



**Mémoire d'initiation à la recherche :**  
**Existe-t-il un profil posturographique spécifique dans la**  
**Scoliose Idiopathique de l'Adolescent ?**

**ARBAOUI Thibaut** - Troisième année d'études

Centre de Soins de Suite et de Réadaptation pédiatrique Marc Sautelet de Villeneuve d'Ascq  
Chef de service : Dr Catanzariti  
Praticien du service : Mme Versyp  
Moniteur cadre de l'institut : Dr Chevutschi

Période de stage : Mai-Juin 2016  
Année scolaire 2016- 2017



## Remerciements

J'adresse mes remerciements à toutes les personnes qui ont rendu possible la réalisation de ce mémoire, et en particulier à :

- M. Catanzariti et M. Chevutschi pour leur aide indispensable et leur disponibilité,
- M. Meurot pour ses conseils avisés,
- M. Guyot pour la réalisation des statistiques,
- Tous les thérapeutes ayant fait passer les examens aux patientes,
- Toutes les patientes ayant participé à l'étude,
- Ma famille, mes amis, et Eloïse B., pour leur soutien moral indéfectible,
- Céline C., pour ses encouragements tout au long de cette année.



## Liste des abréviations par ordre d'apparition dans le texte

**SIA** : Scoliose Idiopathique de l'Adolescent

**HAS** : Haute Autorité de Santé

**SSR** : Soins de Suite et de Réadaptation

**IMC** : Indice de Masse Corporelle

**CPO** : Contrôle Postural Orthostatique

**CG** : Centre de Gravité

**CP** : Centre de Pression

**SNC** : Système Nerveux Central

**MIV** : Modèles Internes de Verticalité

**MI** : Modèle Interne

**YF** : Yeux Fermés

**YO** : Yeux Ouverts

**ILMI** : Inégalité de Longueur des Membres Inférieurs

**AAN** : American Academy of Neurology

**APE** : Association Posture et Equilibre

**AFP** : Association Française de Posturologie

**CNIL** : Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés

**X moy** : Position moyenne du centre de pression en X

**Y moy** : Position moyenne du centre de pression en Y

**QR** : Quotient de Romberg

**QP** : Quotient Plantaire

**V moy** : Vitesse moyenne de déplacement du centre de pression

**FFT** : Transformée rapide de Fourier (Fast Fourier Transform)

**BF** : Basse Fréquence

**MF** : Moyenne Fréquence

**HF** : Haute Fréquence



# Sommaire

<b><u>I – Résumé</u></b>	1
<b><u>II – Introduction</u></b>	2
<b><u>III – Etat de l’art</u></b>	3
A) <u>La scoliose idiopathique de l’adolescent</u>	3
1) <u>Définition</u>	3
2) <u>Traitements</u>	3
B) <u>Le contrôle postural orthostatique</u>	4
1) <u>Définition biomécanique</u>	4
2) <u>Définition neuro-fonctionnelle</u>	6
3) <u>Evolution du contrôle postural au cours de l’enfance et de l’adolescence</u>	12
C) <u>Scoliose idiopathique de l’adolescent et contrôle postural</u>	13
1) <u>Différences selon l’angle de Cobb</u>	14
2) <u>Différences dans le plan frontal</u>	14
3) <u>Différences selon le côté de la convexité de la courbure scoliotique principale</u>	15
<b><u>IV – Expérimentation</u></b>	15
A) <u>Population</u>	15
1) <u>Critères d’inclusion</u>	15
2) <u>Critères d’exclusion</u>	16
B) <u>Matériel</u>	16
C) <u>Méthode</u>	17
D) <u>Objectifs et critères d’évaluation</u>	18
1) <u>Objectifs</u>	18
2) <u>Critères d’évaluation</u>	18
E) <u>Traitement des données et analyse statistique</u>	19
<b><u>V – Résultats</u></b>	19
A) <u>Différences selon l’angle de Cobb</u>	20
B) <u>Différences selon l’équilibre frontal de la colonne vertébrale</u>	20



<u>C) Différences selon le côté de la convexité de la courbure principale.....</u>	21
<b><u>VI – Discussion</u></b> .....	21
<u>A) Interprétation des résultats et apport</u> .....	21
<u>B) Incidence pratique : rééduquer l’enfant scoliotique idiopathique, non la scoliose idiopathique chez l’enfant.....</u>	26
<u>C) Critique de l’étude : les biais.....</u>	28
<u>D) Limites et futures recherches</u> .....	28
<b><u>VII – Conclusion</u></b> .....	30
<u>Annexes</u>	
<u>Références bibliographiques</u>	



## **I – Résumé**

**Introduction** – La scoliose idiopathique de l'adolescent est une pathologie fréquente, mais qui demeure mal connue. La littérature scientifique décrit des anomalies du contrôle postural orthostatique chez les enfants scoliotiques idiopathiques. Nous proposons de rechercher un profil posturographique spécifique caractérisant les patients porteurs de scoliose idiopathique de l'adolescent majeure par rapport aux patients porteurs de scoliose idiopathique de l'adolescent mineure, en partant de l'hypothèse que le profil posturographique se modifie en fonction du type de scoliose, et notamment de son importance angulaire. Les objectifs secondaires sont de rechercher des corrélations entre les paramètres posturographiques et les autres paramètres de la scoliose idiopathique (côté de la convexité de la courbure principale, équilibre frontal de la colonne vertébrale) ou les caractéristiques du patient (âge, indice de masse corporelle).

**Matériel et Méthode** – Cette étude a été réalisée avec 120 patientes scoliotiques idiopathiques âgées de 10 à 18 ans. C'est une étude rétrospective sur des données acquises prospectivement en soins courants. Nous avons effectué une recherche de corrélation entre les paramètres radio-cliniques et le profil posturographique des patientes. Les données radio-cliniques sont issues du dossier médical des patientes. Leur contrôle postural orthostatique a été évalué par enregistrement posturographique statique informatisé et normalisé à l'aide d'une plateforme de force de type SATEL® en position debout pieds nus bras détendus le long du corps selon différentes modalités (yeux ouverts, yeux fermés, et yeux ouverts sur sol mousse).

