

Université de Montréal

Validité de construit d'un test d'évaluation de la stabilité lombo-pelvienne,
le soulèvement actif de la jambe tendue (SAJT) version objective

par
Guillaume Gingras

Département de kinésiologie, Université de Montréal

Mémoire présenté au Département de kinésiologie
En vue de l'obtention du grade de maître
en sciences de l'activité physique

juin, 2009

©, Guillaume Gingras, 2009

Université de Montréal
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Ce mémoire intitulé :
Validité de construit d'un test d'évaluation de la stabilité lombo-pelvienne, le
soulèvement actif de la jambe tendue (SAJT) version objective

Pérenté par :
Guillaume Gingras

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Daniel Curnier
Président-rapporteur

Laurent Bosquet
Directeur de recherche

Yan Burelle
Membre du jury

LE RÉSUMÉ EN FRANÇAIS :

Introduction : L'évaluation clinique du contrôle neuromusculaire des muscles du tronc est cruciale en réhabilitation et en entraînement. L'objectif principal de cette étude a été d'évaluer la reproductibilité intra et inter-évaluateur d'un test clinique le soulèvement actif de la jambe tendue (SAJT) chez une population active et saine. **Méthode :** Chaque sujet (18 joueurs de tennis) a été testé à deux reprises par 2 physiothérapeutes avec le SAJT. **Résultats :** La reproductibilité intra-évaluateur s'est avérée élevée à très élevée (ICC = 0.81 à 0.93) tandis la reproductibilité inter-évaluateur s'est avérée cliniquement non viable. **Conclusion :** À notre connaissance, le SAJT est le premier test clinique reproductible évaluant le contrôle neuromusculaire du tronc avec des compensations musculaires et cinétiques chez des sujets actifs et sains. Une formation plus importante des évaluateurs aurait certainement amélioré la reproductibilité inter-évaluateur.

MOTS CLÉS FRANÇAIS :

1. Stabilité lombo-pelvienne
2. Colonne vertébrale
3. Douleur au dos
4. Contrôle neuromusculaire
5. Transversus abdominis
6. Multifidus,
7. Soulèvement actif de la jambe tendue
8. Reproductibilité
9. Athlète
10. Prévention de blessure

LE RÉSUMÉ EN ANGLAIS :

Introduction: The clinical assessment of the trunk muscles neuromuscular control is lacking in rehabilitation and in conditioning. The main goal of this study was to assess the intra and inter-rater reliability of a clinical test, the active straight leg raise (ASLR), on an active and healthy population. **Method:** Each subject (18 tennis players) was tested twice by 2 physiotherapists with the ASLR. **Results:** The intra-rater reliability turned out to be high to very high (ICC = 0.81 à 0.93) while the inter-rater reliability came out clinically unsustainable. **Conclusion:** To our knowledge, the ASLR is the first reliable clinical test to assess the core neuromuscular control based on muscular and kinetic compensation observations with active and healthy subjects. A more exhaustive training of the assessors would definitely improve the inter-rater reliability.

MOTS CLÉS EN ANGLAIS:

1. Core stability
2. Spine
3. Low back pain
4. Neuromuscular control
5. Transversus abdominis
6. Multifidus
7. Active straight leg raise
8. Reliability
9. Athlete
10. Injury prevention

TABLE DES MATIÈRES

1. INTRODUCTION :	1
2. RECENSEMENT DES ÉCRITS :	1
1. INTRODUCTION	1
2. CORE STABILITY	2
2.1. <i>The dynamic stability concept</i>	2
2.2. <i>The spine robustness</i>	4
3. TRUNK MUSCLES AND CORE STABILITY	5
3.1. <i>The local and global trunk muscles</i>	5
3.2. <i>The abdominal canister muscles</i>	6
3.2.1. The transversus abdominis muscle	7
3.2.2. The multifidus muscle	7
3.2.3. The diaphragm muscle	8
3.2.4. The pelvic floor muscles	8
4. PAIN AND CORE STABILITY	9
4.1. <i>Altered postural strategy with pain</i>	9
4.2. <i>The global muscles altered activity with pain</i>	10
4.3. <i>The local muscles altered activity with pain</i>	11
5. REHABILITATION AND CORE STABILITY	12
5.1. <i>Altered core control when pain subsides</i>	12
5.2. <i>Core stability training methods</i>	12
5.3. <i>Motor control stability exercises</i>	13
5.4. <i>Progression of core stability exercises</i>	15
6. INJURY PREVENTION AND CORE STABILITY	16
6.1. <i>Altered core control without pain</i>	16
6.2. <i>Altered core control and lower-extremity</i>	17
6.3. <i>Core control prevention interventions</i>	17
7. CONCLUSION	18
3. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE :	19
4. REPRODUCTIBILITÉ INTRA ET INTER-ÉVALUATEUR DU SAJT :	19
4.1. MATÉRIEL ET MÉTHODES :	21
4.1.1. <i>Sujets</i> :	21
4.1.2. <i>Le protocole ou « design » expérimental</i> :	21
4.1.3. <i>Déroulement des tests</i> :	22
4.1.3.1. Le soulèvement actif de la jambe tendue ou « active straight leg raise »	22
4.1.3.2. Le soulèvement actif de la jambe tendue avec compression antérieure de la ceinture pelvienne	24
4.1.3.3. Le soulèvement actif de la jambe tendue avec compression postérieure de la ceinture pelvienne	24
4.2. ANALYSE STATISTIQUE :	25
4.3. RÉSULTATS :	25
5. VALIDITÉ DU SAJT :	27
5.1. MATÉRIEL ET MÉTHODE :	28
5.1.1 <i>Sujets</i> :	28
5.1.2. <i>Le protocole ou « design » expérimental</i> :	28
5.1.3. <i>Intervention</i> :	29
5.1.4. <i>Déroulement des tests</i> :	30
5.2. ANALYSE STATISTIQUE :	31
5.3. RÉSULTATS :	31
6. DISCUSSION GÉNÉRALE :	33
6.1. RAPPEL DES OBJECTIFS :	33
6.2. ANALYSE DES RÉSULTATS DE L'ÉTUDE SUR LA REPRODUCTIBILITÉ INTER ET INTRA-ÉVALUATEUR :	33
6.3. ANALYSE DES RÉSULTATS DE L'ÉTUDE SUR LA VALIDITÉ DU SAJT :	39
7. APPLICATION PRATIQUE :	41
8. PERSPECTIVES :	42
9. LES SOURCES DOCUMENTAIRES (BIBLIOGRAPHIE) :	42

LISTE DES TABLEAUX :

Tableau I Caractéristiques des sujets 1ère étude	21
Tableau II Reproductibilité intra-évaluateur.....	25
Tableau III Reproductibilité inter-évaluateurs.....	26
Tableau IV Caractéristique des sujets 2e étude.....	28
Tableau V Volume d'entraînement par semaine.....	30
Tableau VI Effet de l'entraînement (Sans compression).....	31
Tableau VII Effet de l'entraînement (Compression antérieure).....	32
Tableau VIII Effet de l'entraînement (Compression postérieure).....	32

LISTE DES FIGURES

Figure 1 Global muscles (A), local muscles (B).....	5
Figure 2 The abdominal canister.....	6
Figure 3 Example of a segmental stabilization exercise progression.....	14
Figure 4 Le SAJT.....	24
Figure 5 La ceinture lombo-pelvienne.....	25

LISTE DES ABRÉVIATIONS:

- ACL: anterior cruciate ligament
- ASLR: active straight leg raise
- cm: centimètre
- CNS: central nervous system
- Cont.: groupe contrôle
- CSA: cross-sectional area
- CVM: contraction volontaire maximale
- D: droite
- dMF: deep fibers of multifidus
- ÉIAS: épines iliaques antéro-supérieures
- ÉIPS: épines iliaques postéro-supérieures
- EMG: électromyogramme
- ES: effect size
- Exp.: groupe expérimental
- G: gauche
- h: heure
- H/S: hamstrings
- IAP: intra-abdominal pressure
- ICC: coefficient de corrélation intraclasse
- kg: kilogramme
- LBP: low back pain
- Lbs: livres
- M: moyenne
- MD: différence minimale
- ms⁻¹: mètre/seconde
- MT: multifidus
- N: Newtons
- NWB: non-weight bearing
- PBU: pressure biofeedback unit
- PFM: pelvic floor muscles
- PIA : pression intra-abdominale
- PT : physiotherapist ou physiothérapeute
- Reps.: répétitions
- RUSI: rehabilitative ultrasound imaging
- sec: seconde
- SAJT: soulèvement de la jambe tendue
- SCS: strength and conditioning specialist
- SD: écart type
- SEM: erreur type de la mesure
- SNC: système nerveux central
- TA: transversus abdominis
- TLF: thoraco-lumbar fascia

1. Introduction :

Le mémoire qui suit discute d'un sujet populaire en entraînement et en réhabilitation, l'entraînement et l'évaluation des muscles de la région lombo-pelvienne ou les muscles du « core ». La première partie du document est une recension des écrits qui a comme objectif d'établir un concept commun sur la stabilité du « core » pour les spécialistes en conditionnement physique et les physiothérapeutes. Cette revue de la littérature est présentée en anglais et sous forme d'article puisqu'elle sera soumise sous peu au journal scientifique Sports Medicine. La deuxième partie du texte présente l'étude qui a été faite pour évaluer la validité de construit d'un test clinique d'évaluation des muscles du « core » nommé : le soulèvement actif de la jambe tendue ou le « active straight leg raise ».

2. Recensement des écrits :

Core stability from rehabilitation to injury prevention: A literature review

1. Introduction

Core stability training has been used in conditioning and rehabilitation fields for many years. Core stability exercises are prescribed to decrease lumbo-pelvic pain, to prevent injury to the lower back and lower extremity and to enhance performance. However, the rationale behind the implementation of a core stability program seems to differ between professions. This could be explained by the fact that health professionals deal with different populations. Their clients are usually having distinctive problems and goals, leading to different interventions. Physiotherapists (PT) mostly deal with an injured population while strength and conditioning specialists (SCS) deal more with a healthy

athletic population. In situations involving the collaboration of both PT and SCS (e.g. athlete with low back pain, or injury prevention programs) on which core stability concept should they base their intervention? It is important that both professions bring their knowledge together and talk the same language to give the best treatment to their patients or clients especially if they are working with a common athlete. Therefore, the goal of this article is to establish a core stability concept that fits both rehabilitation and strength and conditioning reality based on a review of the most recent research data. The article will inform the reader on the dynamic stability of the spine, on the core muscle functions, on the impact of pain on core stability and on the type of core stability exercises that should be prescribed with injured and healthy athlete.

2. Core stability

2.1. The dynamic stability concept

Authors coming from different backgrounds (e.g. strength and conditioning, rehabilitation, biomechanical engineering) have tried to define the concept of core stability, which explain the great number of definitions available in the literature[1]. It could be interesting to establish a common concept including the findings from these different fields, to create a common ground of understanding between the rehabilitation sector and the strength and conditioning sector. Previous model of stability were considering the spine as being static. Stability was defined as the ability of the spine to regain its equilibrium after a perturbation.[1, 2]. Following that concept, stability and balance would be obtained by increasing the spine stiffness [1, 3]. Co-contraction or bracing of the core muscles would be the way to increase that stability[3-5]. But what if a certain task needs the spine to move? For example, a tennis player needs spinal rotation to generate pace when he hits a forehand shot. Obviously that player wants his spine to be stable throughout the motion. According to the original model of spine

stability it would be achieved through co-activation of agonist and antagonist trunk muscles. We can imagine that these muscles activities would limit or stop the trunk rotation needed to hit the shot. Moreover, recent data showed that stiffening of the spine alters negatively the stability and body equilibrium[6]. Indeed, if a person sits on an uneven surface and actively stiffens his spine, this person will have more difficulty to stay in equilibrium. In opposition, if the person uses movement of the spine, his balance will be recovered quickly.[6]. Then we should stop thinking about a static model and see the spine stability as being dynamic[1, 2]. The dynamic spine stability can be defined as the ability of the spine to maintain or quickly get back to the intended path of motion[1, 2]. The spine can move to anticipate the movement (inertia)[7, 8] or to recover from a perturbation (damping) using the core muscles with different timing and different degree of force recruitment to optimize the desired movement and minimize the energy cost[1, 2]. Even in quiet standing the spine is moving to preserve the body equilibrium disturbed by breathing[9]. Panjabi mentioned the importance of passive, active and neural subsystem to stabilize the spine[10]. With the static model, emphasis has been put on the active system which stiffen the spine since the passive system can only prevent buckling of the spine with load under 90 N (20 lbs)[11]. With that model, the neural system has less to do since when the stability is challenged bracing will always be chosen. In contrary, within a dynamic model of spine stability the central nervous system (CNS) is the most important component. It should be able to assess the external and internal perturbation and select the appropriate motor or neuromuscular strategy to keep intersegmental control and perform the intended motion with a stable spine[2]. According to Hodges and Cholewicki, the CNS will control dynamically the spine by choosing strategies varying between the two ends of the spectrum: static (stiff) or dynamic (supple) spine[2]. These strategies will be selected according to multiple factors. High load imposed on the spine, small movement of the spine needed, low

predictability of movement, low error tolerance and poor proprioception are all factors that will favor a stiffening strategy of the spine. Low load imposed on the spine, large movement of the spine, high predictability of movement, high error tolerance and ideal proprioception will lead to a dynamic spine strategy[2]. For example a football player who is about to receive a tackle will brace the spine since the neural system is assessing that a high load will be imposed on the spine[1]. In addition, the motion of the spine cannot be predicted, the task needs the spine to move minimally and the spinal structures have to be protected. On the other end, some situations, like walking, are more predictable and they apply minimal load on the spine. In these situations, the CNS uses a supple spine strategy with anticipatory activity of certain muscles and phasic activity of others but no bracing[2, 12, 13]. We can imagine that there are infinite possible situations to which the CNS will respond by finding the optimal strategy available. We need to understand that the principle of dynamic stability should be applied to all human being, from the sedentary person to the elite athlete, from the toddler to the elderly, no matter their sex.

2.2. The spine robustness

Moreover, Reeves brought forward that, from a biomechanical point of view, there is no level of stability[1]. For example, the spine cannot be more stable because of a certain exercise regimen. The spine is stable or not. Then, core stability exercises should be done to improve the robustness of the spine not the stability itself [1]. Robustness is defined as the ability of the spine to stay stable using different strategies according to the demand imposed[1]. Physiotherapists or strength and conditioning specialists should train the core muscles with different exercises exposing the CNS to different situations to improve the spine robustness. Now, since core stability has been defined let us identify, classify and define the functions of the core muscles.

3. Trunk muscles and core stability

3.1. The local and global trunk muscles

“Core muscles” in this article is synonym of “trunk muscles”; the hip musculature is excluded. Bergmark proposed a useful model of classification, which identified two categories of core muscles, the local system and the global system[4]. The local muscles also called local system, inner unit, deep core muscles or segmental muscles have direct attachment on the spine. They control the intervertebral movement (spine curvature) and provide a sagittal and lateral stiffness of the lumbar spine[4]. The global muscles also called global system, outer unit, superficial core muscles or the multi-segmental muscles attach on the rib cage and pelvis; they influence the general spine orientation and react to the external load[4].

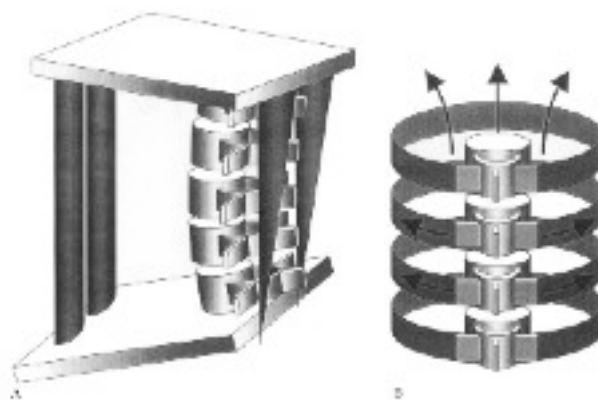


Figure 1 Global muscles (A), local muscles (B).

One new important characteristic that can be added to the model of Bergmark is the timing of recruitment that varies between the deep and superficial muscles[14]. Indeed, in situation where the CNS can predict the task certain deep muscles are activated in an anticipatory fashion and independently of the direction of the perturbation while superficial muscles are turned on in reaction to a perturbation from a certain direction[15-17]. Muscles that correspond to the local system definition are: the multifidus (MT), the transverse abdominis (TA), the pelvic floor muscles (PFM), the diaphragm, the intertransverse, the interspinal, the medial fibers of psoas and quadratus

lumborum, the posterior fibers of the internal oblique and the lumbar parts of longissimus and iliocostalis[18-20]. Muscles that correspond to the global system definition are: the rectus abdominis, the external oblique, the anterior fibers of internal oblique, the thoracic parts of longissimus and iliocostalis, the lateral fibers of quadratus lumborum and psoas[18-20]. We should understand that stability is maintained by the coordination of deep and superficial core muscles[20]. If the local system muscles do not participate properly the stability will be affected[2]. In addition to have responsibilities in lumbo-pelvic stability some local muscles have been identified to share breathing and continence function[2, 21].

3.2. The abdominal canister muscles

These muscles form the abdominal canister. The TA and the deep fibers of the multifidus (DMF) are the anterior and posterior wall respectively, while the diaphragm is the roof and the PFM are the floor of the canister[21] (fig.2). A closer look on these muscles will underline their importance.

