandons de décrire le genre de pensées et d'émotions que vous avez quand vous avez de la douleur. Vous trouverez ci-dessous treize énoncés décrivant différentes pensées et émotions qui peuvent être associées à la douleur. Veuillez indiquer à quel point vous avez ces pensées et émotions, selon l'échelle ci-dessous, quand vous avez de la douleur.

0 – pas du tout    1 – quelque peu    2 – de façon modère    3 – beaucoup    4 – tout le temps

### *Quand j'ai de la douleur ...*

- 1  J'ai peur qu'il n'y aura pas de fin à la douleur.
- 2  Je sens que je ne peux pas continuer.
- 3  C'est terrible et je pense que ça ne s'améliorera jamais.
- 4  C'est affreux et je sens que c'est plus fort que moi.
- 5  Je sens que je ne peux plus supporter la douleur.
- 6  J'ai peur que la douleur s'empire.
- 7  Je ne fais que penser à d'autres expériences douloureuses.
- 8  Avec inquiétude, je souhaite que la douleur disparaisse.
- 9  Je ne peux m'empêcher d'y penser.
- 10  Je ne fais que penser à quel point ça fait mal.
- 11  Je ne fais que penser à quel point je veux que la douleur disparaisse.
- 12  Il n'y a rien que je puisse faire pour réduire l'intensité de la douleur.
- 13  je me demande si quelque chose de grave va se produire.

**ANNEXE 2 : PLUG-IN-GAIT MODEL (TIRE DE DAVIS ET AL.,1991)**

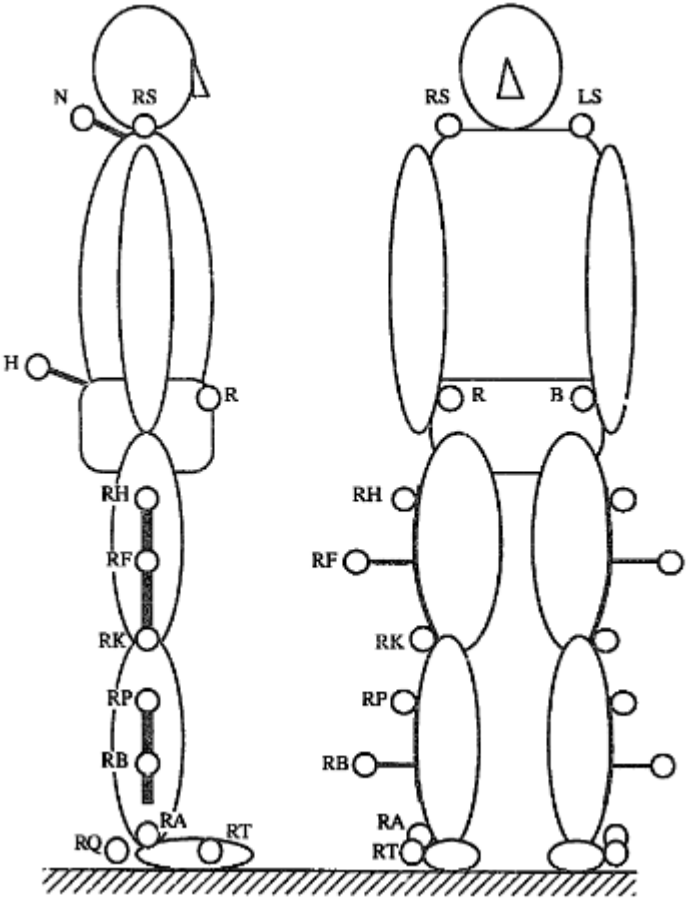


Figure 9. Plug-in-gait model, tiré de Davis et al., 1991

## ANNEXE 3 : TABLE D'INTERPRETATION DU COEFFICIENT DE PEARSON

Compare your obtained correlation coefficient against the critical values in the table, taking into account your degrees of freedom (d.f.= the number of pairs of scores, minus 2).