**Résultats** – Nous avons comparé les données en répartissant les 120 filles en groupes selon l'angle de Cobb (60 filles à scoliose d'angle  $< 30^\circ$  et 60 à angle  $> 30^\circ$ ), l'équilibre frontal de la colonne vertébrale (105 filles à gîte frontale  $< 2\text{cm}$  et 15 à gîte  $> 2\text{cm}$ ), et le côté de la convexité de la courbure principale (31 filles à scoliose gauche et 89 à scoliose droite). Dans chaque cas, les groupes étaient comparables puisqu'aucune différence significative d'âge ni d'indice de masse corporelle n'a été retrouvée. Aucune corrélation n'a été retrouvée entre les paramètres radio-cliniques et stabilométriques. Nous avons constaté un décalage vers la droite et l'arrière de la position moyenne du centre de pression dans toutes les conditions d'examen. Les résultats ont révélé une énergie totale dépensée en antéro-postérieur yeux fermés significativement supérieure dans le groupe  $< 30^\circ$  ( $p = 0,03$ ) ; une vitesse moyenne de déplacement du centre de pression les yeux fermés significativement plus grande dans le groupe  $< 30^\circ$  ( $p = 0,01$ ) ; une transformée rapide de Fourier les yeux ouverts sur sol mousse dans le plan frontal significativement supérieure dans le groupe  $< 2\text{cm}$  ( $p = 0,03$ ) dans les basses fréquences et significativement supérieure dans le groupe  $> 2\text{cm}$  ( $p = 0,03$ ) dans les moyennes fréquences ; un décalage significatif à droite de la position moyenne du centre de pression les yeux ouverts dans le groupe à convexité droite ( $p = 0,02$ ).

**Discussion et Conclusion** – Les résultats significatifs obtenus sont peu comparables à ceux de la littérature scientifique, et trop isolés pour permettre de mettre en évidence un profil posturographique spécifique dans la scoliose idiopathique de l'adolescent. Notre hypothèse de départ semble dès lors infirmée. Chaque enfant sciotique idiopathique organiserait donc sa posture selon ses propres capacités personnelles et ses modèles internes façonnés par son vécu, et notamment ses activités physiques. Le masseur-kinésithérapeute a un rôle à jouer de façonnage de ces modèles internes pour orienter les stratégies posturales de ces patients afin de les rendre bénéfiques, dans un but de meilleure gestion de l'équilibre de la colonne vertébrale.

**Mots-clés :** contrôle postural, masso-kinésithérapie, pédiatrie, posturographie, scoliose idiopathique, stabilométrie



## **II – Introduction**

La scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA) est une déformation tridimensionnelle non complètement réductible de la colonne vertébrale qui apparaît et évolue au cours de l'enfance et l'adolescence, en l'absence de tout autre processus pathologique décelable [1]. Selon la littérature, elle touche jusqu'à 6% de la population [2] et 1 garçon pour 5 [3] à 8 filles [1]. Cette affection, fréquente et d'origine inconnue [4], fait l'objet de beaucoup de recherche scientifique donnant lieu à de nombreuses publications chaque année. Son traitement peut être conservateur, orthopédique ou chirurgical, l'indication étant à définir au cas par cas en fonction de divers paramètres [1].

Etant moi-même porteur d'une scoliose idiopathique, j'ai commencé à m'intéresser à ce sujet il y a déjà quelques années. Ma formation en masso-kinésithérapie m'a donné l'occasion d'en apprendre encore davantage sur cette affection et m'a conforté dans cet intérêt, notamment au contact de patients rencontrés lors de mes différents stages. C'est donc tout naturellement que j'ai choisi d'effectuer un stage au centre de Soins de Suite et de Réadaptation (SSR) pédiatrique Marc Sautelet de Villeneuve d'Ascq dans le but de réaliser un mémoire d'initiation à la recherche sur ce thème. J'y ai alors rencontré le Docteur Catanzariti, médecin spécialiste en médecine physique et réadaptation, qui m'a proposé divers thèmes de recherche. Parmi ces propositions, je me suis intéressé à celle d'évaluer le contrôle postural orthostatique d'enfants scoliotiques idiopathiques.

La littérature scientifique décrit des anomalies du contrôle postural orthostatique chez les enfants scoliotiques idiopathiques. Il paraissait donc intéressant d'évaluer les résultats posturographiques de patients atteints de cette pathologie, ainsi que d'effectuer une revue de la littérature sur cette thématique.

L'objectif principal de notre étude était de rechercher un profil posturographique spécifique caractérisant les patients porteurs de SIA majeure par rapport aux patients porteurs de SIA mineure, permettant de classer les patients atteints de SIA en différents groupes et de proposer pour chacun d'eux un traitement adéquat, adapté au profil considéré. Notre hypothèse était que le profil posturographique se modifiait en fonction du type de la SIA, et notamment de son importance angulaire. Les objectifs secondaires de ce travail étaient de rechercher des corrélations entre les paramètres posturographiques et les autres paramètres de la SIA (côté de la convexité de la courbure principale, équilibre frontal de la colonne vertébrale [5] (*Annexe 1*)) ou les caractéristiques du patient (âge, Indice de Masse Corporelle (IMC) [6] (*Annexe 2*)).