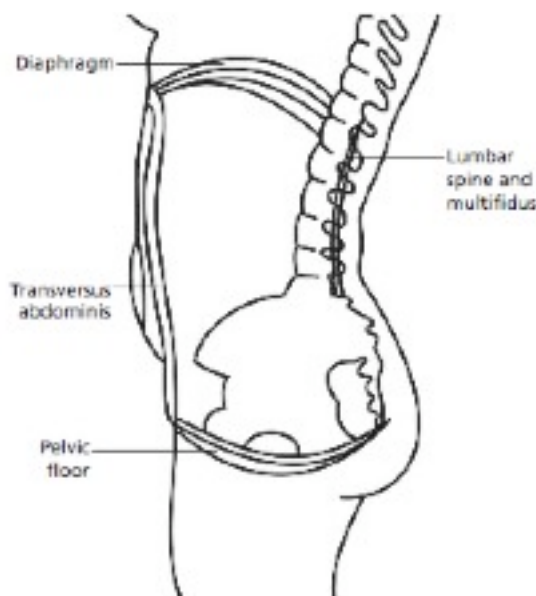


Figure 2 The abdominal canister.

3.2.1. The transversus abdominis muscle

Transversus abdominis is the deepest layer of the abdominal muscles, it forms a corset that wraps around the abdomen and attaches on the middle and posterior layers of the thoraco-lumbar fascia (TLF)[22, 23]. TA participates in lumbo-pelvic stability mainly by tensioning the TLF which modulates the intra-abdominal pressure (IAP) that in turns stiffens the spine[22, 24, 25]. TA as been also recognized to effectively stabilize the sacroiliac joint(SIJ) and the pubis symphysis[26-28]. This muscle can improve segmental stiffness with minimal compressive load and secondary to its anatomy can minimally affect the mobility of the spine [22]. TA is involved in trunk axial rotation which is an aspect of stability[29]. It has been recognized to fire or increase its thickness bilaterally[30] in anticipation to any upper and lower limb movements (feed-forward activation), independently of the direction, when vertical loads are applied to the spine[15, 16, 31]. TA is activated the same way with expected trunk loading[32]. During walking and running at speeds less than 3ms^{-1} TA is the only trunk muscle to be turned on at any time throughout the cycle[13]. TA participates in breathing during the expiratory phase[33, 34]. It participates to continence as a synergist to the PFM[35-37]. An important feature of TA is that it can achieve multiple tasks at the same time[38]. It can contract tonically to participate in spine stability while contracting phasically to participate to breathing[13, 29]. This is possible since different anatomic regions of the TA muscle have different functions[39-42].

3.2.2. The multifidus muscle

Deep fibers of multifidus originate from a lumbar spinous process and cross two spinal levels to insert on the lamina and zygapophyseal joint of the caudal vertebra or dorsal sacrum[43]. MT is responsible for 2/3 of the segmental stiffness at L4-5 segment as well as being important controller of the lumbar lordosis[19, 44, 45]. Indirectly multifidus is participating to spine stability through the “hydraulic amplifier mechanism”. The muscle

during its contraction pushes on the TLF and increases the IAP[19]. It also nutates the sacrum helping the stability of the SI joint[46]. MT is also an important contributor to sense the position of the spine (proprioception)[47]. The dMF are activated before superficial fibers when an external load is predicted[48] and like TA, it is also activated in an anticipatory manner independently of the arm movement direction[17]. The dMF possibly co-contract with TA during functions[19, 43]. From these results, dMF is better suited than superficial fibers to control lumbar and pelvis segmental stability by inducing compressive forces with a minimal load [17].

3.2.3. The diaphragm muscle

The diaphragm is the main inspiratory muscle but is also important for spinal stability[49]. The diaphragm is inserted on the L2-L3 vertebrae through its crural fibers. This has a direct impact on upper lumbar stability[24, 50]. The diaphragm modifies the overall lumbo-pelvic stiffness by acting on IAP[24, 25]. Moreover, like TA and dMF, the diaphragm contracts prior to the onset of the arm movement[49] as well as being tonically active with upper extremity motions[33, 51] and during walking[2]. Like TA, the diaphragm activity is managing breathing and postural task concomitantly[51]. Besides, diaphragm will favor its respiratory functions over posture control if respiratory demand is increased[52].

3.2.4. The pelvic floor muscles

Pelvic floor muscles are important to support abdominal and pelvic content. They are also vital contributor to continence since they participate to urinary and anal closure[53]. They are also important for the lumbo-pelvic stability. They stabilize the SIJ by compressing the iliac bones together and counter-nutate the sacrum[54, 55]. PFM are also contributing indirectly to the spine stability through IAP variations and possibly by tensioning the TLF[53]. As the TA, dMF and the diaphragm PFM are active before any

voluntary arm movement[53]. New data suggest that an anticipatory activity of PFM also occurs before a leg motion [56]. PFM like TA and diaphragm manage many tasks at the same time and they are also implicated in breathing[53]. Indeed PFM are active during the expiratory phase with TA[53].

In summary, the muscles of the abdominal cavity are involved in breathing and continence tasks as well as being important stabilizers of the lumbo-pelvic region[2, 53]. These abdominal canister muscles have the ability to stiffen the lumbo-pelvic back directly and indirectly (through IAP) by placing minimal compressive load on the spine without reducing its mobility[2]. They have the best ability to control the intersegmental motion. Thus, when the spinal column is moved by the global muscles the local system can preserve the quality of motion between each vertebra[2]. Furthermore, the deep segmental muscles are recruited in anticipation to a planned movement of the extremities and are tonically active in many postural tasks[2]. Additionally, in submaximal tasks, TA contracts without the participation of global muscles[57]. However with unexpected situations the deep core muscles are less utilized and are acting like superficial ones[57, 58]. By taking into consideration all this information, it is possible to incorporate the local and global muscle concept into the dynamic spine stability model. Generally, when the CNS needs a movable spine the local system is favored while a greater participation of the superficial muscle is seen when the spine has to be stiffen[2]. Having defined the core musculature, it will be interesting to see what is happening to the core stability when pain is present.

4. Pain and core stability

4.1. Altered postural strategy with pain

Pain has a profound effect on the core stability of the lumbo-pelvic region. Pain reduces the robustness or the posturomotor variability or the dynamic activity of the spine [59-

65]. Indeed, the CNS loses his capacity to select different neuromuscular strategies to meet optimally the activity or the task demand[59, 66, 67]. With pain the brain selects a stiffening strategy [60, 66-68] even in low load activities[69-73]. This rigid postural strategy is taken possibly to protect the spine[2, 63, 67, 68, 74] and is also caused by altered proprioception[59, 64, 75-78]. If the sensory inputs are altered, the motor response will not be optimal[64, 77, 79, 80] then, a simpler and safer strategy is chosen[2]. Fear of pain will trigger a guarding strategy as well[2, 81, 82]. New exciting data are showing that a reorganization of the motor cortex is associated with altered postural control with LBP patients[83]. On the long term, bracing can be detrimental since it puts excessive compression on spine structures[63, 67, 68, 82] and can be responsible for the chronicity of the condition[84]. With the presence of pain, the natural behavior of the core muscles is altered[66, 85]. In general, we can observe a hyperactivation of the superficial muscles and a hypoactivation of the deep ones[14, 77, 84-87].

4.2. The global muscles altered activity with pain

This increased tone of the superficial muscles allows the brain to stiffen the spine [63, 66-68, 74, 84, 88, 89]. It seems that the firing pattern of these multisegmental muscles is changed too. In response to an unpredictable balance challenge LBP subjects' global muscles are turned on and turned off later compared to their control[75, 76]. These reflex delays produce more strain and stress on the spinal tissues and can possibly account to the worsening of the condition[90]. With a predictable task, LBP patients are turning on earlier[91] and are turning off later their trunk muscles exposing the spine to greater load for a longer period of time compared to their control[92].

4.3. The local muscles altered activity with pain

The local muscles recruitment pattern is also altered. With pain, TA and MT are losing their anticipatory activation and act as global muscles[2, 93-95]. Also, people with LBP have reduced TA tonic activity[96] and thickness [97-100] . In addition spinal pain subjects have an altered capacity to recruit TA leading to a poor ability to reduce the cross sectional area of the trunk[89, 101, 102]. Moreover, delayed onset of TA is associated to a reorganization of the motor cortex with recurrent LBP patients[83]. The cortical representation of TA is bigger and located in a more posterior/lateral position compared to healthy subjects[83]. MT muscle with LBP person is atrophied, reduced in thickness[97] and is more difficult to activate at the spinal level of the lesion [88, 103-106]. In addition to the MT, psoas is also atrophied[107]. Lumbo-pelvic pain patients have delayed activation of the MT, internal oblique and gluteus maximus muscles on the side of the supporting leg during a standing hip flexion task[46]. With an active straight leg raise maneuver (ASLR) women with lumbopelvic pain have altered activity of TA, internal oblique, diaphragm and PFM[72, 100, 108]. This diminished use of the deep muscle causes a lack of segmental control[77, 85] and can lead to spine buckling and impaired load transfer through the pelvis which can trigger pain even in submaximal tasks[72, 109]. The overall non-optimal motor control affects spine stability but also alters body equilibrium and breathing mechanics[2, 21, 110]. In people with lumbosacral pain balance ability is decreased and is translated by larger displacement of spine in attempt to recover a steady state [60, 64, 75]. This impaired trunk postural control is caused by the co-contraction strategy witch limits the spine dynamic capacities to anticipate or dissipate force to recover equilibrium[59, 64, 111] Decreased movements of the rib cage caused by overactivation of the superficial muscles,(i.e.chest gripping)[21, 110], and diaphragm splinting [72, 87, 110] alter respiration mechanics[86,

87], which has important impact on physiological [21, 87, 112, 113] as well as psychological issues [112]. In brief, with pain, the CNS is losing its capacity to use spine strategies because of an altered neuromuscular control of the core muscles[67]. This lack of spine robustness affects the spine stability, the intersegmental control and the balance as well as being a factor for chronic pain and breathing problems. Knowing how the body reacts to pain, core stability rehabilitation program should be implemented to improve neuromuscular control or spine robustness[1, 60, 67].

5. Rehabilitation and core stability

5.1. Altered core control when pain subsides

Pain or fear of pain triggers an altered motor control of the trunk muscles. We could think that with pain resolution the trunk muscle behavior will return to normal, but this is not the case. Indeed an athlete or non-athlete who suffered from an episode of LBP does not recover either a normal core muscle behavior nor deep muscle normal size, even if pain has subsided[85, 114, 115]. This acquired non-optimal core compartment following a spine injury seems to be a cause of back episode recurrence [85] and reinforces the fact that an history of back pain is the single best predictor of future spinal injuries[116]. In addition, athletes having a history of LBP are 3 times more susceptible to suffer a future spinal incident[117]. All this information is stressing the importance of implementing core stability exercises to restore an optimal recruitment pattern of the spine muscles.

5.2. Core stability training methods

Two core stability methods have been stated regularly in the literature: the bracing (co-contraction) exercises and the motor control exercises (segmental stability exercises). The goal of bracing exercises is to increase the recruitment of superficial muscles by

locking the pelvis and the rib cage[118]. This type of training aims at protecting the spinal structure with exercise positions that stiffen the spine with the smallest possible load on it. Exercises are focusing on maintaining a neutral spine for the longest time possible[118]. However, knowing the healthy and pain related faulty motor patterns, bracing techniques seem counterproductive in the early stages of rehabilitation since the brain already reacts by increasing the stiffness of the trunk. Moreover, pelvic pain patients using rehabilitative superficial trunk exercises did not improve[119] and LBP patients who did a co-contraction training session did not reestablish the anticipatory activation of their deep segmental muscles[120, 121]. On the other end, motor control exercises seem to be more suited in early rehabilitation phase since the goal of these exercises is to reestablish the normal firing patterns and force magnitude of the deep and superficial muscles.

5.3. Motor control stability exercises

The motor learning approach is focusing on low-level co-recruitment of the abdominal canister local muscles (TA, MT, diaphragm and PFM). Emphasis is put on lateral costal breathing, neutral spine position and limiting the substitution of global muscles [18, 19, 122-126]. The exercises usually start with non-functional position (eg. Crook lying) to master the local muscle recruitment and endurance and global muscle downtraining[18, 19, 122-124]. When this task is mastered the program will progress towards daily living and sport specific functional positions with an active pre-activation of the local musculature[18, 19, 122, 123, 125](fig.3).

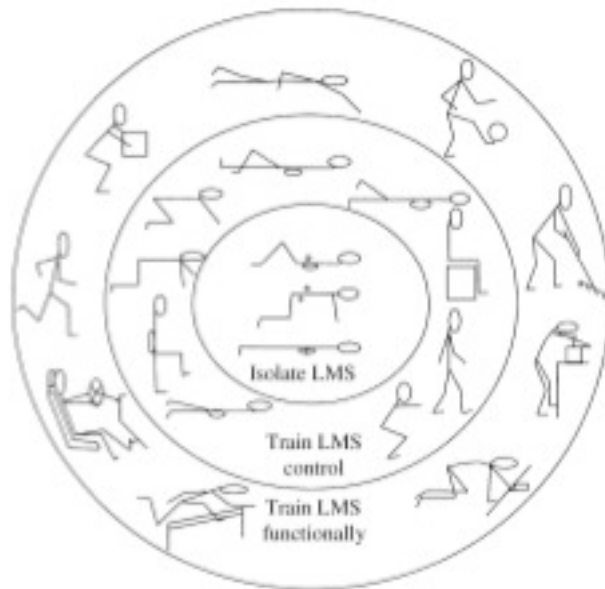


Figure 3 Example of a segmental stabilization exercise progression.

These skilled motor control exercises have the capacity to give back to the local muscles their anticipatory postural adjustment abilities[121, 127]. Motor control stability exercises reestablish the CSA of MT of non-athletes[114] and athletes[128]. This motor learning intervention can normalize the diaphragm, PFM and respiration activation pattern[129]. This type of training increases the activity of TA and obtains better results with patient having a poor recruitment of TA at the initial assessment[126]. Isolated deep muscle training also decreases the recurrence of low back incidents[130], decrease pain and disability [126, 131-136] and improves functions in lumbopelvic pain patients[137]. As deep neck muscle motor control exercises improve proprioception at the cervical level [138], then it could possibly be the same at the lombopelvic level. This type of core activation training could possibly trigger plastic changes at the motor cortex level that should translate into better postural control[83]. Furthermore, this type of training seems to improve the esthetic of the lumbo-pelvic region[124, 125]. From these results we could say that the first goal of any rehabilitation program is to reactivate the deep muscles and reduce the hypertonicity of the superficial ones, with low load segmental core stability exercises[114, 124, 139-141].

5.4. Progression of core stability exercises

When a better balance between local and global muscle is obtained the rehabilitation is not over yet since all trunk muscles are participating to the spine stability[142] and we should not focus only on a few muscles[143]. Daily and sport activities can put high loads on the spinal structures. Then to prepare the spine muscles to react properly to these situations, exercises targeting the global muscles activity should be used, since they are more effective than motor control exercises to stiffen the spine[144]. One study showed a decrease in pain and disability in lombo-pelvic pain patients[145], while another showed an increase in multifidus CSA with LBP patients [146] using that proposed concept. Many authors seem to agree with this rehabilitation approach[2, 20, 147-150]. Let us not forget that any type of exercise and training method can be considered a core stability exercise[151] and can be useful to improve the robustness of the spine. Balance exercises[152], breathing exercises[87], proprioceptive exercises[153], proprioceptive neuromuscular facilitation exercises[154], sudden trunk loading exercises[155]), Pilates exercises[156, 157], Yoga exercises[158], slings training [119, 159], ball exercises[153, 160-162], bracing exercises[118], ballistic abdominal exercises[163], unilateral resistance exercises[164], training on unstable surfaces[164], dynamic weight-training exercises(squat, deadlift)[165], plyometric exercises and agility exercises are all different core training method examples along the mobility-stiffness continuum. More research is needed to identify the most effective exercises, the optimal dose, the duration, the frequency and the progression[166] as well as subgroup of patients that will be more responsive to stability exercises[122, 166-173]. It is possible that an athlete should need a more robust spine compared to a sedentary person, then this should translate into a more exhaustive rehabilitation program, with a selection of exercises that covers the stability-stiffness continuum. However, no matter which type of core exercise he is using, every PT or SCS should think primarily about rebuilding the normal

neuromuscular control with skilled motor training exercises before going further toward functional and/or sport-specific core exercise prescription. Motor control deficit seems to be the result of back and pelvis pain, but could it be possible that this altered strategy is a pre-existing factor or the cause of spine and lower-extremity injuries?

6. Injury prevention and core stability

6.1. Altered core control without pain

An altered motor control of the trunk muscle is a common finding with subjects suffering or recovering from lumbo-pelvic pain. We still do not know if this spine control strategy could also be the cause of spinal injury. Richardson mentioned that with a sedentary lifestyle where non-weight bearing (NWB) positions are often used, like slouch sitting, people are losing the tonic capacity of certain deep muscles[19]. Slouch sitting is associated with low activity level of deep and superficial trunk muscles[45, 174]. With an extreme NWB condition such as bed rest, studies showed a shift from tonic to phasic activity and atrophy of MT as well as hyperactivity of the superficial lumbo-pelvic muscles[175-177]. These changes were still present six months after the end of the experimentations. Then, we could think that this altered motor control, similar to the one seen in lumbo-pelvic pain patients, can possibly affect healthy people that are not moving enough against gravity during a day. This postural control could favor the development of LBP. Is it also possible to see athletes with a poor spine robustness and could that be the cause of future injuries? To answer this question, prospective studies have been conducted[116, 178]. These researches concluded that impaired motor control of the lumbar spine is related to an increased risk of developing back injuries in an athletic population[116, 178].