**Example:** suppose I had correlated the age and height of 30 people and obtained an  $r$  of .45. To see how likely an  $r$  of this size is to have occurred by chance, use the table. I have  $30-2 = 28$  d.f. My obtained  $r$  is larger than .306, .361 and .423, but NOT equal to or larger than .463. Therefore I conclude that an  $r$  as large as mine is likely to occur by chance with a  $p < .02$ .

<b>Critical values of Pearson's <math>r</math>:</b>				
<i>(For a two-tailed test:)</i>				
df:	0.1	0.05	0.02	0.01
1	.988	.997	.999	.9999
2	.9	.95	.98	.99
3	.805	.878	.934	.959
4	.729	.811	.882	.917
5	.669	.754	.833	.874
6	.622	.707	.789	.834
7	.582	.666	.75	.798
8	.549	.632	.716	.765
9	.521	.602	.685	.735
10	.497	.576	.658	.708
11	.476	.553	.634	.684
12	.458	.532	.612	.661
13	.441	.514	.592	.641
14	.426	.497	.574	.623
15	.412	.482	.558	.606
16	.4	.468	.542	.59
17	.389	.456	.528	.575
18	.378	.444	.516	.561

d.f.:	0.1	0.05	0.02	0.01
19	.369	.433	.503	.549
20	.36	.423	.492	.537
21	.352	.413	.482	.526
22	.344	.404	.472	.515
23	.337	.396	.462	.505
24	.33	.388	.453	.496
25	.323	.381	.445	.487
26	.317	.374	.437	.479
27	.311	.367	.43	.471
28	.306	.361	.423	.463
29	.301	.355	.416	.456
30	.296	.349	.409	.449
35	.275	.325	.381	.418
40	.257	.304	.358	.393
45	.243	.288	.338	.372
50	.231	.273	.322	.354
60	.211	.25	.295	.325
70	.195	.232	.274	.303
80	.183	.217	.256	.283
90	.173	.205	.242	.267
100	.164	.195	.23	.254



**ANNEXE 4 : TABLEAU DE COMPARAISON DES ARTICLES DE LA REVUE  
SYSTEMATIQUE DE KOCHER ET HÄNSEL 2018, QUI TROUVENT UNE DIFFERENCE DE  
DISSOCIATION DES CEINTURES ENTRE PA ET LCNS**

	<i>Age LBP/CTRL</i>	<i>Nbr de participants LBP/CTRL</i>	<i>BMI</i>	<i>Durée douleurs</i>	<i>EVA</i>	<i>ODI</i>	<i>MARQUEURS</i>	<i>PCS</i>	<i>Vitesse de marche</i>	<i>Type de sol</i>
Lamoth2006a	36/30 (12/12)	12/12	24/23	>3mois et ayant cherché aide médicale			Groupe de 3 marqueurs fixé sur une bande rigide et scotché à la peau au niveau de T3, L1 et sacrum		LCNS capables de marcher à plus de 6km/h	Tapis de marche
Lamoth2006b	38/31	19/14	25,5/22,5	1,2 ans (3mois- 3ans)	4,9 EVA	RDQ : 10→ niveau « Modéré » d'handicap Roland Disability Questionnaire	Groupe de 3 marqueurs fixé sur une bande rigide et scotché à la peau au niveau de T3, L1 et sacrum	TSK : 11 participants > 37	LCNS capables de marcher entre 3,8 à 7km/h selon les LCNS	Tapis de marche
Lamoth 2002	38/41	27/19		>3mois et ayant cherché aide médicale	2,6 EVA (0-8)		4 marqueurs sur un harnais, 1 harnais pour thorax (sternum)et l'autre pour pelvis(EIAS)		LCNS capables de marcher entre 2.2 à 5.4km/h selon les LCNS	Tapis de marche