### **III – Etat de l’art**

#### **A) La scoliose idiopathique de l’adolescent**

##### **1) Définition**

La SIA est une déformation tridimensionnelle non complètement réductible de la colonne vertébrale qui apparaît et évolue au cours de l’enfance et l’adolescence, en l’absence de tout autre processus pathologique décelable [1]. Elle affecte plus souvent les filles, avec un sex-ratio de 1 garçon pour 5 [3] à 8 filles [1] selon les auteurs, et son incidence varie entre 0,2 et 6% de la population [2]. Cliniquement, le diagnostic s’appuie sur le constat d’une asymétrie du tronc, appelée « gibbosité » (*Annexe 3*), et est confirmé par une radiographie de face de la colonne vertébrale totale en charge (de la base du crâne au bassin complet inclus) [1]. Pour pouvoir véritablement parler de « scoliose », ce cliché doit montrer un angle de courbure dans le plan frontal, dit « angle de Cobb » [7] (*Annexe 4*), d’au moins 10°, ainsi qu’une rotation des vertèbres participant à la courbure [1]. La déformation peut s’aggraver pendant et même après la fin de la croissance, avec néanmoins une évolutivité maximale concomitante à la poussée pubertaire. Un suivi régulier est donc indispensable pour ce type d’affection [1].

Bien que la cause de cette affection reste inconnue, l’hypothèse d’une étiopathogénie complexe et multifactorielle semble la plus probable à ce jour, avec l’influence supposée de facteurs biomécaniques et génétiques [4]. Parmi de nombreux facteurs, la station érigée semble jouer un rôle puisqu’aucun autre vertébré que l’homme ne présente de déformation scoliotique idiopathique. Or, l’homme est la seule espèce se déplaçant debout avec un centre de gravité du tronc qui se projette au-dessus du bassin. Les vertèbres subissent alors des forces de cisaillement dirigées vers l’arrière pour lesquelles elles ne semblent pas adaptées, et qui entraîneraient une instabilité rotatoire pouvant participer à l’apparition d’une scoliose [8].

##### **2) Traitements**

Le traitement de la SIA passe par différentes modalités en fonction de l’angle de Cobb, avec des indications thérapeutiques préconisées a priori, en théorie, mais ne constituant en aucun cas une règle absolue. En pratique, le choix thérapeutique est défini au cas par cas. Il doit être expliqué et éventuellement négocié pour être accepté par le jeune patient afin de favoriser son observance [1], et tient compte de nombreux autres facteurs que l’angle de Cobb, comme par exemple la topographie de la déformation, son évolutivité, sa réductibilité, l’âge et le stade de maturité osseuse du patient [1], ainsi que la douleur, les antécédents familiaux... Néanmoins, pour les déformations mineures, c’est-à-dire d’angle inférieur à 25°, il est préconisé d’appliquer un traitement



**Figure 1.** Schéma de la situation d'équilibre mécanique du corps humain en position orthostatique.

CdG = Centre de gravité ; CdP = Centre de pression

Tiré de Gagey et al. : <http://ada-posturologie.fr/TactiqueDuPied.htm>

conservateur, basé sur une prise en soins masso-kinésithérapique alliant assouplissements, renforcement musculaire, travail proprioceptif, prise de conscience de la déformation, reprogrammation posturale, entretien respiratoire, ainsi que soins antalgiques en cas de douleur [9]. Pour les déformations d'angulation comprise entre  $25^{\circ}$  et  $45^{\circ}$ , le traitement préconisé est orthopédique avec l'association d'une prise en soins masso-kinésithérapique et de la prescription d'une orthèse de tronc dans le but de freiner l'évolution pour que l'angle en fin de croissance soit inférieur à  $30^{\circ}$  [1, 3]. Quant aux déformations dont l'angle de Cobb excède  $45^{\circ}$ , on peut envisager un traitement chirurgical par arthrodèse pour les réduire et les fixer dans les 3 plans de l'espace [1, 3].

## B) Le contrôle postural orthostatique

### 1) Définition biomécanique

Le contrôle postural orthostatique (CPO) est la capacité à se maintenir debout en statique et en dynamique. Nous ne considérerons ici que le versant statique, car il correspond aux conditions d'évaluation de notre étude.

L'acquisition de la station bipodale érigée au cours de l'évolution de l'être humain a entraîné deux conséquences biomécaniques en faveur d'une augmentation de l'instabilité : réduction de surface du polygone de sustentation et élévation du centre de gravité (CG) [10, 11]. De plus, les processus physiologiques continus (battements du cœur, circulation sanguine, respiration...), les mouvements volontaires, ainsi que les accélérations gravitaires, concourent également à cette perpétuelle instabilité [10]. Or, une posture stable est une nécessité pour bon nombre des activités de la vie quotidienne, étant donné que la posture est le socle sur lequel s'organise le mouvement [12]. L'être humain est donc continuellement en cours de stabilisation.

Un système est en équilibre, selon la première loi de Newton, si la somme des vecteurs force auxquels il est soumis est nulle. Ainsi, le maintien en équilibre du corps humain requiert l'alignement et l'égalité des forces gravitationnelle physique appliquée au centre de gravité résultant et de réaction au sol appliquée au centre des pressions résultant (CP) [13] (*figure 1*). La localisation du CG d'un objet dépend de sa géométrie et de la répartition de sa masse. Il se trouve en général chez l'homme au niveau de la deuxième vertèbre sacrée (S2) [10]. La force gravitationnelle physique est toujours verticale, elle attire tout corps possédant une masse vers le centre terrestre. Le CP est le point d'application de la force résultante de réaction au sol (force répartie entre les zones de contact entre l'homme et son environnement : généralement les deux pieds). Le CP peut donc correspondre à une infinité de combinaisons réparties entre les surfaces d'appuis plantaires avant et



arrière des pieds gauche et droit [14], permettant une réponse aux déplacements permanents du CG [14].