6.2. Altered core control and lower-extremity

In addition, deficits in neuromuscular spine control and core proprioception seem to be related to lower-extremity injuries as well[28, 178-180]. A faulty core control can have an important impact on the alignment of the lower extremity and can put the leg structures in injury prone positions[179]. This impaired trunk control seems to be more obvious in female athletes[179-182]. Moreover, Kulas et al. observed that females are preactivating less their local musculature right before landing than males[181]. These data could explain in part the sex difference of certain lower-extremity injury occurrences. For example, ACL injuries are much higher in women (2-10 times greater than man)[183]. Exciting preliminary data are showing that hamstring (H/S) stiffness or lack of flexibility could come from an altered core control[184]. Indeed, the stiffness of the H/S would compensate for a weak local core musculature. These data showed that after four weeks of a segmental stability training the flexibility of the H/S improved. Therefore, core training could possibly be an alternative to stretching which showed poor effectiveness to improve the flexibility of two joint muscles[184]. Knowing that a non-optimal recruitment of the trunk muscles can cause injuries to the spine and to the lower-body and possibly reduce the flexibility of certain muscles, preventive interventions should be implemented.

6.3. Core control prevention interventions

Injury prevention programs should aim to identify people with deficit in spine dynamic strategies and should be followed by a prophylactic core stability training [182]. Using the same rationale than with LBP patient, PT and SCS should first establish the proper activity of deep segmental muscles before moving towards functional and/or sport-specific core exercises[182]. This type of training showed improved control of the lumbo-pelvic region with healthy female athletes[185] as well as an increased level of activation of the local abdominal muscles with healthy subjects[186]. Finally,

neuromuscular training, like technique feedback, strength training, proprioception/balance exercises and plyometric exercises, can improve lower-extremity biomechanics[187, 188] and reduce the incidence of knee joint injuries with female athletes[187-189].

7. Conclusion

This article, based on the most recent literature, brought to PT and SCS a common ground of understanding on core stability. Therapists need to understand that the CSN is using dynamic strategies to preserve spine stability. Optimal recruitment of the core muscles gives the spine an optimal robustness or an optimal capacity to adapt to different situations and demands. This finer motor control derives from a well-coordinated deep and superficial musculature. With pain, the body is losing its dynamic adaptations and is choosing a rigid strategy to control the spine stability. This inflexible tactic goes with an altered neuromuscular control of the core muscles. That is seen as a hypoactivity of the deep segmental muscles and a hyperactivity of the superficial ones. This non-optimal motor control seems to stay, even when pain has subsided. Moreover, it has been observed that this poor robustness is pre-existing and could be the cause of an injury to the lombo-pelvic region or the lower-extremity. In light of these data, therapists should implement core stability training to the one in need. This starts by rebalancing the coordination between local and global muscles with skilled motor control exercises, before progressing to higher intensity functional and sport-specific situations. Obviously, more researches are needed to establish the best core stability program and identify groups of patients or athletes that will best profit from this approach. To conclude, PT and SCS now have a common core stability method that will help them to collaborate and optimize their interventions with injured and healthy athletes.

3. Objectifs de l'étude :

Un déficit du contrôle neuromusculaire du « core » a été identifié comme pouvant être la cause et/ou le résultat de blessures aux bas du dos et aux membres inférieurs. Il est donc important que le clinicien ait dans sa boîte à outil des tests reproductibles, valides, peu coûteux, faciles et rapides à administrer qui sont en mesure d'évaluer le recrutement des muscles du tronc. Ainsi, l'objectif de cette étude est d'évaluer la validité de construit de la version objective du soulèvement actif de la jambe tendue (SAJT) ou « active straight leg raise » (ASLR) qui semble avoir toutes les qualités citées ci-haut. La première partie de l'étude évalue la reproductibilité inter et intra-évaluateur du test tandis que la seconde tente de tester sa validité en plus d'évaluer un protocole d'entraînement des muscles lombo-pelviens.

4. Reproductibilité intra et inter-évaluateur du SAJT :

La stabilité dynamique de la colonne lombo-pelvienne nécessite une interaction optimale entre les muscles profonds et les muscles superficiels du « core » [2]. Chez les sujets souffrant de douleurs lombaires et/ou aux membres inférieurs, la colonne perd sa capacité à bouger et se raidit. Cette diminution de mobilité est provoquée par un mauvais recrutement des muscles du « core » [2, 59, 64, 77, 91, 93, 111, 179, 180, 182]. Ce contrôle neuromusculaire non-optimal est observé chez des athlètes sains et est un facteur de risques de blessure au bas du dos et aux membres inférieurs [28, 178-180, 182] . La plupart des données ont été obtenues avec des outils d'évaluation complexes et coûteux auxquels les cliniciens n'ont pas accès. Le développement de tests cliniques, valides, fiables et rapides à administrer pour évaluer le contrôle neuromusculaire du « core » chez les athlètes est urgent [178, 182] . Le soulèvement actif de la jambe tendue (SAJT) ou le « active straight leg raise test (ASLR test) » est un test permettant

d'évaluer le transfert des forces entre le tronc et les membres inférieurs [190-192], le mouvement de l'articulation sacro-iliaque [191] ainsi que le contrôle neuromusculaire de la région lombo-pelvienne [72, 192]. Cet outil d'évaluation est positif lorsqu'il y a de la douleur ou de la difficulté lors du soulèvement actif de la jambe tendue [190]. Le test est négatif et l'interaction entre les muscles locaux et globaux est optimale si le sujet soulève la jambe sans effort et sans mouvement du bassin [18, 191, 192]. Le SAJT est valide pour mesurer le degré de sévérité de l'incapacité causé par des douleurs au bassin, il est sensible [193, 194] en plus d'être un outil pour évaluer le pronostic de récupération de ces mêmes douleurs [195]. Objectivement, on a mesuré que lors du SAJT les femmes enceintes souffrant de douleurs lombo-pelviennes ont une activité musculaire des fléchisseurs des hanches plus élevée mais qu'elles ne peuvent produire autant de force que leurs contrôles saines. Alors, on peut conclure que cette inhabilité à développer de la force est causée par un mauvais contrôle moteur diminuant la stabilisation de la ceinture lombo-pelvienne. Ainsi, on peut supposer que cette incapacité est aussi présente lors d'activités quotidiennes [196] et sportives. Un délai de contraction du transverse de l'abdomen (TA) chez des athlètes souffrants de douleurs chroniques à l'aîne a été identifié lors du SAJT [28]. On a aussi remarqué une diminution de l'épaisseur du TA et des obliques internes chez les sujets souffrants de douleur lombo-pelvienne lors du SAJT[100]. La plupart de la recherche sur le SAJT a été faite chez des sujets souffrant de douleur au bassin mais ce test est aussi reproductible pour évaluer des sujets souffrant de douleurs lombaires non spécifiques [192]. On a remarqué qu'une compression des os iliaques de façon manuelle ou à l'aide d'une ceinture pelvienne diminue la difficulté du levé de la jambe [191, 194, 197] et optimise l'activité musculaire de certains muscles du tronc [72] et des jambes [198]. On a observé des compensations neuromusculaires lorsque le contrôle de la région lombo-pelvienne n'est pas optimal [18, 72, 192]. En effet, des mouvements exagérés et/ou un

recrutement prééminent des muscles superficiels du complexe lombaire et pelvien peuvent être identifiés [18, 72, 192]. Stuge et al. ont utilisé ces patrons de compensation pour évaluer des patientes avec et sans douleurs au bassin. Des stratégies compensatoires étaient présentes chez 83 % des femmes souffrantes et chez 50 % de celles sans douleur [140]. À la lumière de tous ces résultats et dans le but de développer un test clinique pour évaluer le contrôle neuromusculaire du « core », on pose l'hypothèse que la reproductibilité intra et inter-évaluateur du SAJT modifié (avec et sans ceinture pelvienne et avec les observations de compensations) sera élevé chez des athlètes sains (joueurs de tennis).

4.1. Matériel et méthodes :

4.1.1. Sujets :

Dix-huit joueurs de tennis (2 femmes, 16 hommes) en santé (10 ayant déjà souffert de douleur lombaire) ont été recrutés pour participer à cette étude (voir tableau I). Le protocole de l'étude a été révisé et approuvé par le comité d'éthique des sciences de la santé de l'université de Montréal.

Tableau I Caractéristiques des sujets 1ère étude						
	Age	Taille(cm)	Masse(kg)	# heures de tennis/semaine	# heures d'act. physique/semaine	Années d'expérience de jeu
M	24	178	72	6	10	15
SD	6	7	9	5	7	6
M : moyenne, SD : écart type						

4.1.2. Le protocole ou « design » expérimental :

Les sujets intéressés ont disposé d'une période de réflexion de 48h pour donner leur accord et retourner les formulaires d'information et de consentement signés. Pour être inclus dans l'étude les sujets devaient : être un homme ou une femme âgé entre 18 et 45

ans et jouer au tennis au moins une heure par semaine. Pour être exclus de l'étude, les sujets devaient : (1) souffrir ou avoir souffert de douleur lombaire, sacro-iliaque ou à l'aine dans la dernière année, (2) souffrir d'un étirement musculaire des fléchisseurs de la hanche, des extenseurs du genou ou des muscles abdominaux, (3) être enceinte ou avoir accouché depuis moins d'un an, (4) souffrir d'une pathologie somatique ou psychiatrique évolutive connue. Suite à leur inclusion, les sujets ont été évalués avec le nouveau test du SAJT lors de deux rencontres, conjointement par deux physiothérapeutes, l'un avec 5 ans et l'autre avec 3 ans d'expérience clinique. Les rencontres ont duré approximativement vingt minutes. La deuxième évaluation a eu lieu au moins quarante-huit heures après la première. Les évaluateurs n'avaient pas accès à leurs évaluations précédentes. On a demandé aux participants d'éviter toute activité physique induisant de la fatigue lors des journées d'évaluation en plus d'éviter d'entraîner leurs muscles abdominaux entre les deux évaluations. Il faut ajouter qu'une rencontre d'une heure a été organisée avant le début de la recherche pour que les évaluateurs se familiarisent avec le test du soulèvement actif de la jambe tendue.

4.1.3. Déroulement des tests :

4.1.3.1. Le soulèvement actif de la jambe tendue ou « active straight leg raise »

On a demandé au sujet de s'étendre sur une table de traitement (Adapta 300, Chattanooga Medical Supply, Inc, Etats-Unis) en décubitus dorsal (sur le dos) avec les jambes tendues et les pieds écartés de 20 cm. Le sujet devait élever une jambe 20 cm au-dessus de la table sans plier le genou et tenir la position une à deux secondes avant de redescendre la jambe (voir figure 4). Le sujet devait relaxer complètement les muscles du tronc et du membre inférieur avant de soulever de nouveau la jambe. La jambe était re-soulevée à la demande des évaluateurs. La procédure a été la même pour le soulèvement actif de l'autre jambe. Les évaluateurs étaient placés du côté opposé à la jambe qui était levée, et placés entre le genou et la taille du sujet. Ce positionnement a

permis une vision optimale de la région abdominale. Les thérapeutes ont fait la lecture de leurs observations en même temps. Ils ont chacun inscrit leurs résultats sur une feuille différente sans voir l'évaluation de l'autre. Les évaluateurs avaient à observer les stratégies de stabilisation de la région lombo-pelvienne du sujet lors du soulèvement de chaque jambe. Ces stratégies ont été rapportées par Lee[18]. Ils devaient remarquer si certains patrons de compensations étaient présents. Trois mouvements de la région abdominale ont été évalués : la rotation lombo-pelvienne ipsilatérale, l'extension thoraco-lombaire et l'excursion latérale du thorax par rapport au bassin. Ces compensations ont été cotées pour chaque jambe sur une échelle de 3 points: pas de compensation observable = 0, compensation minimale = 1, compensation modéré = 2, compensation importante = 3. Le score des trois compensations a été additionné pour chaque jambe sur 9 et réadditionné sur 18 pour le total des deux jambes. Les évaluateurs avaient aussi à observer si deux types de compensations musculaires étaient visibles : le gonflement de l'abdomen ou « bulging » et la dépression de la cage thoracique ou « bracing ». Un point était ajouté pour chaque compensation remarquée. Ainsi, le score final pour chaque jambe était additionné sur 11 et réadditionné sur 22 pour le total des deux jambes. Par la suite, on a aussi demandé au sujet d'évaluer la difficulté du levé de chaque jambe selon une échelle de six points: pas de difficulté = 0, difficulté minime = 1, modérée = 2, importante = 3, sévère = 4, impossible = 5. Le score des deux jambes a été additionné sur 10. Cette échelle de cotation a été déjà utilisée à plusieurs reprises avec le SAJT[192, 194, 196]. Ainsi, le test comprend une partie objective basée sur les observations d'un thérapeute et une partie subjective basée sur les sensations du sujet. Le test a été aussi fait avec une ceinture pelvienne faisant compression au niveau du bassin.

4.1.3.2. Le soulèvement actif de la jambe tendue avec compression antérieure de la ceinture pelvienne

Selon Lee, faire une compression antérieure au niveau des épines iliaques antéro-supérieures (ÉIAS) simule davantage l'action du transversus abdominis (TA) tandis qu'une compression postérieure au niveau des épines iliaques postéro-supérieures (ÉIPS) simule davantage l'action du multifidus (MT)[18]. On a aussi rapporté une normalisation du recrutement moteur du diaphragme et des muscles du plancher pelvien[72] et un recrutement plus rapide des grands fessiers avec une compression des os iliaques[198]. Donc, cette simulation musculaire peut permettre d'améliorer le contrôle moteur lombo-pelvien[18]. On a donc installé une ceinture pelvienne (The Compressor, www.dianelee.ca) sous les épines iliaques du sujet. Cette position semble optimale pour compresser les os iliaques[197]. Par la suite, on a installé les sangles de velcro de chaque côté en appliquant une pression antéro-médiale (voir figure 5). La pression exercée par les sangles de velcro n'a pas été mesurée. Pour l'installation de la ceinture, le sujet était debout. On a ensuite demandé au sujet de s'étendre de nouveau sur la table et le test a été évalué de la même manière que précédemment.

4.1.3.3. Le soulèvement actif de la jambe tendue avec compression postérieure de la ceinture pelvienne

La procédure a été la même qu'à la condition précédente. Cependant les sangles de velcro ont été appliquées avec une pression postéro-médiale.



Figure 4 Le SAJT



Figure 5 La ceinture lombo-pelviennne

4.2. Analyse statistique :

La normalité de la distribution et l'homogénéité de la variance ont été vérifiés au moyen du test de Shapiro-Wilk et du test de Levenne, respectivement. Un test t pour données appariées a été réalisé pour tester l'hypothèse nulle. Le coefficient de corrélation intraclass (ICC) et l'erreur type de la mesure (SEM) ont été calculés selon la méthode proposée par Hayen et al.[199] pour vérifier la reproductibilité absolue (SEM) et relative (ICC).

4.3. Résultats :

Tableau II Reproductibilité intra-évaluateur							
Conditions	Éval.1		Éval.2		ICC	SEM	MD
	M	SD	M	SD			
Sans compression							
Jambe G /11	1.36	1.10	1.22	1.02	0,83	0,66	1,83
Jambe D /11	1.39	1.08	1.56	1.03	0,81	0,62	1,72
Total /22	2.75	1.95	2.78	1.81	0,88	1,05	2,91
Compression antérieure							
Jambe G /11	1.67	0.96	1,14	0,68	0,82	0,77	2,13
Jambe D /11	1.47	0.91	1,00	0,76	0,93	0,68	1,88
Total /22	3.14	1.62	2,14	1,15	0,92	1,19	3,30
Compression postérieure							
Jambe G /11	1.39	1.05	0,92	0,73	0,89	0,67	1,86
Jambe D /11	1.19	1.06	0,86	0,76	0,87	0,70	1,94
Total /22	2.58	1.89	1,78	1,15	0,92	1,10	3,05
ICC : coefficient de corrélation intraclass , SEM : erreur standard de mesure, MD : différence minimale, G : gauche, D : droite							

Tableau III Reproductibilité inter-évaluateurs							
Conditions	Éval.1		Éval.2		ICC	SEM	MD
	M	SD	M	SD			
Sans compression							
Jambe G /11	1,64	1,07	0,94	0,92	0,79	2,88	7,98
Jambe D /11	1,78	1,12	1,17	0,88	0,73	2,88	7,98
Total /22	3,42	2,05	2,11	1,41	0,82	2,97	8,23
Compression antérieure							
Jambe G /11	1,94	0,95	1,14	0,68	0,84	2,89	8,01
Jambe D /11	2,14	0,83	1,00	0,76	0,92	2,88	7,98
Total /22	4,08	1,50	2,14	1,15	0,93	2,97	8,23
Compression postérieure							
Jambe G /11	1,81	1,04	0,92	0,73	0,86	2,88	7,98
Jambe D /11	1,72	0,97	0,86	0,76	0,81	2,88	7,98
Total /22	3,53	1,78	1,78	1,15	0,89	2,96	8,20
ICC : coefficient de corrélation intraclasse , SEM : erreur standard de mesure, MD : différence minimale, , G : gauche, D : droite							

Nous avons considéré qu'un ICC de plus de 0,90 comme étant très élevé, un ICC entre 0,70 et 0,89 comme étant élevé et un ICC entre 0,50 et 0,69 comme étant modéré[201]. Currier a suggéré qu'un ICC de plus de 0,80 comme cliniquement acceptable[202]. On a trouvé que le SAJT a une reproductibilité intra-examineur élevé à très élevé démontrée par la reproductibilité relative variant de ICC = 0.81 à 0.93 (voir tableau II) . On a trouvé un MD , qui est la différence minimale pour considérer un changement réel d'environ 3 points sur 22 pour les trois conditions du test (voir tableau II). Les calculs pour la reproductibilité inter-évaluateurs montre une reproductibilité relative élevée à très élevée (ICC variant de 0.82 à 0.93) pour le total des deux jambes, pour chaque condition (voir tableau III). Cependant la MD est d'environ 8 points sur 22 (voir tableau III).