	<i>Age LBP/CTRL</i>	<i>Nbr de participants LBP/CTRL</i>	<i>IMC</i>	<i>Durée douleurs</i>	<i>EVA</i>	<i>ODI</i>	<i>MARQUEURS</i>	<i>PCS</i>	<i>Vitesse de marche</i>	<i>Type de sol</i>
Selles 2001	30/31	6/6		1 année de LBP	Incapable de travailler à plein temps à cause LBP		2 harnais avec un T sur lequel 2 marqueurs sont fixés. 1 harnais sur le thorax et un sur le pelvis		Conf : 0,80/1,1 rapide : 1,2/1,5	Tapis de marche
Crosbie 2013	34/28	19/19	24,5/23	2 rechute	2,8		Processus épineux de T6, L1 et sacrum thorax = T6-L1 et lombaire = L1-sacrum		Conf : 1,18/1,22 rapide : 1,69/1,87	sol naturel
Seay2011a	35/32	14/14 coureur 20km/sem		LBP pdt 6 semaines	Pas de douleurs depuis 6 mois au moment de l'étude		Pelvis = EIAS ddc + articulation L5-S1  Thorax= sur cage thoracique en bilatéral au niveau articulation T12-L1 + AC joint + un harnais rigide sur le thorax			
Nous 2019	43/33	25/16	23/22	8.4 ans	2.5		Davis et al. 1991, Gutierrez	16	Conf : 1.16/1.20 rapide : 1.67/1.82	Sol naturel

## **ANNEXE 5 : PROGRAMME IBMT D'APRES KNOTT, 2015**

### **Exercise component for study intervention**

#### **1. Stretching programme for week 1 - 5**

##### Week 1

The group works through the stretches together as a group with the physiotherapist demonstrating each stretch.

Patients are asked to try all the stretches and to use these instructions as a guide; Do each stretch slowly, sustain each stretch for 5 seconds, then slowly release the stretch and repeat each stretch twice.

Patients are asked to complete the exercises on a daily basis at home and provided with an illustrated guide.

##### Weeks 2 - 5

Patients are encouraged to do the stretches individually or as a group without the physiotherapist leading.

#### **2. Exercise circuit for weeks 2 - 5**

The circuit has 12 stations that include strengthening, balance and cardiovascular exercises. The exercises are either functional, address positions that patients may be avoiding or have components that patients have identified as a problem area i.e. balance, coordination.

##### Week 2

Patients are asked to complete ½ circuit (6 exercises) following the stretches.

##### Week 3 - 5

Patients complete stretching programme and full circuit (12 exercises)

Patients are asked to record the number of repetitions they complete (where applicable) on their exercise sheet. In addition to their stretching programme patients are asked to complete the circuit exercises at home that do not require specialist equipment i.e. bike, cross trainer etc. They are provided with a home sheet to record this on.

Circuit exercises (H denotes exercises for home)

1. Wobble board
2. Trampet
3. Bouncing gym ball along the floor and turning around

4. Bridging (H) passing small ball underneath hips
5. 4 point kneeling superman (H)
6. Step ups (H)
7. Sit stand from a chair (H)
8. Bike
9. Cross trainer
10. Press ups against wall (H)
11. Lateral raises (H)
12. Passing small ball behind back then behind head (H)

**Programme timetable**

	Session 1	Session 2	Session 3	Session 4	Session 5
9.30-10.30	Icebreaker – concerns and expectations about the group. Completion of outcome measures and physical test	Pacing and value based activity theory and discussion	Explain pain (2)	How to manage a flare up of pain	Setback planning/ long term maintenance – change cycle
10.30-10.40	Comfort break	Comfort break	Comfort break	Comfort break	Break
10.40-11.10	Interactive discussion – What effect has chronic pain had on your life? – Chronic pain cycle	Group work – pacing activity	Exercise individual stretching and full circuit	Exercise stretching and full circuit	Health trainer and expert patient tutor session
11.10-11.30	Break	Exercise – individual stretching and ½ exercise circuit	Break	Break	Completion of outcome measures and physical tests
11.30-11.50	Why is exercise useful - theory	Break	Stress its effects and	Sleep management	Local exercise

			practical strategies to help manage.		on referral scheme (BEATS) talk and discussion
11.50-12.20	Practical exercise – stretching group	Explain pain (1)	Practical – abdominal breathing	Comfort break	Individual reviews and 3 month goal setting
12.20-12.30	Close and questions	Close and questions	Goal setting	Relaxation	Close and questions