Chez l'homme, le CPO peut s'appuyer sur deux principaux référentiels stables : le support sur lequel il se tient et la verticale gravitaire physique [15]. En situation posturale bipodale quasi-statique, l'équilibre est assuré quand la projection du CG est maintenue à l'intérieur des limites du polygone de sustentation [16]. L'homme peut alors être, selon un modèle simplifié, comparé à un pendule inversé [16], l'axe du corps oscillant autour de l'axe de l'articulation des chevilles, l'homme se référant au support sur lequel il se tient [15], grâce au contrôle postural dit « ascendant » [15]. Le sujet s'appuie donc dans ce cas sur le support et donc principalement sur sa somesthésie pour organiser sa posture des pieds jusqu'à la tête [15]. Ce modèle est simplifié en cela qu'il réduit le sujet debout à un pendule rigide alors qu'il est plus réaliste de l'assimiler à une superposition de modules superposés [11] et articulés, et que le CG et le CP sont en perpétuel déplacement [17]. De surcroît, ce modèle devient caduc en situation dynamique, notamment au cours de la marche : le contact avec le support d'appui n'est plus continu [15] et le CG se projette verticalement le plus souvent hors de la surface d'appui [16]. Au cours des activités posturo-cinétiques, l'homme doit donc trouver un autre référentiel stable que le support : il utilise alors la verticale gravitaire, et avec elle le contrôle postural dit « descendant » [15]. Dans ce cas, le sujet organise sa posture en stabilisant un segment corporel par rapport à l'espace : soit la tête sur la base d'informations principalement vestibulaires, mais aussi visuelles et proprioceptives (on est alors dans le cas précis d'une organisation posturale de la tête aux pieds), soit le bassin à partir d'informations graviceptives, soit la tête et le bassin en cas de déséquilibre important [15].

L'objectif du système postural est le maintien de l'équilibre [16]. Deux types de stratégies sensorimotrices sont impliquées dans l'équilibration : l'une de stabilisation segmentaire (chaque segment est stabilisé par rapport à l'espace et au module adjacent) [12] et l'autre de rééquilibration via des mouvements correctifs [16]. La stabilisation du bassin (du fait de sa proximité avec le CG) et celle de la tête (du fait de l'orientation du vestibule et des yeux) sont alors capitales [15]. Ces stratégies dépendent tantôt du contrôle postural ascendant, tantôt du descendant [15].

Ainsi, comme l'écrivent Gagey et Weber, « *l'homme debout n'est jamais en équilibre, dans la mesure où le verbe être désigne un état* » [18]. Des ajustements posturaux sont continuellement nécessaires [16], se traduisant par des oscillations corporelles.



## 2) Définition neuro-fonctionnelle

Le contrôle postural est une complexe habileté motrice régissant la coordination entre posture, mouvement et équilibre [11, 19] via ses fonctions d'orientation du corps et de stabilisation (ou équilibration) dans l'espace [12]. L'orientation sert à organiser une action précise en fonction de l'environnement [19], tandis que la stabilisation correspond aux processus de régulation posturale [12, 19]. Le contrôle postural s'organise via deux mécanismes neurologiques : le système *bottom-up* et le système *top-down*. Le système *bottom-up* repose à la fois sur un trépied d'afférences sensorielles (visuelles, somesthésiques, vestibulaires) pourvoyant des informations redondantes provenant du corps et de son environnement, sur une intégration et des interactions centrales de ces informations, et sur un contrôle moteur effecteur [11, 20, 21]. Le système *top-down*, lui, est basé sur des processus cognitifs de haut niveau permettant d'optimiser les performances posturales. La conjugaison de ces deux systèmes donne lieu au développement par le système nerveux central (SNC) de modèles internes de verticalité (MIV) permettant à l'homme d'organiser l'orthostatisme de sa posture.

### **a) Définition des modèles internes**

Un modèle interne (MI) est un ensemble de connaissances implicites des lois physiques régissant la nature (i.e. le corps humain, l'environnement, et leurs interactions) sous-tendues par des structures ou mécanismes neuronaux dynamiques permettant la simulation de comportements [22-24]. Ces MI, développés et constamment réactualisés par le SNC [22], permettent de synthétiser, de pondérer et d'utiliser les informations afférentes reçues [25-27] pour organiser une commande efférente en réaction via le système *bottom-up*, et ils sont modulés par des processus cognitifs de haut niveau via le système *top-down*. Ils permettent d'anticiper les conséquences de l'action pour la rendre plus pertinente [20]. Cette anticipation met en jeu des mécanismes de sélection et de comparaison des informations sensori-motrices avec les prédictions effectuées au préalable [20].

En particulier, le SNC se façonne des MIV permettant la construction d'un sens de la verticalité (i.e. une estimation de la direction de la verticale gravitaire physique) servant de référence pour le CPO de l'homme [25, 26].

### **b) Le système *bottom-up***

Les afférences sensorielles impliquées proviennent des systèmes visuel, somesthésique et vestibulaire.



### Le système visuel :

D'une manière générale, les objets et organismes vivants sont organisés selon la direction verticale définie par la gravité terrestre [28]. Ainsi, l'homme est informé via sa vue de la direction de la verticale gravitaire par les indices stabilisateurs verticaux et horizontaux présents dans son environnement [28], ce qui contribue à permettre l'organisation de son CPO. De plus, la vue joue un rôle dans la régulation posturale en permettant le repérage du corps dans l'environnement : elle renseigne sur la présence d'éventuels obstacles, la stabilité du support, les mouvements extérieurs, et permet l'orientation spatiale [29]. La simple occlusion palpébrale entraîne une augmentation des oscillations corporelles en position orthostatique [18].

Schématiquement, la genèse des afférences visuelles se réalise comme suit : l'objet vu réfléchit la lumière qui traverse l'œil et atteint les photorécepteurs rétiniens à partir desquels elle est codée en influx électrique pour rejoindre les aires cérébrales visuelles via le nerf optique. Ces informations sont alors analysées et interprétées par le cerveau pour aboutir à une image cohérente [30].