5. Validité du SAJT :

Le contrôle altéré des muscles de la région lombo-pelvienne est observé chez les sujets souffrant de douleur au bas du dos et aux membres inférieurs[14, 20, 28, 46, 66, 85, 86, 203]. Cependant, on s'aperçoit que cette activation neuromusculaire non-optimale ne se rétablit pas d'elle-même lorsque la douleur disparaît et qu'elle est fortement associée à des récurrences de douleur lombaire[85]. De plus, des études prospectives ont rapporté qu'un déficit préexistant du recrutement moteur des muscles du tronc est un facteur de risque de blessures à la colonne vertébrale et aux structures du membre inférieur[116, 178, 179, 182]. De ces résultats, l'identification des sujets n'ayant pas une bonne coordination motrice est primordiale pour les cliniciens et entraîneurs physiques pour qu'ils puissent intervenir avec des exercices de stabilité efficaces. Le soulèvement actif de la jambe tendue (SAJT) semble un test fonctionnel tout à fait approprié pour observer le comportement des muscles du « core » et les mouvements compensatoires du bassin et de la cage thoracique. Dans cette deuxième partie d'étude, il sera intéressant d'évaluer la capacité à mesurer le changement du SAJT après un entraînement de six semaines d'exercices de stabilité mettant l'accent sur le recrutement moteur des muscles profonds de la cavité abdominale soit le transverse de l'abdomen, le multifidus, le diaphragme et les muscles du plancher pelvien. Le choix de ce type d'entraînement est basé sur l'accumulation grandissante de données scientifiques qui vantent son efficacité à rétablir un équilibre musculaire entre les muscles locaux et globaux de la région lombo-pelvienne[2, 121, 127, 182]. En effet, un contrôle moteur altéré est associé à une hypoactivité des muscles profonds du tronc et à une hyperactivité de des muscles superficiels[66, 87]. Ainsi, en plus de récolter de l'information sur le SAJT on pourra ajouter des données à celles déjà existantes sur les exercices de stabilité segmentaire. On peut donc poser l'hypothèse que le SAJT est valide pour détecter un changement du contrôle moteur après un entraînement de six semaines de stabilité du « core ».

5.1. Matériel et méthode :

5.1.1 Sujets :

Treize sujets actifs (4 femmes, 9 hommes) en santé (9 ayant déjà souffert de douleur lombaire) ont participé à la deuxième partie de l'étude (voir tableau IV). Deux autres sujets initialement inclus dans le groupe expérimental ont quitté le projet en cours de route. Le protocole de l'étude a été révisé et approuvé par le comité d'éthique des sciences de la santé de l'université de Montréal.

Tableau IV Caractéristique des sujets 2e étude				
	Age	Taille (cm)	Masse (kg)	# heures d'act. physique/semaine
M	26	174	68	8
SD	6	6	10	7
M : moyenne, SD : écart type				

5.1.2. Le protocole ou « design » expérimental :

Les sujets intéressés ont disposé d'une période de réflexion de 48h pour donner leur accord et retourner les formulaires d'information et de consentement signés. Pour être inclus dans l'étude les sujets devaient : (1) être un homme ou une femme âgé entre 18 et 45 ans, (2) faire au moins une heure d'activité physique par semaine, (3) avoir 3/22 avec le test du SAJT ou avoir un score au SAJT diminué par une compression des os iliaques (antérieure ou postérieure). On a supposé que les sujets ayant un pauvre recrutement des muscles locaux répondraient davantage à l'entraînement des muscles locaux ce qui est le cas avec des patients souffrant de douleur chronique au bas du dos[126]. Les sujets exclus devaient : (1) souffrir ou avoir souffert de douleur lombaire, sacro-iliaque ou à l'aine dans la dernière année, (2) souffrir d'un étirement musculaire soit des fléchisseurs de la hanche, des extenseurs du genou ou des muscles abdominaux, (3) être enceinte ou avoir accouché depuis moins d'un an, (4) souffrir d'une pathologie somatique ou psychiatrique évolutive connue, (5) avoir un score au SAJT inférieur à 3/22 ou avoir un

score qui augmentait ou qui ne variait pas avec la compression des os iliaques. Les sujets ont été aléatoirement séparés entre le groupe expérimental et le groupe contrôle au moment de leur inclusion. Les sujets ont été évalués à deux reprises avec le SAJT, par un physiothérapeute (responsable de l'étude), lors de leur inclusion et 6 semaines plus tard à la fin du programme d'exercices. Le groupe expérimental a eu à faire un entraînement de stabilité segmentaire de 6 semaines tandis que le groupe contrôle n'a eu qu'à continuer les activités préalables à son inclusion.

5.1.3. Intervention :

La période d'entraînement a été de six semaines. Elle a été divisée en deux phases, une de deux semaines et l'autre de quatre semaines. Le premier stade était constitué de quatre exercices n'impliquant aucun mouvement de la colonne ou des membres inférieurs et où l'emphase était mise sur le recrutement des muscles profonds du « core ». Le second stade était composé de quatre exercices plus dynamiques qui demandaient prioritairement la contraction des muscles profonds mais qui incluaient aussi le travail des muscles superficiels. Les exercices de la phase 1 avaient quelques points en commun : une co-contraction lente et douce (10-15 % CVM) du TA et du MT, le maintien d'une colonne neutre et d'un patron de respiration normale, ainsi que la relaxation des muscles superficiels. Puisque que les muscles locaux sont profonds, la façon de les recruter est plus subtile. Pour bien contracter ces muscles on a utilisé des images mentales. Il semble que chaque personne réponde différemment aux images mentales[18]. Ainsi, on a dû trouver pour chaque patient la pensée qui permettait la meilleure contraction du TA et du MT avec le moins possible de substitution des muscles superficiels. On a aussi montré au sujet comment palper le TA et le MT pour qu'il soit en mesure d'avoir plus de feedback lorsqu'il était seul à la maison. Lors des séances de groupe, le thérapeute (responsable de l'étude) a donné de la rétroaction visuelle, verbale et tactile aux sujets pour faciliter le nouvel apprentissage moteur. La

phase 2 demandait aux sujets de recruter les muscles profonds avant d'exécuter certains mouvements des jambes et du tronc. Le thérapeute s'assurant de la contraction de l'unité profonde a mis l'accent sur la qualité des patrons de mouvement. Ce type de programme d'entraînement a déjà été utilisé par le passé pour stimuler le recrutement des muscles de la cavité abdominale[18, 19, 122, 186]. Le volume d'entraînement a été augmenté après la première semaine et diminué au début de la troisième semaine avec l'introduction des exercices dynamiques. À partir de la troisième semaine, le volume d'entraînement a été maintenu jusqu'à la fin de l'étude (voir tableau V). Pendant toute la durée du projet, les sujets ont eu à faire les exercices six fois par semaine (5 fois à la maison + 1 session de groupe). La session de groupe a permis de s'assurer de la bonne exécution des exercices, de leur progression et de garder la motivation des participants. Pour s'assurer que les sujets contractaient bien le TA et le MT, le thérapeute s'est fié à ses qualités de palpation. Aucun ultrason, ni sphygmomanomètre (PBU « pressure biofeedback unit ») n'ont été utilisés. Lors de la première rencontre suite à la présentation des exercices un document d'éducation, rappelant la théorie et les exercices à faire, a été remis (voir annexe 1). De plus les sujets du groupe expérimental ont dû remplir un journal de bord qui était vérifié à chaque rencontre hebdomadaire.

Tableau V Volume d'entraînement par semaine		
Programme d'entraînement de 6 semaines	# de séries, # de répétitions et temps de contraction (secondes)	Volume total d'entraînement : (# d'exercices x # de séries x # de répétitions x temps de contraction x 6 jours)
Semaine 1	3 séries x 5 reps x 5 sec	$4 \times 3 \times 5 \times 5 \times 6 = 1800$
Semaine 2	3 séries x 10 reps x 10 sec	$4 \times 3 \times 10 \times 10 \times 6 = 7200$
Semaine 3,4,5,6	3 séries x 10 reps x 5sec	$4 \times 3 \times 10 \times 5 \times 6 = 3600$

5.1.4. Déroulement des tests :

Le SAJT a été utilisé (voir section 4.1.3.)

5.2. Analyse statistique :

Une ANOVA à deux voies (groupe x temps) a été réalisée pour tester l'hypothèse nulle. L'amplitude de la différence entre les groupes a été calculée au moyen de l'effect size (ES). La différence était considérée comme triviale quand $ES < 0.2$, petite quand $ES < 0.5$, modérée quand $ES < 0.8$ et élevée quand $ES > 0.8$. Un risque alpha de 5% a été retenu pour tous les tests, qui ont été réalisés avec le logiciel Statistica (Statsoft, Tulsa, Etats Unis). D'après la méthode proposée par Bausel and Li[200] , il aurait fallu 10 participants dans chaque groupe pour que la probabilité qu'un effect size d'interaction comparable à celui obtenu dans notre étude (0.80 en moyenne) soit de 80% ($\alpha < 0.05$), et 12 participants par groupe si nous avions voulu porter cette probabilité à 90% ($\alpha < 0.05$).

5.3. Résultats :

Tableau VI Effet de l'entraînement (Sans compression)			
	Total 22	Exp.	Cont.
Pré	Moyenne	4,50	3,60
	SD	1,93	1,52
Post	Moyenne	3,25	4,60
	SD	1,16	1,95
	Effect Size	-0,81	0,58
Pré : évaluation pré-entraînement, Post : évaluation post-entraînement, Exp. : groupe expérimental, Cont. : groupe contrôle, SD : écart type			

Tableau VII Effet de l'entraînement (Compression antérieure)			
	Total 22	Exp.	Cont.
Pré	Moyenne	4,63	4,20
	SD	1,51	1,30
Post	Moyenne	3,63	4,20
	SD	0,74	1,79
	Effect Size	-0,89	0,00
Pré : évaluation pré-entraînement, Post : évaluation post-entraînement, Exp. : groupe expérimental, Cont. : groupe contrôle, SD : écart type			

Tableau VIII Effet de l'entraînement (Compression postérieure)			
	Total 22	Exp.	Cont.
Pré	Moyenne	4,13	2,60
	SD	2,10	2,07
Post	Moyenne	2,25	2,80
	SD	1,28	1,30
	Effect Size	-1,11	0,12
Pré : évaluation pré-entraînement, Post : évaluation post-entraînement, Exp. : groupe expérimental, Cont. : groupe contrôle, SD : écart type			

Puisque le nombre de sujets inclus dans l'étude est faible et que le nombre de sujets dans chaque groupe est inégal, un calcul statistique, l'«effect size» (ES) a été utilisé pour comparer les groupes. Ce calcul statistique permet d'évaluer l'effet de l'entraînement indépendamment de la taille de l'échantillon. Un ES de plus de 0.8 considère qu'il y a une grande différence causée par le traitement. Un ES de 0.5 montre un changement modéré tandis qu'un ES de moins de 0.2 démontre un faible effet. Le groupe expérimental a un ES de -0.81, -0.89 et -1.11 pour les conditions sans compression, avec compression antérieure et avec compression postérieure respectivement. Le signe négatif indique une diminution du score final par rapport au score initial. De son côté, le groupe contrôle a un ES de 0.58, 0.00 et 0.12 pour les conditions sans compression, avec compression antérieure et avec compression postérieure respectivement.

6. Discussion générale :

6.1. Rappel des objectifs :

L'objectif de cette étude était d'évaluer la validité de construit de la version objective du soulèvement actif de la jambe tendue (SAJT) ou « active straight leg raise » (ASLR) La première partie de l'étude a évalué la reproductibilité inter et intra-évaluateur du test tandis que la seconde a tenté de tester sa validité en plus d'évaluer un protocole d'entraînement des muscles lombo-pelviens.

6.2. Analyse des résultats de l'étude sur la reproductibilité inter et intra-évaluateur :

À notre connaissance, la version objective du SAJT est le premier test clinique reproductible qui évalue à la fois le mouvement et le recrutement musculaire de la région lombo-pelvienne. La reproductibilité relative permet de voir si les sujets testés maintiennent leur rang lorsque évalués pour une seconde fois. Les résultats nous sont donnés par le calcul du coefficient de corrélation interclasse (ICC). La reproductibilité relative intra et inter évaluateurs s'avère élevée à très élevée pour le SAJT objectif (voir tableau II et III). Le calcul de la reproductibilité absolue (SEM) permet d'observer la marge d'erreur lorsqu'on répète le test pour le même individu. Cette donnée nous permet ensuite d'obtenir la MD, qui est la différence minimale pour considérer que le résultat du test a varié et qu'il n'est pas la cause d'une erreur de mesure par exemple. La MD est une donnée qui est valable cliniquement car elle indique à l'évaluateur à quel moment le résultat du test est le fruit de son intervention. Donc, pour la reproductibilité intra-évaluateur la MD est de 3/22. Il faut donc une variation de 3 points pour conclure que le contrôle du « core » a varié chez le sujet évalué. Pour la reproductibilité inter-

examineurs la MD est d'environ 8/22. Ainsi, cliniquement le patient devrait être testé par le même évaluateur puisque deux testeurs différents ne pourront discriminer le changement véritable d'une erreur de mesure. Nous croyons que ce résultat est relié à l'expérience de l'évaluateur avec le test. Nous avons formé les évaluateurs au test pendant seulement une heure. Ainsi, nous croyons fortement que d'avoir donné plus d'éducation aux évaluateurs aurait permis d'améliorer significativement la reproductibilité inter-examineurs.

Le SAJT est un test qui permet d'évaluer le transfert des forces entre le tronc et le membre inférieur, la mobilité de l'articulation sacro-iliaque et le contrôle neuromusculaire de la région lombo-pelvienne[190-192]. La version subjective du SAJT, qui se base sur la douleur et sur la difficulté de lever de la jambe du patient, a été validée et a montré une bonne reproductibilité chez des gens souffrant de douleur à la région lombo-pelvienne[190] et a montré une bonne reproductibilité chez des sujets souffrant de douleur lombaire non-spécifique[192]. De Groot et al. ont mentionné que des mesures objectives étaient manquantes pour ce test[196]. On s'est aperçu que des compensations récurrentes semblaient être présentes lorsque le transfert des forces n'était pas optimal[18, 72, 196]. L'observation de ces patrons compensatoires peut nous permettre d'identifier les stratégies de stabilisation du système nerveux central (SNC) et nous éclairer sur la robustesse de la colonne. Stuge et al. a rapporté que 50 % des sujets sans douleur montraient certaines de ces compensations[140]. La version objective du SAJT permet d'observer les compensations et évaluer de cette manière le contrôle moteur du complexe lombo-pelvien. Roussel et al. ont évalué la reproductibilité intra et inter évaluateur d'une version modifiée du SAJT chez des sujets sains. Les ICC ont varié entre 0.61 et 0.91, à part le ICC de la jambe gauche qui a été de 0.41. On a demandé aux sujets de tenter de maintenir la pression constante d'un « PBU », placé dans le creux lombaire, lors du soulèvement actif de la jambe tendue. Aucune observation des

compensations n'a été faite. Ils ont basé leurs calculs statistiques sur les lectures de pression. Le problème de cette version modifiée est qu'on oblige les sujets à tenir la colonne d'une certaine manière en tentant de maintenir la pression constante sur le « PBU ». Le recrutement normal des muscles du « core » est évidemment altéré et il n'est plus possible d'évaluer les stratégies automatiques (réflexes) de stabilisation de la région lombo-pelvienne. On croit alors que la version objective du SAJT basé sur l'observation des compensations permet d'obtenir une vraie lecture du contrôle neuromusculaire lors du levé de la jambe. Récemment, Beales et al. ont évalué les patrons normaux du contrôle moteur lombo-pelvien chez des sujets sans douleur lors du SAJT[204]. Ils ont observé un patron récurrent de stabilisation où les muscles de l'abdomen et de la cage thoracique ipsilatéraux au SAJT sont principalement recrutés de façon tonique. Les abdominaux obliques internes, comparativement aux obliques externes, sont davantage activés ce qui représente une stratégie de stabilisation locale. La pression intra-abdominale (PIA) est très peu affectée par le soulèvement de la jambe[204]. Ainsi, lorsque des activations bilatérales des muscles du tronc comme le gainage et le gonflement de l'abdomen sont apparents, on peut affirmer que le contrôle neuromusculaire est altéré. Le gainage se traduit par une co-activation bilatérale des abdominaux obliques internes et externes qui est accompagné d'une contraction obligatoire des muscles antagonistes, les érecteurs du rachis[18]. Le gonflement de l'abdomen est associé à une manœuvre de Valsalva où la respiration est coupée[18]. Ce type de compensation se traduit par le gainage du diaphragme et une descente du plancher pelvien[72]. Ces derniers patrons moteurs sont aussi associés à une augmentation importante de PIA qui peut elle-même causer de la douleur et interférer dans le processus de guérison[72, 205-207]. Le mouvement d'extension thoracolumbaire semble être causé par une hyperactivation des érecteurs du rachis. La rotation ipsilatérale du bassin semble être causée par une inhabilité du système local à stabiliser