On peut distinguer la vision périphérique, basée sur les informations pourvues par la rétine périphérique, de la vision fovéale, reposant sur les afférences en provenance de la rétine centrale [31]. La vision périphérique renseigne sur le « où ? » : elle permet la détection des mouvements de l'environnement et la localisation d'objets dans celui-ci, ce qui lui confère une fonction de prévision et d'alerte pouvant mener à un réflexe de fixation [20]. La vision fovéale, elle, informe sur le « quoi ? » en permettant la discrimination et la reconnaissance des objets [32]. La vision périphérique joue un rôle majeur dans le contrôle postural, tandis que la vision fovéale semble intervenir principalement en situation de déséquilibre majeur comme la station unipodale [31, 33].

### Le système somesthésique :

On définit la somesthésie comme la sensibilité aux diverses stimulations dans et à la surface du corps, exceptées celles des organes sensoriels [34, 35]. La captation et le codage de ces informations sont assurés par divers mécanorécepteurs [35]. Chacun d'eux correspond avec une fibre nerveuse qui achemine l'influx au cerveau pour interprétation, en passant par des relais variables en fonction de la voie neurologique afférente [36]. La somesthésie comprend l'extéroception, la proprioception, la viscéroception et la graviception.



L'extéroception est dédiée au tact épicrotique (fin) et protopathique (grossier) via des récepteurs sensibles au contact, à la pression et aux vibrations cutanés [35]. Les informations épicrotiques sont véhiculées par la voie cordonale postérieure, les protopathiques par la voie spino-thalamique [36].

La proprioception informe sur la position et le mouvement des divers segments du corps via des propriocepteurs articulaires, musculaires et tendineux [37]. On distingue la proprioception consciente, dont l'influx passe par la voie cordonale postérieure, de la proprioception inconsciente, véhiculée par la voie spino-cérébelleuse [36].

La viscéroception concerne les sensations internes (douleur, froid, faim...). Ses viscérocepteurs sont localisés au niveau des organes internes (comme par exemple le rein) et du système vasculaire. Elle est inconsciente, mais devient consciente en cas de stimulus intense [35].

La graviception renseigne sur la position du corps par rapport à la verticale gravitaire via des gravicepteurs sensibles aux variations de répartition des fluides et à la masse des viscères abdominaux. Ces récepteurs sont situés au niveau des organes internes et du système vasculaire. Certains auteurs considèrent que ces gravicepteurs ne sont autres que les viscérocepteurs susmentionnés [35, 38].

En particulier, le pied joue un rôle essentiel dans le CPO en ce qu'il fournit des informations sensorielles somesthésiques à la fois extéroceptives et proprioceptives [18]. La sensibilité plantaire dépend quasi-exclusivement de branches terminales du nerf tibial [39], lesquelles véhiculent des informations encodées par des récepteurs sensitifs articulaires, musculaires, mais surtout cutanés [40]. Ces mécanorécepteurs (principalement les disques de Merckel, les corpuscules de Meissner, de Pacini et de Ruffini [40]) font de la sole plantaire une véritable carte dynamométrique [41].

#### Le système vestibulaire :

Le système vestibulaire intervient dans de nombreux mécanismes : réflexes posturaux, réflexes oculomoteurs, orientation et stabilisation du regard, de la tête et de l'ensemble du corps, représentation du corps et de l'espace extracorporel [42]. Son organe sensoriel se situe dans l'oreille interne : il s'agit du système labyrinthique, composé du système canalaire (qui comprend trois canaux semi-circulaires perpendiculaires deux à deux correspondant aux trois plans de l'espace) et du système otolithique (formé par le saccule et l'utricule) [43].



La conformation spatiale du système labyrinthique permet un encodage tridimensionnel. En effet, le système otolithique renseigne sur les accélérations linéaires de la tête (mouvements de translation) [44] et constitue un gravicepteur car il détecte la position céphalique par rapport à la verticale gravitaire, tandis que le système canalaire est sensible aux accélérations rotatoires céphaliques [44] (mouvements de flexion, extension, inclinaisons et rotations).

Théoriquement, le CPO repose donc en partie sur ces afférences vestibulaires qui permettent le réflexe vestibulo-oculaire (stabilisation du regard pendant les mouvements de la tête pour assurer une vision nette) et le réflexe vestibulo-spinal (régulation de l'activité musculaire antigravitaire) [43]. Toutefois, ce système vestibulaire n'est pas capable de distinction entre accélération et décélération [20], et les accélérations des oscillations posturales retrouvées usuellement chez l'homme debout « immobile » sont inférieures aux seuils de détection du système canalaire [18]. Par conséquent, les afférences sensorielles vestibulaires jouent un rôle limité dans le CPO.

Les afférences sensorielles impliquées dans le système *bottom-up* fournissent au système nerveux des informations redondantes en provenance du corps et de son environnement [20]. S'ensuit une intégration et des interactions centrales de ces données, donnant lieu à un contrôle moteur effecteur [11, 20, 21]. En effet, cette interaction permet leur synthèse au moyen de réseaux neuronaux dynamiques, notamment dans des régions corticales polysensorielles [26, 45, 46]. Deux des trois systèmes afférentiels sensoriels suffisent pour assumer la stabilisation posturale, mais la redondance des informations pourvues par ce trépied en assure fiabilité et sécurité [47] : elle permet la résolution des ambiguïtés sensorielles et la pondération de l'information pertinente. En outre, les MIV réalisent une synthèse des informations afférentes et des informations issues des commandes efférentes visant à l'équilibration [26, 46, 48].

L'intégration des afférences sensorielles passe notamment par le cortex pariétal [45, 46]. Chez des patients ayant subi un accident vasculaire cérébral, la perception multimodale de la verticalité a été mise en évidence comme préférentiellement gérée par ce cortex pariétal associé à l'insula [26, 46]. De surcroît, le thalamus fait office de complexe intégrateur permettant la synthèse de la graviception somesthésique et vestibulaire [26]. La proximité en son sein des voies neurologiques concernées laisse supposer l'existence de neurones polymodaux de graviception, sensibles aux informations somesthésiques et vestibulaires [25, 26]. Ainsi, selon Barra, le sens de verticalité serait donc bien sous-tendu par des MIV permettant la synthèse des informations graviceptives somesthésiques et vestibulaires menant au développement d'une verticale biologique [25].



Toutefois, ce système *bottom-up* ne suffit pas à expliquer à lui-seul le rôle des MIV dans le CPO, et de récentes études mettent en évidence l'importance du système *top-down* [25, 45].

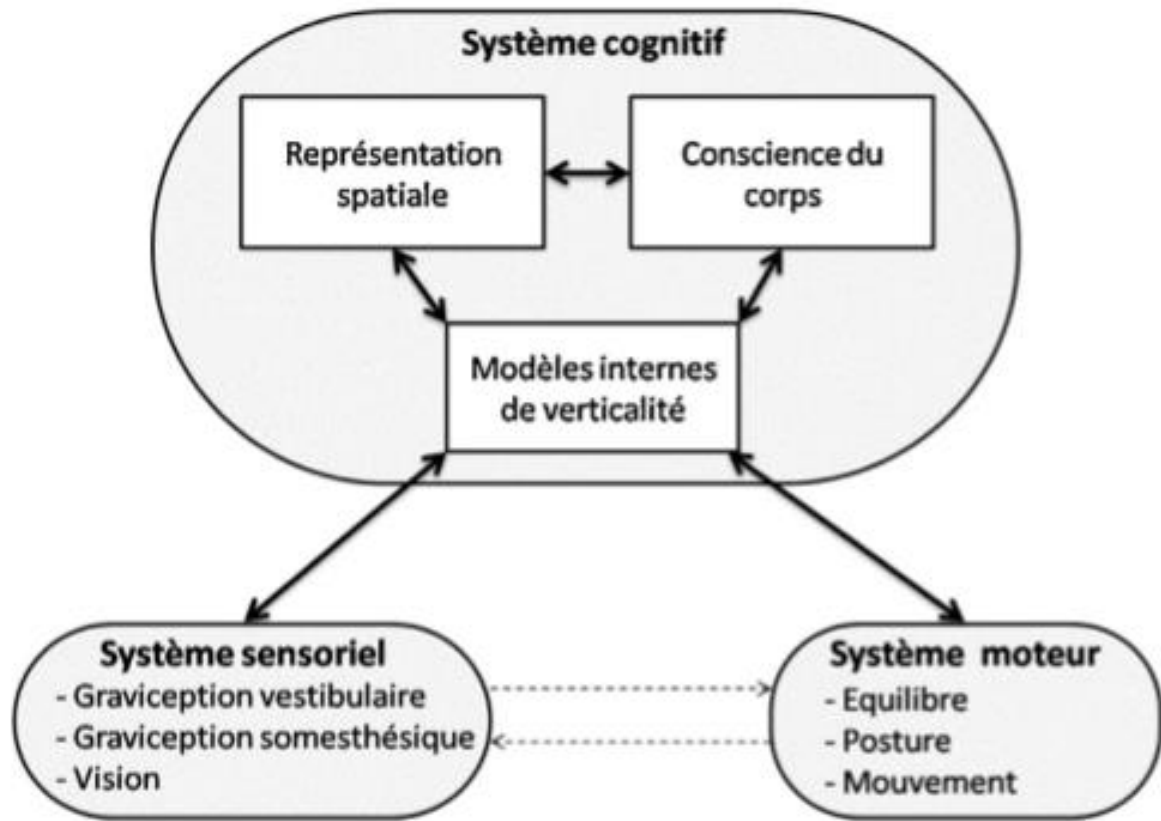
### c) Le système *top-down*

Plusieurs études ont mis en évidence l'influence de processus cognitifs tels que la représentation spatiale et la conscience de l'orientation corporelle sur la représentation de la verticalité [25, 45], illustrant ainsi le rôle du système *top-down* dans le développement des MIV.

L'imagerie mentale est la faculté de SNC à « générer des processus internes permettant de créer et traiter cognitivement des objets ou des événements absents du champ perceptif » [49]. Chaque image mentale est associée à une ou plusieurs modalité(s) perceptive(s) [49]. Il a été démontré que la simulation mentale d'une action ou d'une perception et sa réalisation effective sollicitent les mêmes substrats neuronaux [49]. Certains auteurs ont mis en évidence l'influence sur la représentation de la verticalité de l'imagerie mentale d'une situation mettant en jeu une ou plusieurs modalité(s) sensorielle(s) spécifique(s), comme par exemple Mast et al. pour l'imagerie mentale visuelle [50], ou Mertz et Lepecq pour l'imagerie mentale somesthésique et vestibulaire [51]. Ceci implique que les représentations spatiales ont une influence sur les MIV [25].

Par ailleurs, Barra et al., en étudiant en 2012 l'influence de l'inclinaison corporelle sur la représentation de la verticalité, ont démontré que la conscience de l'orientation corporelle peut influencer le sens de verticalité, et ceci du fait de la repondération centrale des afférences sensorielles consécutive à la prise de conscience du sujet de son inclinaison corporelle [45]. La représentation de la verticalité en lien avec une intégration multi-sensorielle et la perception de l'orientation corporelle sont sous-tendues par des structures cérébrales en partie communes : la jonction temporo-pariétale et les zones corticales le long du sillon intra-pariétal [25, 26, 45]. La repondération sensorielle est la faculté du SNC à moduler sa dépendance quant à une entrée sensorielle dans le but de réguler la posture en fonction des conditions de l'environnement [52]. Ainsi, toute variation du contexte postural peut moduler la prise en compte des entrées sensorielles avec une sous-pondération de celles pourvoyant les informations les moins fiables pour limiter leur influence, associée à une surpondération des autres entrées disponibles [49].