de façon convenable la région lombo-pelvienne[18, 196]. Toutes ces compensations musculaires ou kinétiques semblent être la cause d'un contrôle neuromusculaire altéré[18, 196, 204]. Plusieurs auteurs pensent que ces stratégies compensatoires peuvent être la cause ou le résultat de la douleur lombo-pelvienne[178, 204]. Grâce à la version objective du SAJT, il est possible d'identifier des patrons de contrôle moteur non-optimaux pré-existants avant qu'ils causent un épisode de douleur. Ainsi le SAJT peut devenir un test clé de prévention des blessures. Lors des procédures, on a relevé chez quelques sujets, la présence de tremblements de la jambe soulevée. Cette compensation a déjà été observée lors du SAJT[191]. L'excursion latérale du thorax par rapport au bassin a été très rarement observée. Ainsi sa présence dans le test est discutable. D'autres compensations ont été observées cliniquement par Diane Lee[18] mais elles sont plutôt subtiles et difficiles à identifier. Nous avons remarqué chez deux sujets l'absence complète de compensations. Il est possible de croire que ces sujets avaient une colonne très robuste. Le SAJT a aussi été testé avec la présence de compression antérieure et postérieure. Comme mentionnée plus tôt cette compression peut aider les muscles du « core » à optimiser la stabilité lombo-pelvienne. Nous avons remarqué que chez plusieurs sujets, les compressions amélioraient les résultats subjectifs et objectifs ce qui va dans le sens de la théorie présentée précédemment. Cependant, on a aussi observé que la compression pouvait empirer les résultats subjectifs et objectifs. On peut penser à priori que les sujets ayant ce type de réaction ont un contrôle neuromusculaire optimal, par contre des compensations étaient quand même observables lors du SAJT sans ceinture. Une étude a relevé qu'un sous-groupe de sujets souffrant de douleur pelvienne ayant un SAJT subjectif négatif avaient une hyperactivité des muscles du plancher pelvien (MPP)[108]. O'Sullivan et al. ont identifié ce même phénomène chez un groupe de patients souffrant de douleur pelvienne. Ils ont nommé ce sous-groupe le: « excessive force closure ». Une activation excessive des muscles lombo-pelviens, la présence d'une

hyperlordose, un SAJT négatif et l'augmentation des symptômes lors de la compression des os iliaques sont des caractéristiques de ce sous-groupe[208]. On a aussi identifié un sous-groupe de patients souffrant de douleurs lombaires non-spécifiques qui démontrent une hyperactivité des muscles abdominaux et du dos et qui ont tendance à se positionner en hyperlordose. Ce groupe a été nommé : « active extension pattern »[170]. Les deux sous-groupes ont plusieurs caractéristiques communes donc l'hyperactivité des muscles lombo-pelviens. Ainsi, les sujets dont les résultats augmentaient avec la compression des iliums ont peut-être une activité excessive des certains muscles du « core ». Certaines techniques de décompression lors du SAJT ont été démontrées et semblent aider ce sous-groupe de patients à optimiser le transfert des forces entre le tronc et le membre inférieur[18, 206]. L'identification précoce de ce genre de recrutement musculaire et une intervention appropriée peuvent probablement éviter de futurs épisodes de douleur lombo-pelvienne chez ce sous-groupe de gens. Ce sous-groupe de personne répondra probablement peu à un programme de stabilisation, mais plutôt à des exercices de relâchement musculaire. Ce qui peut expliquer aussi les améliorations et les régressions des résultats lors de la compression pelvienne est peut-être le fait que la force de compression des sangles de velcro n'a pas été mesurée et standardisée. Ainsi, chaque sujet n'a pas eu droit à la même force de compression lors de chaque application des sangles. Une étude a démontré qu'une compression de 50 N était aussi efficace que 100 N pour réduire la laxité sacro-iliaque (SI)[209]. Cette pression externe de 50 N semble réduire de 52 % la laxité SI[210]. Une étude a utilisé des dynamomètres pour compresser les os iliaques[198]. Cependant cette méthode ne s'appliquait pas à notre protocole puisque qu'un des buts premiers de l'étude était d'évaluer un test cliniquement utilisable. Dans un autre ordre d'idées, puisque les sujets de l'étude étaient tous des joueurs de tennis, on ne peut généraliser les conclusions de l'étude à toute la population sportive. On a rapporté dans la littérature que les gens participant à des sports impliquant

des mouvements asymétriques, comme le tennis, montraient plus de problèmes rotatoires lombaires[211]. Les joueurs de tennis souffrant de douleurs lombaires possèdent moins d'amplitude de rotation des hanches. Cette diminution de mouvement aux hanches pourrait créer des mouvements compensatoires au niveau de la région lombo-pelvienne[212]. Malgré que le test du SAJT n'implique pas de rotation et utilise une petite amplitude articulaire de la hanche, il se peut que les mouvements compensatoires évalués dans le test expriment une stratégie de stabilisation en plus d'une adaptation spécifique causée par un manque de mobilité de la hanche. Une récente recherche a observé un lien entre les résultats objectifs et subjectifs du SAJT. Les données objectives étaient le EMG des fléchisseurs des hanches. Ainsi chez des sujets ayant de la douleur pelvienne, on a observé que plus ils avaient de la difficulté à lever la jambe, plus le EMG des fléchisseurs des hanches était élevé[196]. Ces données montrent que les muscles qui s'attachent à la région lombo-pelvienne ne peuvent exercer leur rôle d'une bonne façon, malgré leur activation importante, puisque leurs points d'insertion n'est pas stable (région lombo-pelvienne). Une analyse exploratoire a été faite dans l'objectif de voir s'il y avait une corrélation entre les résultats objectifs et subjectifs du SAJT de notre étude. On a divisé le groupe en deux catégories. Le groupe ayant 4/22 et plus (qui manque de robustesse) et un groupe ayant moins de 4/22 (bonne robustesse). Les résultats nous indiquent qu'il n'y a pas de corrélation entre les données objectives et subjectives pour les sujets ayant une colonne robuste. Chez les sujets avec un mauvais contrôle neuromusculaire la corrélation était de 0.42 et de 0.87 pour la condition sans compression et celle avec compression postérieure respectivement. Malgré le fait que le nombre de sujets est trop faible pour tirer des conclusions, on peut quand même s'interroger sur les résultats. Peut-être que certains sujets avec un bon contrôle moteur ont eu tendance à surestimer la difficulté de levée de la jambe parce qu'ils ne voulaient pas utiliser l'extrême inférieur de l'échelle de cotation qui était 0/5 ou pas de difficulté.

Cette hypothèse pourrait expliquer le manque de corrélation entre les résultats objectifs et subjectifs chez ce groupe de sujets. On peut ainsi penser que ceux ayant un mauvais contrôle du « core » avaient vraiment de la difficulté à lever la jambe, or l'évaluation subjective a pu se rapprocher davantage de l'évaluation objective.

6.3. Analyse des résultats de l'étude sur la validité du SAJT :

Puisque le nombre de sujets inclus est insuffisant, il est impossible de tirer des conclusions sur la validité de construit de la version objective du SAJT. Cependant, en se fiant au calcul statistique « effect size » qui permet d'évaluer l'effet de l'entraînement indépendamment de la taille de l'échantillon, on voit que le groupe expérimental varie de façon importante tandis que le groupe contrôle varie peu (voir tableaux V, VI, VII). On observe que l'effet de l'entraînement est plus visible lors des conditions avec compressions (voir tableaux V, VI, VII). Ces résultats peuvent possiblement indiquer que le traitement améliore le recrutement des muscles locaux. De plus, ces données supportent indirectement la théorie proposant que la compression antérieure et la compression postérieure simulent l'action du TA et du MT respectivement[18, 197]. L'analyse de ces résultats est encourageante pour entreprendre une nouvelle étude avec plus de sujets qui pourra établir la validité du SAJT. Ces résultats sont aussi intéressants lorsqu'on se penche sur l'effet du programme d'entraînement qui semble avoir eut un impact bénéfique sur le contrôle neuromusculaire de la région lombo-pelvienne. L'entraînement moteur utilisé lors de la recherche diffère sur certains points des programmes d'entraînement préalablement cités dans la littérature. La différence la plus importante est au niveau de la de la progression entre la première et la deuxième phase d'exercice. Dans le programme de O'Sullivan, la contraction du système local devrait durer jusqu'à 60 secondes avant de passer à la deuxième étape[122]. De leur côté Lee et Richardson mentionnent que la progression devrait avoir lieu lorsque le sujet peut faire une co-contraction du TA et du MT pendant 10 répétitions tenues 10 secondes en

maintenant une colonne neutre, avec un patron de respiration latéral-costal et sans substitution de muscles superficiels[18, 19]. La progression de notre étude n'a pas tenu compte de la capacité individuelle d'isoler l'unité interne de chaque sujet et a automatiquement passé à la deuxième phase après 2 semaines. Une progression trop rapide peut ne pas atteindre l'objectif de rétablir l'activation appropriée des muscles locaux et ainsi les muscles globaux vont continuer à compenser[18, 19]. Cependant, Tsao et al. ont démontré qu'une seule session de recrutement spécifique des stabilisateurs locaux menait à un meilleur recrutement anticipatoire du TA[121]. Les habiletés motrices nécessaires pour progresser du premier au deuxième stade restent à être normalisées. De plus, le fait de progresser plus rapidement vers des exercices dynamiques peut avoir un impact positif sur l'adhérence des patients ou clients. En effet, plusieurs sujets ont fait le commentaire qu'ils trouvaient ennuyante la première série d'exercices. Dans notre étude, la contraction des muscles locaux des sujets a été examinée avec le test palpatoire développé par Hides et Richardson[213]. Lorsqu'on épluche la littérature, on s'aperçoit que plusieurs recherches observent le recrutement de la musculature profonde à l'aide d'un sonagramme (ultrason ou «rehabilitative ultrasound imaging (RUSI)»)[30, 97, 113, 186, 214, 215]. L'ultrason montre une haute reproductibilité intra-évaluateur et une reproductibilité inter-évaluateur adéquate pour évaluer le recrutement du TA et du MT[216]. De son côté, le test palpatoire démontre une reproductibilité modérée. Les auteurs de cette recherche concluent que ce test est assez reproductible au niveau clinique, mais ne devrait pas être utilisé dans un cadre de recherche[217]. Une étude sur l'entraînement de stabilité segmentaire chez des sujets sains a utilisé l'ultrason pour s'assurer que le TA pouvait être recruté de façon isolée[186]. L'utilisation de l'ultrason avec les sujets du groupe expérimental aurait donc été utile pour s'assurer d'un recrutement isolé des muscles profonds et ainsi améliorer la qualité de l'étude. Outre la version objective du SAJT, d'autres tests

cliniques ont été étudiés dans le but d'évaluer le recrutement moteur de la région lombo-pelvienne. Le « hip extension test » qu'on nomme aussi « prone hip extension test » ressemble au SAJT[198, 218]. Le sujet se place en décubitus ventral (sur le ventre), il doit faire une extension de la jambe et le thérapeute observe le mouvement de la colonne lombaire. Ce test permet d'avoir une vue directe sur la région lombo-pelvienne. Il est considéré comme ayant une bonne reproductibilité pour évaluer des patients souffrant de douleur lombaire[218]. Luomajoki et al. ont évalué la reproductibilité de dix tests évaluant la capacité à maintenir la région lombaire stable lors de différents mouvements. De cette étude, quatre tests ont démontré une bonne reproductibilité ($k > 0.6$) soit le « waiter's bow », le « sitting knee extension », le « pelvic tilt » et le « one leg stance »[219]. Une étude nouvellement publiée est la première à prouver la capacité de deux tests d'évaluation clinique du contrôle moteur lombo-pelvien à prédire le risque de blessure au dos et au bas du corps chez les athlètes[178]. Les tests sont le « knee lift abdominal test » et le « standing bow ». Le résultat de cette étude est très important car il donne aux cliniciens les premiers tests qui ont une valeur prédictive et qui pourront être utilisés dans le cadre de programmes de prévention des blessures[178].

7. Application pratique :

La version objective du soulèvement actif de la jambe tendue est le premier test clinique reproductible permettant d'évaluer la robustesse de la colonne vertébrale ou le contrôle neuromusculaire de la région lombo-pelvienne grâce à l'observation des mouvements compensatoires mais aussi des compensations musculaires. Il permet, grâce aux conditions avec compression pelvienne, d'avoir plus d'informations sur l'activité de la musculature interne. Il est, à notre connaissance, le troisième test clinique reproductible pouvant observer le recrutement des muscles du tronc chez des athlètes. On peut aussi avancer que ce test est l'outil d'évaluation donnant le plus d'informations cliniques sur

le contrôle du « core ». Il permet d'identifier les stratégies de stabilisation du SNC ainsi que d'informer le clinicien sur l'activité des muscles locaux et globaux de la région lombo-pelvienne. Il a été démontré qu'un déficit neuromusculaire des muscles du tronc est un facteur de risque de blessures à la région lombaire et aux membres inférieurs chez les athlètes. Ainsi les athlètes montrant des compensations importantes au SAJT objectif pourront être traités et possiblement prévenir une blessure. On recommande que les patients ou clients soient évalués par le même évaluateur puisque la reproductibilité inter-évaluateur est faible. De plus, ce test est valable seulement pour évaluer les joueurs de tennis.

8. Perspectives :

Il sera intéressant d'évaluer la validité du SAJT objectif dans le futur puisque les données recueillies lors de cette étude sont encourageantes. On pourra aussi vérifier l'efficacité de l'entraînement du « core » utilisé dans cette recherche. De plus, on pourra évaluer la validité et la reproductibilité du test avec différentes populations en s'assurant d'avoir des testeurs bien formés pour minimiser la différence entre chacune de leurs évaluations. Il sera aussi possible d'évaluer sa capacité prédictive en faisant des études prospectives. On pourra aussi établir un score minimal au SAJT objectif permettant d'identifier les sujets qui vont répondre positivement à un entraînement de stabilité segmentaire. Ainsi on pourra utiliser ce critère pour établir des règles de prédiction clinique. Finalement, la version objective du SAJT est un test clinique prometteur permettant d'identifier le contrôle neuromusculaire de la région lombo-pelvienne. Celui-ci est nécessaire pour préserver la stabilité de la colonne, pour maintenir un bon équilibre, pour respirer de façon optimale, pour éviter des blessures au dos et au bas du corps, pour diminuer la raideur des muscles des cuisses et peut-être pour améliorer les performance

9. Les sources documentaires (bibliographie) :

1. Reeves NP, Narendra KS, Cholewicki J. Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007 Mar;22(3):266-74.
2. Hodges PW, Cholewicki J. Functional control of the spine. In: Vleeming A, Mooney, V, Stockhart, R, editor. *Movement, Stability and Lumbopelvic Pain: Integration of Research and Therapy*: Elsevier; 2007. p. 489-512.
3. McGill SM, Cholewicki J. Biomechanical basis for stability: an explanation to enhance clinical utility. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2001 Feb;31(2):96-100.
4. Bergmark A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1989;230:1-54.
5. Crisco JJ, 3rd, Panjabi MM. The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine. A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. *Spine*. 1991 Jul;16(7):793-9.
6. Reeves NP, Everding VQ, Cholewicki J, Morrisette DC. The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Exp Brain Res*. 2006 Oct;174(4):694-700.
7. Hodges PW, Cresswell AG, Daggfeldt K, Thorstensson A. Three dimensional preparatory trunk motion precedes asymmetrical upper limb movement. *Gait Posture*. 2000 Apr;11(2):92-101.
8. Hodges P, Cresswell A, Thorstensson A. Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. *Exp Brain Res*. 1999 Jan;124(1):69-79.
9. Hodges PW, Gurfinkel VS, Brumagne S, Smith TC, Cordo PC. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Exp Brain Res*. 2002 Jun;144(3):293-302.
10. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*. 1992 Dec;5(4):383-9; discussion 97.
11. Crisco JJ, 3rd, Panjabi MM, Yamamoto I, Oxland TR. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II Experiment. *Clinical Biomechanics* 1992;7:27-32.
12. Saunders SW, Schache A, Rath D, Hodges PW. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005 Oct;20(8):784-93.
13. Saunders SW, Rath D, Hodges PW. Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. *Gait Posture*. 2004 Dec;20(3):280-90.
14. O'Sullivan P, Twomey L, Allison G, Sinclair J, Miller K. Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic low back pain. *Aust J Physiother*. 1997;43(2):91-8.
15. Hodges PW, Richardson CA. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res*. 1997 Apr;114(2):362-70.
16. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther*. 1997 Feb;77(2):132-42; discussion 42-4.
17. Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC. Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine*. 2002 Jan 15;27(2):E29-36.
18. Lee D. *The pelvic girdle. A approach to the examination and treatment of the lumbopelvic-hip region*. 3rd ed: Churchill Livingstone, Elsevier; 2004.