Le cervelet, quant à lui, joue un rôle capital dans l'organisation de la motricité posturale. Il sert d'organe régulateur en modulant et en réorganisant les commandes motrices pour augmenter l'efficacité des mouvements en coordonnant les diverses informations [53].



**Figure 2.** Organigramme illustratif de la coopération interactive entre les influences *bottom-up* des systèmes sensoriel et moteur, et les influences *top-down*, pour le façonnage des modèles internes de verticalité.

#### **d) Rôle des modèles internes dans le contrôle postural orthostatique**

Les fonctions du contrôle postural que sont l'orientation corporelle et l'équilibration [12] dépendent de modèles internes en ce qu'ils font appel à des référentiels intégrés via ces derniers [54]. En effet, l'orientation de l'homme est réalisée en fonction du positionnement spatial de son corps et de celui des éléments environnants, pouvant être définis par les référentiels suivants [54] :

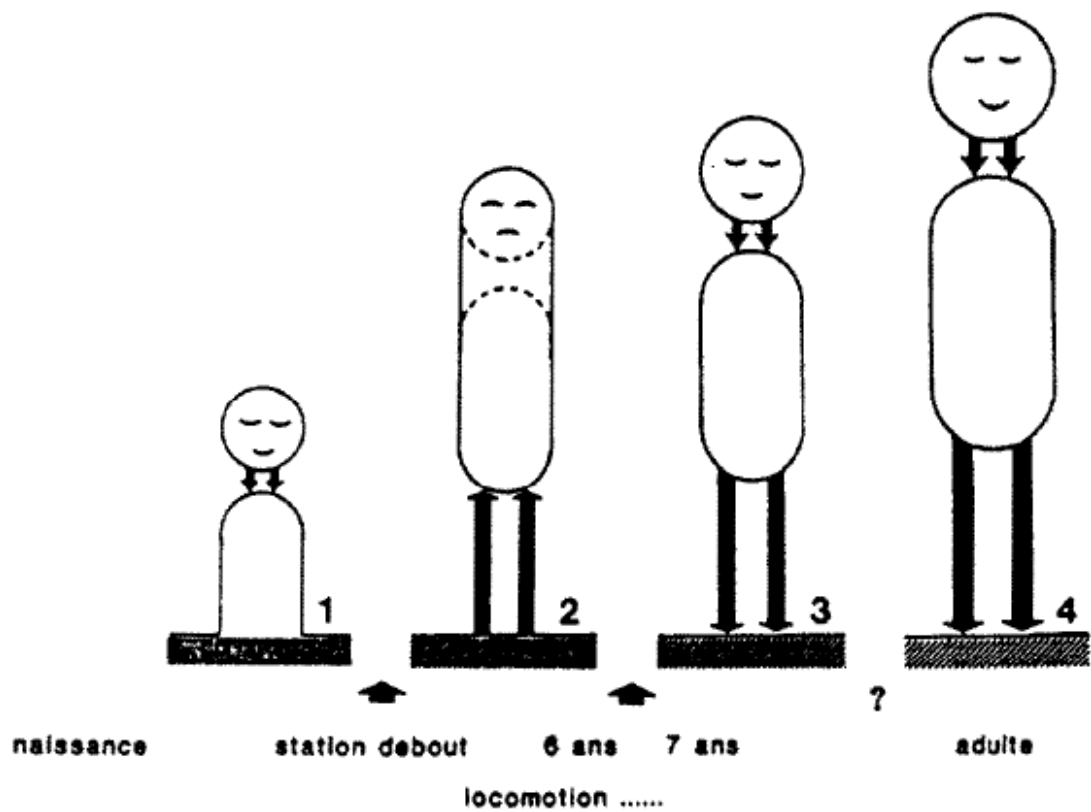
- Le référentiel exocentré (ou allocentré), dont le vecteur principal est la vision, et qui repose sur des points de repère dans l'espace ;
- Le référentiel égocentré, principalement renseigné par les afférences somesthésiques, et qui renvoie à l'axe longitudinal du corps ou, dans certaines situations, le droit devant ;
- Le référentiel gravitaire (ou géocentrique), correspondant à la verticale gravitaire physique estimée via le sens de verticalité que l'homme se façonne grâce aux MIV [25, 26].

Quant à l'équilibration, elle repose sur ces mêmes référentiels, et notamment le référentiel gravitaire, véritable invariant postural [54].

Les MIV requièrent donc la participation d'à la fois le système *bottom-up*, lequel assure l'intégration corticale et sous-corticale et la pondération des afférences [25, 26], et le système *top-down*, qui fait intervenir des influences cognitives telles que la conscience de l'orientation corporelle et la représentation spatiale pour optimiser les performances posturales [25, 45]. Barra et al. ont proposé en 2012 une illustration de cette coopération interactive entre les influences *bottom-up* des systèmes sensoriel et moteur, et les influences *top-down*, avec comme carrefour central les MIV, constamment remis à jour grâce aux apports des systèmes cognitif, sensoriel et moteur (*figure 2*) [25, 45].

L'homme est capable d'anticipation via les MI [20]. En effet, il peut deviner les conséquences de l'action et choisir les commandes motrices adéquates pour optimiser la pertinence de la tâche, et ce dans un répertoire de schèmes sensori-moteurs pré-enregistrés façonnés notamment par son expérience [20, 55]. À titre d'exemple, Berthoz évoque le skieur expérimenté dont la performance ne peut être expliquée par la permanente correction du mouvement par exploitation des diverses informations sensori-motrices, mais est bien tributaire d'une nécessaire planification au vu de l'extrême rapidité du mouvement [20]. Ce processus d'anticipation met en jeu des mécanismes de sélection et de comparaison des informations sensori-motrices avec les prédictions effectuées au préalable [20]. Il est nécessaire pour l'équilibration, et donc pour assurer la qualité du CPO.