19. Richardson CA, Hodges PW, Hides JA. Therapeutic exercise for lombopelvic stabilisation, a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain. 2nd ed. London: Elsevier; 2004.
20. Hodges PW. Core stability exercise in chronic low back pain. *Orthop Clin North Am.* 2003 Apr;34(2):245-54.
21. Lee DG, Lee LJ, McLaughlin L. Stability, continence and breathing: the role of fascia following pregnancy and delivery. *J Bodyw Mov Ther.* 2008 Oct;12(4):333-48.
22. Barker PJ, Guggenheimer KT, Grkovic I, Briggs CA, Jones DC, Thomas CD, et al. Effects of tensioning the lumbar fasciae on segmental stiffness during flexion and extension: Young Investigator Award winner. *Spine.* 2006 Feb 15;31(4):397-405.
23. Barker PJ, Urquhart DM, Story IH, Fahrner M, Briggs CA. The middle layer of lumbar fascia and attachments to lumbar transverse processes: implications for segmental control and fracture. *Eur Spine J.* 2007 Dec;16(12):2232-7.
24. Hodges PW, Eriksson AE, Shirley D, Gandevia SC. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *J Biomech.* 2005 Sep;38(9):1873-80.
25. Hodges P, Kaigle Holm A, Holm S, Ekstrom L, Cresswell A, Hansson T, et al. Intervertebral stiffness of the spine is increased by evoked contraction of transversus abdominis and the diaphragm: in vivo porcine studies. *Spine.* 2003 Dec 1;28(23):2594-601.
26. Richardson CA, Snijders CJ, Hides JA, Damen L, Pas MS, Storm J. The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. *Spine.* 2002 Feb 15;27(4):399-405.
27. Pel JJ, Spoor CW, Pool-Goudzwaard AL, Hoek van Dijke GA, Snijders CJ. Biomechanical analysis of reducing sacroiliac joint shear load by optimization of pelvic muscle and ligament forces. *Ann Biomed Eng.* 2008 Mar;36(3):415-24.
28. Cowan SM, Schache AG, Brukner P, Bennell KL, Hodges PW, Coburn P, et al. Delayed onset of transversus abdominis in long-standing groin pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2004 Dec;36(12):2040-5.
29. Hodges P. Transversus abdominis: a different view of the elephant. *Br J Sports Med.* 2008 Dec;42(12):941-4.
30. Hides JA, Wong I, Wilson SJ, Belavy DL, Richardson CA. Assessment of abdominal muscle function during a simulated unilateral weight-bearing task using ultrasound imaging. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007 Aug;37(8):467-71.
31. Eriksson Crommert AE, Thorstensson A. Trunk muscle coordination in reaction to load-release in a position without vertical postural demand. *Exp Brain Res.* 2008 Mar;185(3):383-90.
32. Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Exp Brain Res.* 1994;98(2):336-41.
33. Hodges PW, Gandevia SC. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *J Appl Physiol.* 2000 Sep;89(3):967-76.
34. Misuri G, Colagrande S, Gorini M, Iandelli I, Mancini M, Duranti R, et al. In vivo ultrasound assessment of respiratory function of abdominal muscles in normal subjects. *Eur Respir J.* 1997 Dec;10(12):2861-7.
35. Sapsford RR, Hodges PW. Contraction of the pelvic floor muscles during abdominal maneuvers. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001 Aug;82(8):1081-8.
36. Sapsford RR, Hodges PW, Richardson CA, Cooper DH, Markwell SJ, Jull GA. Co-activation of the abdominal and pelvic floor muscles during voluntary exercises. *Neurorol Urodyn.* 2001;20(1):31-42.

37. Neumann P, Gill V. Pelvic floor and abdominal muscle interaction: EMG activity and intra-abdominal pressure. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct.* 2002;13(2):125-32.
38. McEvoy MP, Cowling AJ, Fulton IJ, Williams MT. Transversus abdominis: changes in thickness during an incremental upper limb exercise test. *Physiother Theory Pract.* 2008 Jul-Aug;24(4):265-73.
39. Urquhart DM, Barker PJ, Hodges PW, Story IH, Briggs CA. Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005 Mar;20(3):233-41.
40. Urquhart DM, Hodges PW. Differential activity of regions of transversus abdominis during trunk rotation. *Eur Spine J.* 2005 May;14(4):393-400.
41. Urquhart DM, Hodges PW, Allen TJ, Story IH. Abdominal muscle recruitment during a range of voluntary exercises. *Man Ther.* 2005 May;10(2):144-53.
42. Urquhart DM, Hodges PW, Story IH. Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait Posture.* 2005 Dec;22(4):295-301.
43. MacDonald DA, Moseley GL, Hodges PW. The lumbar multifidus: does the evidence support clinical beliefs? *Man Ther.* 2006 Nov;11(4):254-63.
44. Wilke HJ, Wolf S, Claes LE, Arand M, Wiesend A. Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine.* 1995 Jan 15;20(2):192-8.
45. Claus AP, Hides JA, Moseley GL, Hodges PW. Different ways to balance the spine: subtle changes in sagittal spinal curves affect regional muscle activity. *Spine.* 2009 Mar 15;34(6):E208-14.
46. Hungerford B, Gilleard W, Hodges P. Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain. *Spine.* 2003 Jul 15;28(14):1593-600.
47. Solomonow M, Zhou BH, Harris M, Lu Y, Baratta RV. The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. *Spine.* 1998 Dec 1;23(23):2552-62.
48. Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC. External perturbation of the trunk in standing humans differentially activates components of the medial back muscles. *J Physiol.* 2003 Mar 1;547(Pt 2):581-7.
49. Hodges PW, Butler JE, McKenzie DK, Gandevia SC. Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *J Physiol.* 1997 Dec 1;505 (Pt 2):539-48.
50. Shirley D, Hodges PW, Eriksson AE, Gandevia SC. Spinal stiffness changes throughout the respiratory cycle. *J Appl Physiol.* 2003 Oct;95(4):1467-75.
51. Hodges PW, Gandevia SC. Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *J Physiol.* 2000 Jan 1;522 Pt 1:165-75.
52. Hodges PW, Heijnen I, Gandevia SC. Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *J Physiol.* 2001 Dec 15;537(Pt 3):999-1008.
53. Hodges PW, Sapsford R, Pengel LH. Postural and respiratory functions of the pelvic floor muscles. *Neurourol Urodyn.* 2007;26(3):362-71.
54. Bendova P, Ruzicka P, Peterova V, Fricova M, Springrova I. MRI-based registration of pelvic alignment affected by altered pelvic floor muscle characteristics. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007 Nov;22(9):980-7.
55. Pool-Goudzwaard A, van Dijke GH, van Gurp M, Mulder P, Snijders C, Stoeckart R. Contribution of pelvic floor muscles to stiffness of the pelvic ring. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004 Jul;19(6):564-71.
56. Sjodahl J, Kvist J, Gutke A, Oberg B. The postural response of the pelvic floor muscles during limb movements: a methodological electromyography study in parous women without lumbopelvic pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009 Feb;24(2):183-9.

57. McCook DT, Vicenzino B, Hodges PW. Activity of deep abdominal muscles increases during submaximal flexion and extension efforts but antagonist co-contraction remains unchanged. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007 Dec 19.
58. Carpenter MG, Tokuno CD, Thorstensson A, Cresswell AG. Differential control of abdominal muscles during multi-directional support-surface translations in man. *Exp Brain Res.* 2008 Jul;188(3):445-55.
59. Brumagne S, Janssens L, Knapen S, Claeys K, Suuden-Johanson E. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. *Eur Spine J.* 2008 Sep;17(9):1177-84.
60. Henry SM, Hitt JR, Jones SL, Bunn JY. Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006 Nov;21(9):881-92.
61. Grimstone SK, Hodges PW. Impaired postural compensation for respiration in people with recurrent low back pain. *Exp Brain Res.* 2003 Jul;151(2):218-24.
62. Smith M, Coppieters MW, Hodges PW. Effect of experimentally induced low back pain on postural sway with breathing. *Exp Brain Res.* 2005 Sep;166(1):109-17.
63. Marras WS, Ferguson SA, Burr D, Davis KG, Gupta P. Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. *Spine J.* 2004 Jan-Feb;4(1):64-75.
64. Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Failure to use movement in postural strategies leads to increased spinal displacement in low back pain. *Spine.* 2007 Sep 1;32(19):E537-43.
65. Jacobs JV, Henry SM, Nagle KJ. People with chronic low back pain exhibit decreased variability in the timing of their anticipatory postural adjustments. *Behav Neurosci.* 2009 Apr;123(2):455-8.
66. Moseley GL, Hodges PW. Are the changes in postural control associated with low back pain caused by pain interference? *Clin J Pain.* 2005 Jul-Aug;21(4):323-9.
67. Hodges P, van den Hoorn W, Dawson A, Cholewicki J. Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *J Biomech.* 2009 Jan 5;42(1):61-6.
68. van Dieen JH, Selen LP, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003 Aug;13(4):333-51.
69. Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T, Svarrer H, Svensson P. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain.* 1996 Feb;64(2):231-40.
70. Kaigle AM, Wessberg P, Hansson TH. Muscular and kinematic behavior of the lumbar spine during flexion-extension. *J Spinal Disord.* 1998 Apr;11(2):163-74.
71. Lamoth CJ, Daffertshofer A, Meijer OG, Beek PJ. How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait Posture.* 2006 Feb;23(2):230-9.
72. O'Sullivan PB, Beales DJ, Beetham JA, Cripps J, Graf F, Lin IB, et al. Altered motor control strategies in subjects with sacroiliac joint pain during the active straight-leg-raise test. *Spine.* 2002 Jan 1;27(1):E1-8.
73. Lamoth CJ, Meijer OG, Daffertshofer A, Wuisman PI, Beek PJ. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *Eur Spine J.* 2006 Jan;15(1):23-40.
74. van Dieen JH, Cholewicki J, Radebold A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine.* 2003 Apr 15;28(8):834-41.

75. Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*. 2001 Apr 1;26(7):724-30.
76. Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel TC. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine*. 2000 Apr 15;25(8):947-54.
77. Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine*. 2004 Mar 15;29(6):E107-12.
78. O'Sullivan PB, Burnett A, Floyd AN, Gadsdon K, Logiudice J, Miller D, et al. Lumbar repositioning deficit in a specific low back pain population. *Spine*. 2003 May 15;28(10):1074-9.
79. Panjabi MM. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *Eur Spine J*. 2006 May;15(5):668-76.
80. Schleip R, Vleeming A, Lehmann-Horn F, Klingler W. Letter to the Editor concerning "A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction" (M. Panjabi). *Eur Spine J*. 2007 Oct;16(10):1733-5; author reply 6.
81. Moseley GL, Hodges PW. Reduced variability of postural strategy prevents normalization of motor changes induced by back pain: a risk factor for chronic trouble? *Behav Neurosci*. 2006 Apr;120(2):474-6.
82. Moseley GL, Nicholas MK, Hodges PW. Does anticipation of back pain predispose to back trouble? *Brain*. 2004 Oct;127(Pt 10):2339-47.
83. Tsao H, Galea MP, Hodges PW. Reorganization of the motor cortex is associated with postural control deficits in recurrent low back pain. *Brain*. 2008 Aug;131(Pt 8):2161-71.
84. Silfies SP, Squillante D, Maurer P, Westcott S, Karduna AR. Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005 Jun;20(5):465-73.
85. MacDonald D, Moseley GL, Hodges PW. Why do some patients keep hurting their back? Evidence of ongoing back muscle dysfunction during remission from recurrent back pain. *Pain*. 2009 Apr;142(3):183-8.
86. Hodges PW, Moseley GL. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003 Aug;13(4):361-70.
87. McLaughlin L. Breathing evaluation and retraining in manual therapy. *J Bodyw Mov Ther*. 2009 Jul;13(3):276-82.
88. Danneels LA, Coorevits PL, Cools AM, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, et al. Differences in electromyographic activity in the multifidus muscle and the iliocostalis lumborum between healthy subjects and patients with sub-acute and chronic low back pain. *Eur Spine J*. 2002 Feb;11(1):13-9.
89. Hides JA, Belavy DL, Cassar L, Williams M, Wilson SJ, Richardson CA. Altered response of the anterolateral abdominal muscles to simulated weight-bearing in subjects with low back pain. *Eur Spine J*. 2009 Mar;18(3):410-8.
90. Reeves NP, Cholewicki J, Narendra KS. Effects of reflex delays on postural control during unstable seated balance. *J Biomech*. 2009 Jan 19;42(2):164-70.
91. Cole MH, Grimshaw PN. Trunk muscle onset and cessation in golfers with and without low back pain. *J Biomech*. 2008 Sep 18;41(13):2829-33.
92. Ferguson SA, Marras WS, Burr DL, Davis KG, Gupta P. Differences in motor recruitment and resulting kinematics between low back pain patients and asymptomatic participants during lifting exertions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004 Dec;19(10):992-9.
93. Hodges PW. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res*. 2001 Nov;141(2):261-6.

94. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*. 1996 Nov 15;21(22):2640-50.
95. Leinonen V, Kankaanpää M, Luukkonen M, Hanninen O, Airaksinen O, Taimela S. Disc herniation-related back pain impairs feed-forward control of paraspinal muscles. *Spine*. 2001 Aug 15;26(16):E367-72.
96. Saunders SW, Hodges PW. Lumbo-pelvic stability: the coordination of deep and superficial trunk muscle activity during human locomotion.
97. Kiesel KB, Uhl T, Underwood FB, Nitz AJ. Rehabilitative ultrasound measurement of select trunk muscle activation during induced pain. *Man Ther*. 2008 May;13(2):132-8.
98. Ferreira PH, Ferreira ML, Hodges PW. Changes in recruitment of the abdominal muscles in people with low back pain: ultrasound measurement of muscle activity. *Spine*. 2004 Nov 15;29(22):2560-6.
99. Critchley DJ, Coutts FJ. Abdominal muscle function in chronic low back pain patients: Measurement with real-time ultrasound scanning. *Physiotherapy*. 2002;88(6):322-84.
100. Teyhen DS, Williamson JN, Carlson NH, Suttles ST, O'Laughlin SJ, Whittaker JL, et al. Ultrasound characteristics of the deep abdominal muscles during the active straight leg raise test. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009 May;90(5):761-7.
101. Hides J, Stanton W, Freke M, Wilson S, McMahon S, Richardson C. MRI study of the size, symmetry and function of the trunk muscles among elite cricketers with and without low back pain. *Br J Sports Med*. 2008 Oct;42(10):509-13.
102. Richardson CA, Hides JA, Wilson S, Stanton W, Snijders CJ. Lumbo-pelvic joint protection against antigravity forces: motor control and segmental stiffness assessed with magnetic resonance imaging. *J Gravit Physiol*. 2004 Jul;11(2):P119-22.
103. Hides JA, Stokes MJ, Saide M, Jull GA, Cooper DH. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine*. 1994 Jan 15;19(2):165-72.
104. Wallwork TL, Stanton WR, Freke M, Hides JA. The effect of chronic low back pain on size and contraction of the lumbar multifidus muscle. *Man Ther*. 2008 Nov 20.
105. Hodges P, Holm AK, Hansson T, Holm S. Rapid atrophy of the lumbar multifidus follows experimental disc or nerve root injury. *Spine*. 2006 Dec 1;31(25):2926-33.
106. Hides J, Gilmore C, Stanton W, Bohlscheid E. Multifidus size and symmetry among chronic LBP and healthy asymptomatic subjects. *Man Ther*. 2008 Feb;13(1):43-9.
107. Barker KL, Shamley DR, Jackson D. Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain: the relationship to pain and disability. *Spine*. 2004 Nov 15;29(22):E515-9.
108. Pool-Goudzwaard AL, Slieker ten Hove MC, Vierhout ME, Mulder PH, Pool JJ, Snijders CJ, et al. Relations between pregnancy-related low back pain, pelvic floor activity and pelvic floor dysfunction. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct*. 2005 Nov-Dec;16(6):468-74.
109. Preuss R, Fung J. Can acute low back pain result from segmental spinal buckling during sub-maximal activities? A review of the current literature. *Man Ther*. 2005 Feb;10(1):14-20.
110. Roussel N, Nijs J, Truijzen S, Vervecken L, Mottram S, Stassijns G. Altered breathing patterns during lumbopelvic motor control tests in chronic low back pain: a case-control study. *Eur Spine J*. 2009 May 10.

111. Hamaoui A, Do MC, Bouisset S. Postural sway increase in low back pain subjects is not related to reduced spine range of motion. *Neurosci Lett*. 2004 Mar 4;357(2):135-8.
112. Chaitow L. Breathing pattern disorders and back pain. In: Vleeming A, Mooney, V. and Stockhart, R., editor. *Movement, Stability and Lumbopelvic Pain: Integration of Research and Therapy*: Elsevier; 2007. p. 563-71.
113. Whittaker JL. Ultrasound imaging of the lateral abdominal wall muscles in individuals with lumbopelvic pain and signs of concurrent hypocapnia. *Man Ther*. 2008 Oct;13(5):404-10.
114. Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine*. 1996 Dec 1;21(23):2763-9.
115. Cholewicki J, Greene HS, Polzhofer GK, Galloway MT, Shah RA, Radebold A. Neuromuscular function in athletes following recovery from a recent acute low back injury. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2002 Nov;32(11):568-75.
116. Cholewicki J, Silfies SP, Shah RA, Greene HS, Reeves NP, Alvi K, et al. Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine*. 2005 Dec 1;30(23):2614-20.
117. Greene HS, Cholewicki J, Galloway MT, Nguyen CV, Radebold A. A history of low back injury is a risk factor for recurrent back injuries in varsity athletes. *Am J Sports Med*. 2001 Nov-Dec;29(6):795-800.
118. McGill SM. Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev*. 2001;29(1):26-31.
119. Mens JM, Snijders CJ, Stam HJ. Diagonal trunk muscle exercises in peripartum pelvic pain: a randomized clinical trial. *Phys Ther*. 2000 Dec;80(12):1164-73.
120. Hall L, Tsao H, Macdonald D, Coppieters M, Hodges PW. Immediate effects of co-contraction training on motor control of the trunk muscles in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2007 Nov 21.
121. Tsao H, Hodges PW. Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Exp Brain Res*. 2007 Aug;181(4):537-46.
122. O'Sullivan PB. Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Man Ther*. 2000 Feb;5(1):2-12.
123. Richardson CA, Jull GA. Muscle control-pain control. What exercises would you prescribe? *Man Ther*. 1995 Nov;1(1):2-10.
124. Sapsford R. Rehabilitation of pelvic floor muscles utilizing trunk stabilization. *Man Ther*. 2004 Feb;9(1):3-12.
125. O'Sullivan P. Clinical instability of the lumbar spine: its pathological basis, diagnosis and conservative management. In: Boyling JD, Jull G.A., editor. *Grieve's modern manual therapy, the vertebral column*. 3 ed. London: Elsevier; 2004. p. 311-31.
126. Ferreira P, Ferreira M, Maher C, Refshauge K, Herbert R, Hodges P. Changes in recruitment of transversus abdominis correlate with disability in people with chronic low back pain. *Br J Sports Med*. 2009 May 26.
127. Tsao H, Hodges PW. Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008 Aug;18(4):559-67.
128. Hides JA, Stanton WR, McMahon S, Sims K, Richardson CA. Effect of stabilization training on multifidus muscle cross-sectional area among young elite cricketers with low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008 Mar;38(3):101-8.
129. O'Sullivan PB, Beales DJ. Changes in pelvic floor and diaphragm kinematics and respiratory patterns in subjects with sacroiliac joint pain following a motor learning intervention: a case series. *Man Ther*. 2007 Aug;12(3):209-18.
130. Hides JA, Jull GA, Richardson CA. Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. *Spine*. 2001 Jun 1;26(11):E243-8.

131. Ferreira PH, Ferreira ML, Maher CG, Herbert RD, Refshauge K. Specific stabilisation exercise for spinal and pelvic pain: a systematic review. *Aust J Physiother.* 2006;52(2):79-88.
132. Stuge B, Veierod MB, Laerum E, Vollestad N. The efficacy of a treatment program focusing on specific stabilizing exercises for pelvic girdle pain after pregnancy: a two-year follow-up of a randomized clinical trial. *Spine.* 2004 May 15;29(10):E197-203.
133. O'Sullivan PB, Phytty GD, Twomey LT, Allison GT. Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine.* 1997 Dec 15;22(24):2959-67.
134. Macedo LG, Maher CG, Latimer J, McAuley JH. Motor control exercise for persistent, nonspecific low back pain: a systematic review. *Phys Ther.* 2009 Jan;89(1):9-25.
135. Rasmussen-Barr E, Nilsson-Wikmar L, Arvidsson I. Stabilizing training compared with manual treatment in sub-acute and chronic low-back pain. *Man Ther.* 2003 Nov;8(4):233-41.
136. Meziat Filho N, Santos S, Rocha RM. Long-term effects of a stabilization exercise therapy for chronic low back pain. *Man Ther.* 2009 Aug;14(4):444-7.
137. Ferreira ML, Ferreira PH, Latimer J, Herbert RD, Hodges PW, Jennings MD, et al. Comparison of general exercise, motor control exercise and spinal manipulative therapy for chronic low back pain: A randomized trial. *Pain.* 2007 Sep;131(1-2):31-7.
138. Jull G, Falla D, Treleaven J, Hodges P, Vicenzino B. Retraining cervical joint position sense: the effect of two exercise regimes. *J Orthop Res.* 2007 Mar;25(3):404-12.
139. Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Use of real-time ultrasound imaging for feedback in rehabilitation. *Manual Therapy.* 1998;3(3):125-31.
140. Stuge B, Morkved S, Dahl HH, Vollestad N. Abdominal and pelvic floor muscle function in women with and without long lasting pelvic girdle pain. *Man Ther.* 2006 Nov;11(4):287-96.
141. Stuge B, Vollestad NK. Important aspects for efficacy of treatment with specific stabilizing exercises for postpartum pelvic girdle pain. In: Vleeming A, Mooney, V., Stockhart, R., editor. *Movement, Stability and Lumbopelvic Pain: Integration of Research and Therapy*; Elsevier; 2007. p. 547-61.
142. Cholewicki J, VanVliet JJ. Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002 Feb;17(2):99-105.
143. Kavcic N, Grenier S, McGill SM. Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine.* 2004 Jun 1;29(11):1254-65.
144. Grenier SG, McGill SM. Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007 Jan;88(1):54-62.
145. Stuge B, Laerum E, Kirkesola G, Vollestad N. The efficacy of a treatment program focusing on specific stabilizing exercises for pelvic girdle pain after pregnancy: a randomized controlled trial. *Spine.* 2004 Feb 15;29(4):351-9.
146. Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, Bourgeois J, Dankaerts W, et al. Effects of three different training modalities on the cross sectional area of the lumbar multifidus muscle in patients with chronic low back pain. *Br J Sports Med.* 2001 Jun;35(3):186-91.
147. Barr KP, Griggs M, Cadby T. Lumbar stabilization: a review of core concepts and current literature, part 2. *Am J Phys Med Rehabil.* 2007 Jan;86(1):72-80.
148. Hibbs AE, Thompson KG, French D, Wrigley A, Spears I. Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Med.* 2008;38(12):995-1008.

149. Mottram S, Comerford M. A new perspective on risk assessment. *Phys Ther Sport*. 2008 Feb;9(1):40-51.
150. Kolber MJ, Beekhuizen K. Lumbar stabilization: An evidence-based approach for the athlete with low back pain. *Strength and Conditioning Journal*. 2007;29(2):26-37.
151. McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003 Aug;13(4):353-9.
152. Kollmitzer J, Ebenbichler GR, Sabo A, Kerschman K, Bochdansky T. Effects of back extensor strength training versus balance training on postural control. *Med Sci Sports Exerc*. 2000 Oct;32(10):1770-6.
153. Noris CM. Spinal stabilisation 5. An exercise programme to enhance lumbar stabilisation *Physiotherapy*. 1995;81(3):138-46.
154. Kofotolis N, Kellis E. Effects of two 4-week proprioceptive neuromuscular facilitation programs on muscle endurance, flexibility, and functional performance in women with chronic low back pain. *Phys Ther*. 2006 Jul;86(7):1001-12.
155. Pedersen MT, Essendrop M, Skotte JH, Jorgensen K, Schibye B, Fallentin N. Back muscle response to sudden trunk loading can be modified by training among healthcare workers. *Spine*. 2007 Jun 1;32(13):1454-60.
156. Curnow D, Cobbin D, Wyndham J, Boris Choy ST. Altered motor control, posture and the Pilates method of exercise prescription. *J Bodyw Mov Ther*. 2009 Jan;13(1):104-11.
157. Endleman I, Critchley DJ. Transversus abdominis and obliquus internus activity during pilates exercises: measurement with ultrasound scanning. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008 Nov;89(11):2205-12.
158. Omkar SN, Vishwas S, Tech B. Yoga techniques as a means of core stability training. *J Bodyw Mov Ther*. 2009 Jan;13(1):98-103.
159. Pool-Goudzwaard AL, Vleeming A, Stoeckart R, Snijders CJ, Mens JM. Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanical approach to 'a-specific' low back pain. *Man Ther*. 1998 Feb;3(1):12-20.
160. Carter JM, Beam WC, McMahan SG, Barr ML, Brown LE. The effects of stability ball training on spinal stability in sedentary individuals. *J Strength Cond Res*. 2006 May;20(2):429-35.
161. Marshall PW, Murphy BA. Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005 Feb;86(2):242-9.
162. Cosio-Lima LM, Reynolds KL, Winter C, Paolone V, Jones MT. Effects of physioball and conventional floor exercises on early phase adaptations in back and abdominal core stability and balance in women. *J Strength Cond Res*. 2003 Nov;17(4):721-5.
163. McGill SM, Karpowicz A, Fenwick CM. Ballistic abdominal exercises: muscle activation patterns during three activities along the stability/mobility continuum. *J Strength Cond Res*. 2009 May;23(3):898-905.
164. Behm DG, Leonard AM, Young WB, Bonsey WA, MacKinnon SN. Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *J Strength Cond Res*. 2005 Feb;19(1):193-201.
165. Hamlyn N, Behm DG, Young WB. Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities. *J Strength Cond Res*. 2007 Nov;21(4):1108-12.
166. Standaert CJ, Weinstein SM, Rumpeltes J. Evidence-informed management of chronic low back pain with lumbar stabilization exercises. *Spine J*. 2008 Jan-Feb;8(1):114-20.

167. Hebert J, Koppenhaver S, Fritz J, Parent E. Clinical prediction for success of interventions for managing low back pain. *Clin Sports Med*. 2008 Jul;27(3):463-79, ix-x.
168. Hicks GE, Fritz JM, Delitto A, McGill SM. Preliminary development of a clinical prediction rule for determining which patients with low back pain will respond to a stabilization exercise program. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005 Sep;86(9):1753-62.
169. Fritz JM, Whitman JM, Childs JD. Lumbar spine segmental mobility assessment: an examination of validity for determining intervention strategies in patients with low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005 Sep;86(9):1745-52.
170. Dankaerts W, O'Sullivan P, Burnett A, Straker L. Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: importance of subclassification. *Spine*. 2006 Aug 1;31(17):2017-23.
171. O'Sullivan PB, Beales DJ. Diagnosis and classification of pelvic girdle pain disorders, Part 2: illustration of the utility of a classification system via case studies. *Man Ther*. 2007 May;12(2):e1-12.
172. Kiesel KB, Underwood FB, Mattacola CG, Nitz AJ, Malone TR. A comparison of select trunk muscle thickness change between subjects with low back pain classified in the treatment-based classification system and asymptomatic controls. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007 Oct;37(10):596-607.
173. O'Sullivan P. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Man Ther*. 2005 Nov;10(4):242-55.
174. Reeve A, Dilley A. Effects of posture on the thickness of transversus abdominis in pain-free subjects. *Man Ther*. 2009 May 12.
175. Belavy DL, Richardson CA, Wilson SJ, Rittweger J, Felsenberg D. Superficial lumbopelvic muscle overactivity and decreased cocontraction after 8 weeks of bed rest. *Spine*. 2007 Jan 1;32(1):E23-9.
176. Hides JA, Belavy DL, Stanton W, Wilson SJ, Rittweger J, Felsenberg D, et al. Magnetic resonance imaging assessment of trunk muscles during prolonged bed rest. *Spine*. 2007 Jul 1;32(15):1687-92.
177. Belavy DL, Richardson CA, Wilson SJ, Felsenberg D, Rittweger J. Tonic-to-phasic shift of lumbo-pelvic muscle activity during 8 weeks of bed rest and 6-months follow up. *J Appl Physiol*. 2007 Jul;103(1):48-54.
178. Roussel NA, Nijs J, Mottram S, Van Moorsel A, Truijen S, Stassijns G. Altered lumbopelvic movement control but not generalized joint hypermobility is associated with increased injury in dancers. A prospective study. *Man Ther*. 2009 Jan 27.
179. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sports Med*. 2007 Jul;35(7):1123-30.
180. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. The effects of core proprioception on knee injury: a prospective biomechanical-epidemiological study. *Am J Sports Med*. 2007 Mar;35(3):368-73.
181. Kulas AS, Schmitz RJ, Shultz SJ, Henning JM, Perrin DH. Sex-specific abdominal activation strategies during landing. *J Athl Train*. 2006 Oct-Dec;41(4):381-6.
182. Zazulak B, Cholewicki J, Reeves NP. Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention. *J Am Acad Orthop Surg*. 2008 Sep;16(9):497-505.
183. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med*. 2009 Jun;43(6):417-22.

184. Kuszewski M, Gnat R, Saulicz E. Stability training of the lumbo-pelvo-hip complex influence stiffness of the hamstrings: a preliminary study. *Scand J Med Sci Sports*. 2009 Apr;19(2):260-6.
185. Mills JD, Taunton JE, Mills WA. The effect of a 10-week training regimen on lumbo-pelvic stability and athletic performance in female athletes: A randomized-controlled trial. *Physical Therapy in Sport*. 2005;6:60-6.
186. Stevens VK, Coorevits PL, Bouche KG, Mahieu NN, Vanderstraeten GG, Danneels LA. The influence of specific training on trunk muscle recruitment patterns in healthy subjects during stabilization exercises. *Man Ther*. 2007 Aug;12(3):271-9.
187. Hewett TE, Ford KR, Myer GD. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *Am J Sports Med*. 2006 Mar;34(3):490-8.
188. Myer GD, Chu DA, Brent JL, Hewett TE. Trunk and hip control neuromuscular training for the prevention of knee joint injury. *Clin Sports Med*. 2008 Jul;27(3):425-48, ix.
189. Quatman CE, Hewett TE. The anterior cruciate ligament injury controversy: is "valgus collapse" a sex-specific mechanism? *Br J Sports Med*. 2009 May;43(5):328-35.
190. Mens JM, Vleeming A, Snijders CJ, Koes BW, Stam HJ. Reliability and validity of the active straight leg raise test in posterior pelvic pain since pregnancy. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001 May 15;26(10):1167-71.
191. Mens JM, Vleeming A, Snijders CJ, Stam HJ, Ginai AZ. The active straight leg raising test and mobility of the pelvic joints. *Eur Spine J*. 1999;8(6):468-73.
192. Roussel NA, Nijs J, Truijien S, Smeuninx L, Stassijns G. Low back pain: clinimetric properties of the Trendelenburg test, active straight leg raise test, and breathing pattern during active straight leg raising. *J Manipulative Physiol Ther*. 2007 May;30(4):270-8.
193. Mens JM, Vleeming A, Snijders CJ, Ronchetti I, Stam HJ. Reliability and validity of hip adduction strength to measure disease severity in posterior pelvic pain since pregnancy. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002 Aug 1;27(15):1674-9.
194. Mens J, Inklaar H, Koes BW, Stam HJ. A new view on adduction-related groin pain. *Clin J Sport Med*. 2006 Jan;16(1):15-9.
195. Vollestad NK, Stuge B. Prognostic factors for recovery from postpartum pelvic girdle pain. *Eur Spine J*. 2009 May;18(5):718-26.
196. de Groot M, Pool-Goudzwaard AL, Spoor CW, Snijders CJ. The active straight leg raising test (ASLR) in pregnant women: differences in muscle activity and force between patients and healthy subjects. *Man Ther*. 2008 Feb;13(1):68-74.
197. Mens JM, Damen L, Snijders CJ, Stam HJ. The mechanical effect of a pelvic belt in patients with pregnancy-related pelvic pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006 Feb;21(2):122-7.
198. Takasaki H, Iizawa T, Hall T, Nakamura T, Kaneko S. The influence of increasing sacroiliac joint force closure on the hip and lumbar spine extensor muscle firing pattern. *Man Ther*. 2009 Oct;14(5):484-9.
199. Hayen A, Dennis RJ, Finch CF. Determining the intra- and inter-observer reliability of screening tools used in sports injury research. *J Sci Med Sport*. 2007 Aug;10(4):201-10.
200. Bausel, Li. *Power analysis for experimental research*. Cambridge: Cambridge University Press; 2002.
201. Munro B. *Statistical methods for health care research*. . Third edition ed. New York: Lippincott; 1997.
202. Currier D. *Elements of research in physical therapy*. Baltimore: Williams and Wilkins; 1990.

203. O'Sullivan PB, Twomey L, Allison GT. Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998 Feb;27(2):114-24.
204. Beales DJ, O'Sullivan PB, Briffa NK. Motor control patterns during an active straight leg raise in pain-free subjects. *Spine.* 2009 Jan 1;34(1):E1-8.
205. Thompson JA, O'Sullivan PB, Briffa NK, Neumann P. Differences in muscle activation patterns during pelvic floor muscle contraction and Valsalva maneuver. *Neurourol Urodyn.* 2006;25(2):148-55.
206. Lee LJ. Is it possible to be too stable. *Orthopaedic Division Review.* 2006;November/December:19-23.
207. Mens J, Hoek van Dijke G, Pool-Goudzwaard A, van der Hulst V, Stam H. Possible harmful effects of high intra-abdominal pressure on the pelvic girdle. *J Biomech.* 2006;39(4):627-35.
208. O'Sullivan PB, Beales DJ. Diagnosis and classification of pelvic girdle pain disorders--Part 1: a mechanism based approach within a biopsychosocial framework. *Man Ther.* 2007 May;12(2):86-97.
209. Damen L, Spoor CW, Snijders CJ, Stam HJ. Does a pelvic belt influence sacroiliac joint laxity? *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002 Aug;17(7):495-8.
210. Pel JJ, Spoor CW, Goossens RH, Pool-Goudzwaard AL. Biomechanical model study of pelvic belt influence on muscle and ligament forces. *J Biomech.* 2008;41(9):1878-84.
211. Scholtes SA, Gombatto SP, Van Dillen LR. Differences in lumbopelvic motion between people with and people without low back pain during two lower limb movement tests. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009 Jan;24(1):7-12.
212. Van Dillen LR, Bloom NJ, Gombatto SP, Susco TM. Hip rotation range of motion in people with and without low back pain who participate in rotation-related sports. *Phys Ther Sport.* 2008 May;9(2):72-81.
213. Hides JA, Richardson CA. A clinical palpation test to check the activation of the deep stabilizing muscles of the lumbar spine. *International Sportmed Journal.* 2000;1(4).
214. Vasseljen O, Dahl HH, Mork PJ, Torp HG. Muscle activity onset in the lumbar multifidus muscle recorded simultaneously by ultrasound imaging and intramuscular electromyography. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006 Nov;21(9):905-13.
215. Teyhen DS, Rieger JL, Westrick RB, Miller AC, Molloy JM, Childs JD. Changes in deep abdominal muscle thickness during common trunk-strengthening exercises using ultrasound imaging. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008 Oct;38(10):596-605.
216. Koppenhaver SL, Hebert JJ, Fritz JM, Parent EC, Teyhen DS, Magel JS. Reliability of rehabilitative ultrasound imaging of the transversus abdominis and lumbar multifidus muscles. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009 Jan;90(1):87-94.
217. Costa LO, Costa Lda C, Cancado RL, Oliveira Wde M, Ferreira PH. Short report: intra-tester reliability of two clinical tests of transversus abdominis muscle recruitment. *Physiother Res Int.* 2006 Mar;11(1):48-50.
218. Murphy DR, Byfield D, McCarthy P, Humphreys K, Gregory AA, Rochon R. Interexaminer reliability of the hip extension test for suspected impaired motor control of the lumbar spine. *J Manipulative Physiol Ther.* 2006 Jun;29(5):374-7.
219. Luomajoki H, Kool J, de Bruin ED, Airaksinen O. Reliability of movement control tests in the lumbar spine. *BMC Musculoskelet Disord.* 2007;8:90.

LES ANNEXES :

Annexe 1 : Programme d'exercices et journal de bord du sujet

La région lombo-pelvienne :



Figure 1

Pourquoi la stabilité lombo-pelvienne est-elle importante pour le joueur de tennis ?

La région lombo-pelvienne est un point critique où le transfert des forces entre le tronc et les membres inférieurs a lieu. La stabilité de cette région est assurée par trois composantes : le système passif (ligaments, forme des articulations), le système actif (les muscles et tendons), le système neural (coordonne les muscles et le moment où ils vont se contracter). On sait déjà que sans les muscles, la colonne vertébrale peut soutenir très peu de force. Il est donc primordial que les muscles et le système neural soient efficaces pour stabiliser la ceinture lombo-pelvienne.

Une stabilité optimale permettra de prévenir les blessures et d'améliorer les performances du joueur de tennis. En effet, le tennis est un sport où il y a des rotations constantes du tronc mettant énormément de stress répété sur les structures vertébrales. Les muscles profonds du tronc doivent être habiles et endurants pour éviter des mouvements excessifs des vertèbres et éviter une blessure pouvant sortir du court le joueur de tennis pour plusieurs semaines. Les muscles des jambes permettent au joueur de tennis de se propulser avec puissance d'un côté à l'autre du terrain. Plusieurs de ces muscles s'attachent dans la région lombo-pelvienne. Évidemment, si cette région n'est pas stable, les muscles n'ont la capacité de contracter à leur pleine capacité, pouvant faire la différence entre un joueur qui atteint une balle courte au filet et un joueur qui ne se rend pas.

Quels sont les muscles responsables de la stabilité de la région lombo-pelvienne ?

On divise les muscles en deux catégories, les stabilisateurs globaux et les stabilisateurs locaux. Les stabilisateurs globaux sont des muscles plus superficiels qui n'ont pas seulement la tâche de stabiliser la colonne mais aussi de la faire bouger (flexion, extension, rotation). Le grand droit abdominal (« 6 pack »), les abdominaux obliques externes, les extenseurs du tronc (voir figure 3) sont de ceux là. Les stabilisateurs

locaux sont profonds et s'attachent sur la colonne et ont la tâche principale de stabiliser la ceinture lombo-pelvienne. On parle ici du transverse de l'abdomen (TA), du multifidus (MT), des muscles du plancher pelvien et du diaphragme (voir figure 2).

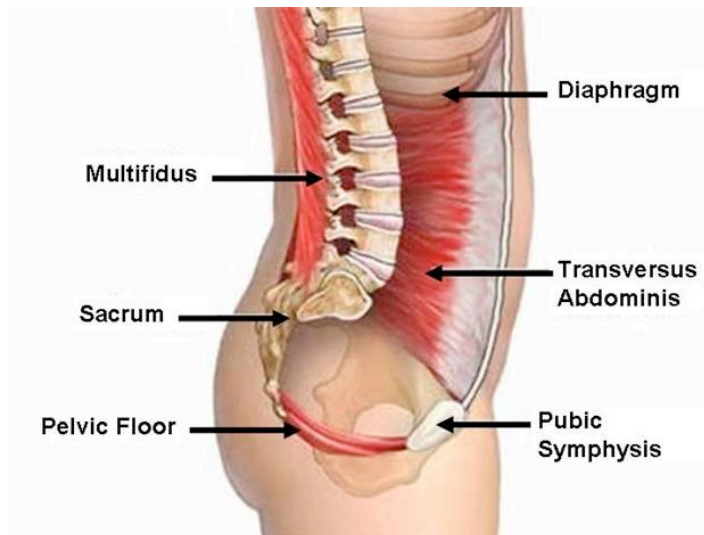
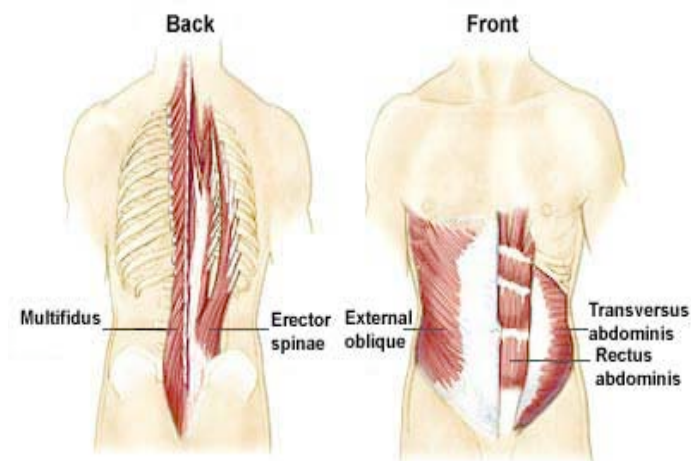


Figure 2



© 2003 Mayo Foundation for Medical Education and Research. All rights reserved.

Figure 3

En conditionnement physique on a tendance à entraîner les muscles superficiels et à négliger les stabilisateurs locaux. L'objectif de ce programme d'exercice est donc d'entraîner les muscles locaux et de voir si après 6 semaines on peut mesurer une amélioration de la stabilité lombo-pelvienne chez les joueurs de tennis.

Quel est l'objectif d'entraîner les stabilisateurs locaux ?

Rétablir ou améliorer les patrons de recrutement de ces muscles permettant une meilleure stabilité segmentaire et diminuer l'implication des muscles superficiels qui peuvent ainsi faire leur boulot premier celui de bouger la colonne.

Comment recruter et entraîner les muscles profonds comme le transverse de l'abdomen et le multifidus ?

- Changer notre façon de penser par rapport au renforcement musculaire de ces muscles. L'objectif est de **réveiller les muscles** pour qu'ils contractent au bon moment et non pas d'augmenter leur force.
- **Utiliser une image mentale** qui permet de contracter les muscles plus que de tenter de les recruter directement.
- Palper à des endroits stratégiques où vous sentirez sous vos doigts les muscles se contracter
- Toujours avoir une **colonne neutre** lors de l'entraînement de ces muscles
- **Relaxer les muscles superficiels**
- Rester **très concentré** pour exécuter ces exercices (si distrait mauvais recrutement)
- Contraction se fait lentement et doucement, une **contraction de 10 à 15%** de la contraction maximale est suffisante.
- L'objectif est de garder la contraction (endurance) tout en **respirant normalement**

Le transverse de l'abdomen (TA) :

Le transverse de l'abdomen est le muscle de l'abdomen le plus prêt de la colonne vertébrale, le plus profond. Le transverse de l'abdomen a l'effet d'un corset cylindrique qui stabilise la colonne en se contractant (voir figure 4).



Figure 4

Palper le transverse de l'abdomen :

Trouvez les épines iliaques antéro-supérieures. Palpez environ 2,5 cm vers l'intérieur et vers le bas de chaque côté de ces deux os.

Images mentales pour le recrutement du transverse de l'abdomen :

1. Entrez lentement le nombril vers la colonne et percevez une tension se créer au niveau du bas de l'abdomen.
2. Imaginez la création d'une tension venant de l'intérieur de vos cuisses qui monte jusqu'à votre plancher pelvien qui va créer de la tension sous vos doigts.
3. Palper vos épines iliaques antérieures et imaginez que vous les rapprochez l'une de l'autre.
4. Imaginez que vous éloignez votre abdomen de votre pubis, que vous levez lentement votre vagin (femme), où vos testicules (homme).
5. Imaginez que vous arrêtez l'urine lorsque vous allez aux toilettes (ne pas faire réellement).

Le multifidus (MT):

Le multifidus est un petit muscle du dos qui s'attache entre deux vertèbres. Donc lorsqu'il se contracte, il comprime ces dernières l'une sur l'autre augmentant la stabilité. Il va aussi lors de sa contraction gonfler et pousser vers l'arrière sur le corset du transverse de l'abdomen. La tension du corset va augmenter et permettre d'améliorer la stabilité.

Palper le multifidus :

Trouvez un processus épineux lombaire (petite bosse sur la colonne). Suivez la colonne et vous sentirez une bosse, un trou, une bosse. Placez les doigts de chaque côté du trou. Sous vos doigts se trouve le multifidus.



Figure 5

Images mentales pour faciliter le recrutement du multifidus :

1. Imaginez que vous créez de la tension lentement partant de l'intérieur de votre corps contractant le muscles qui vont pousser lentement sous vos doigts.
2. Palper vos épine iliaques postérieures et imaginez que vous les rapprochez l'une de l'autre.

3. Imaginez que vous êtes une poupée à qui on a disloquée les jambes mais qu'on a laissées au niveau de votre bassin. Imaginez une tension qui part de votre colonne qui va tirer et reconnecter vos jambes à votre corps.

Le programme d'exercices :

Le programme d'exercice est constitué de seulement 4 exercices. Les exercices ont un objectif commun celui de recruter (contracter) le transverse de l'abdomen et le multifidus. La différence entre les exercices est la position dans laquelle le recrutement aura lieu. À chaque semaine, de la première à la troisième, le nombre de répétitions et le temps de contraction augmenteront. De la troisième semaine jusqu'à la sixième semaine le même entraînement sera fait.

Vous devez faire les exercices **5 fois par semaine à la maison**. Une **sixième session de groupe aura lieu à l'université** pour réviser les exercices et poser vos questions.

Veuillez faire le nombre de séries, de répétitions et respecter le temps de contraction mentionnés dans le tableau suivant selon la semaine dans laquelle vous êtes.

Semaine 1 (exs. 1-4)	4 exs. x 3 séries x 10 reps x 5s
Semaine 2 (exs. 1-4)	4 exs. x 3 séries x 10 reps x 10s
Semaine 3,4,5,6 (exs. 5-8)	4 exs. x 3 séries x 10 reps x 2-1-2s

Exercice 1 : Recrutement du TA et MT sur le dos: (image 1)

Couchez-vous sur le dos sur une surface ferme, les genoux fléchis à 45 degrés. Vos pieds et vos genoux doivent être placés à la largeur de vos hanches. La colonne vertébrale doit être neutre. Dans cette position palpez avec une main le TA et avec l'autre le MT. Trouver l'image mentale qui vous permettra de recruter le TA et le MT et maintenez la contraction. Vous devriez sentir une légère tension sous vos doigts. Assurez vous de ne pas contracter les muscles superficiels.

Exercice 2 : Recrutement du TA et MT à quatre pattes : (image 2)

Placez vous à quatre pattes sur une surface ferme. Assurez vous que les hanches, les genoux et les épaules sont fléchis à 90°. Trouvez la position où la colonne est neutre (dos creux, dos rond). Cet exercice ne permet pas de palper les muscles donc il faut se concentrer sur l'image mentale et les sensations internes qui vous permettront de recruter le TA et le MT. Maintenez ensuite la contraction.

Exercice 3 : Recrutement du TA et MT assis : (image 3)

Assoyez vous sur une chaise, les pieds supportés mais pas le dos. Assurez vous d'avoir la colonne et le bassin en position neutre diminuant la participation trop importante des

muscles superficiels. Les hanches, les genoux et les chevilles doivent être à 90 degrés. Dans cette position palpez avec une main le TA et avec l'autre le MT. Trouver l'image mentale qui vous permettra de recruter le TA et le MT et maintenez la contraction.

Exercice 4 : Recrutement du TA et MT debout : (image 4)

Tenez vous debout, les pieds et genoux à la largeur des hanches. les genoux légèrement fléchis. Assurez vous d'avoir la colonne et le bassin en position neutre diminuant la participation trop importante des muscles superficiels. Dans cette position palpez avec une main le TA et avec l'autre le MT. Trouver l'image mentale qui vous permettra de recruter le TA et le MT et maintenez la contraction.

Exercice 5 : ½ Squat avec recrutement préalable du TA et MT : (image 5)

Tenez vous debout, les pieds et genoux à la largeur des hanches, les genoux légèrement fléchis. Recrutez le TA et le MT et faites un demi-squat (genoux fléchis à 45 degrés). Assurez vous que les genoux ne dépassent jamais le bout des orteils. Descendre en 2 s, maintenir en fin d'amplitude 1 s et remonter en 2 s (2-1-2s). Relâchez la TA et MT entre chaque répétitions.

Exercice 6 : ½ fente avant avec recrutement préalable du TA et MT : (images 6)

Tenez vous debout, les pieds et genoux à la largeur des hanches, les genoux légèrement fléchis. Recrutez le TA et le MT et faites une demi fente avant (genoux fléchis à 45 degrés). Assurez vous que les genoux ne dépassent jamais le bout des orteils. Descendre en 2 s, maintenir en fin d'amplitude 1 s et remonter en 2 s (2-1-2s). Relâchez la TA et MT entre chaque répétition.

Exercice 7 : Flexion de la hanche sur une jambe avec recrutement préalable du TA et MT : (images 7)

Tenez vous debout, les pieds et genoux à la largeur des hanches, les genoux légèrement fléchis. Recrutez le TA et le MT et fléchissez une hanche à 90 degrés en maintenant le tronc et le bassin droit tout en gardant son équilibre. Fléchir en 2 s, maintenir en fin d'amplitude 1 s et descendre en 2 s (2-1-2s). Relâchez la TA et MT entre chaque répétition (10 reps = 5 reps de chaque jambe).

Exercice 8 : Rotation du tronc debout avec recrutement préalable du TA et MT : (images 8)

Tenez vous debout, les pieds et genoux à la largeur des hanches, les genoux légèrement fléchis. Recrutez le TA et le MT et tournez le tronc et le bassin dans une direction jusqu'à temps de sentir de la tension dans les hanches en maintenant les pieds bien encrés au sol. Tourner en 2 s, maintenir en fin d'amplitude 1 s et revenir au centre en 2 s (2-1-2s). Relâchez la TA et MT entre chaque répétition (10 reps = 5 reps de chaque côté).

Le journal de bord :

Semaine 1	Date	Exercices complétés
Jour 1		
Jour 2		
Jour 3		
Jour 4		
Jour 5		
Groupe		

Commentaires du sujet :

Signature du responsable de l'étude :

Date de signature :

Semaine 2	Date	Exercices complétés
Jour 1		
Jour 2		
Jour 3		
Jour 4		
Jour 5		
Groupe		

Commentaires du sujet :

Signature du responsable de l'étude :

Date de signature :

Semaine 3	Date	Exercices complétés
Jour 1		
Jour 2		
Jour 3		
Jour 4		
Jour 5		
Groupe		

Commentaires du sujet :

Signature du responsable de l'étude :

Date de signature :

Semaine 4	Date	Exercices complétés
Jour 1		
Jour 2		
Jour 3		
Jour 4		
Jour 5		
Groupe		

Commentaires du sujet :

Signature du responsable de l'étude :

Date de signature :

Semaine 5	Date	Exercices complétés
Jour 1		
Jour 2		
Jour 3		
Jour 4		
Jour 5		
Groupe		

Commentaires du sujet :

Signature du responsable de l'étude :

Date de signature :

Semaine 6	Date	Exercices complétés
Jour 1		
Jour 2		
Jour 3		
Jour 4		
Jour 5		
Groupe		

Commentaires du sujet :

Signature du responsable de l'étude :

Date de signature :



Photo 1



Photo 2

ii



Photo 3

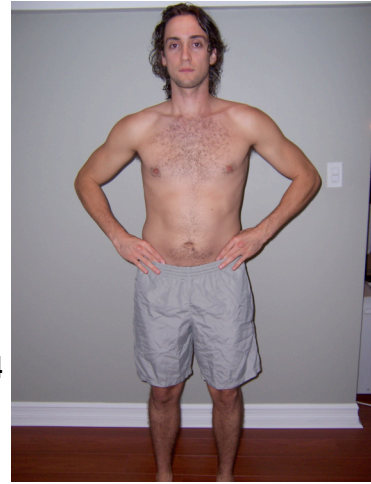


Photo 4



Photo 5



Photo 6



Photo 7



Photo 8