<b>Organisation</b>	descendante	ascendante	descendante	descendante
<b>Fonctionnement</b>	articulé	en bloc	articulé	articulé sélectif



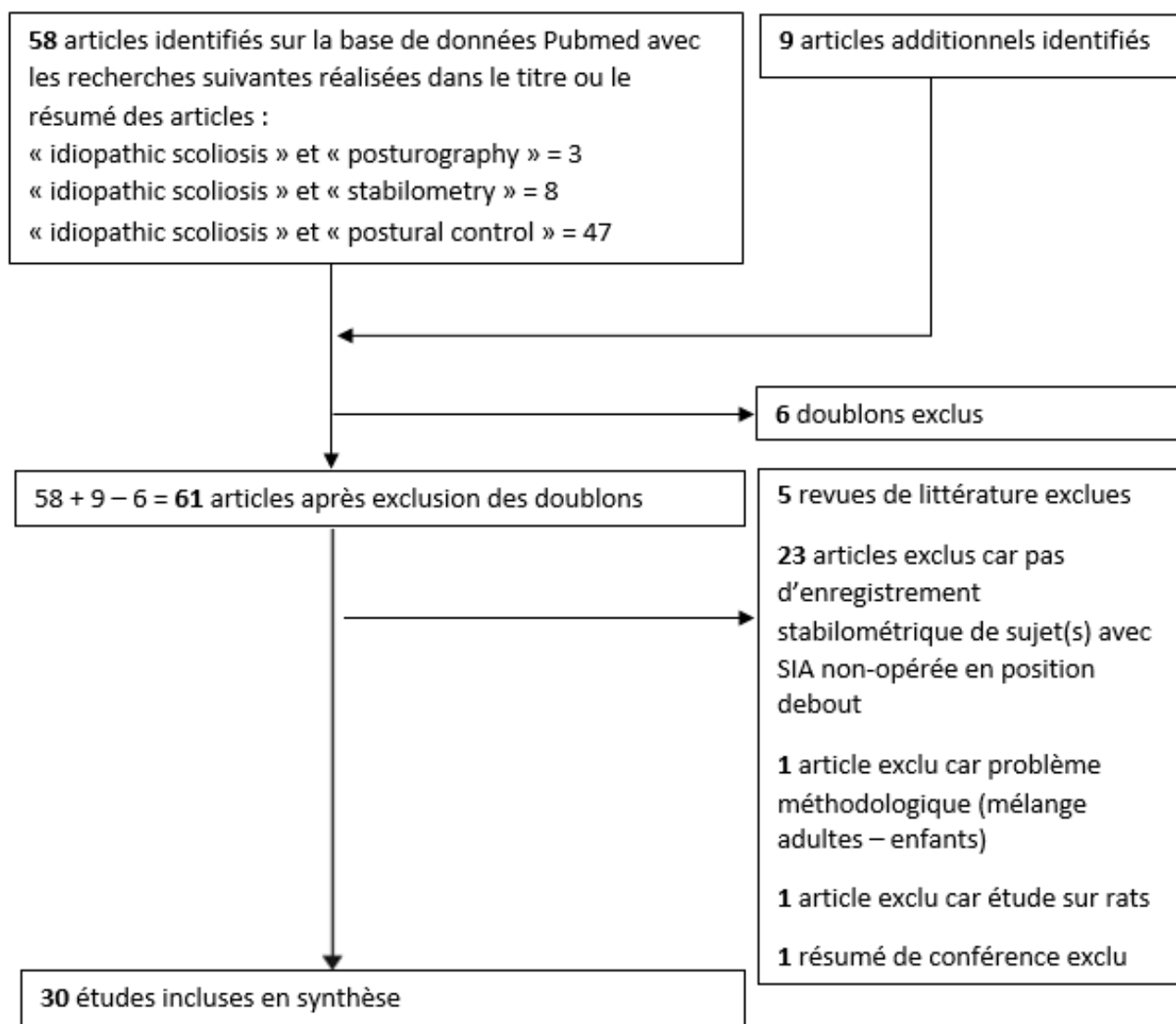
**Figure 3.** Schéma de l'évolution du contrôle postural humain au cours de l'ontogénèse.

### 3) Evolution du contrôle postural au cours de l'enfance et de l'adolescence

Le contrôle postural de l'homme repose sur son schéma corporel [56]. Le schéma corporel est un MI que l'homme développe des parties de son corps, de son positionnement et de ses mouvements dans l'espace [56, 57]. Inné selon certains auteurs [57], acquis depuis l'enfance selon d'autres [56], ce schéma corporel se met constamment à jour grâce aux afférences sensorielles, notamment proprioceptives [56] et vestibulaires [58].

Ainsi, dès l'enfance, le schéma corporel sert de référentiel à l'homme pour l'organisation de toute action et interaction avec son environnement [56, 57]. Il est modifié avec la croissance de l'enfant jusqu'à l'âge adulte [56], et le contrôle postural évolue avec lui (*figure 3*). En effet, de la naissance au moment de l'acquisition de la station debout, le bébé développe un contrôle corporel en blocs articulés à point de départ céphalique du fait d'une prédominance du système vestibulaire [15, 59]. Ensuite, de 1 an à 6 ans, l'enfant développe sa maîtrise de la station bipède et apprend à se déplacer, avec un contrôle postural ascendant et un fonctionnement de l'ensemble tête-tronc en bloc [15]. Il présente une dépendance visuelle avant 4 ans, puis apprend à combiner les informations vestibulaires, proprioceptives et visuelles [59]. S'ensuit une période de régression à partir de 7 ans, avec un retour à un fonctionnement en blocs articulés, un contrôle descendant [60]. L'enfant devient capable de stabiliser sa tête en situation d'équilibre difficile, il néglige les informations proprioceptives et visuelles périphériques au profit du système vestibulaire. Toutefois, on note à partir de 8-9 ans une réhabilitation progressive de la prise en compte de ces informations [59]. Une deuxième période de régression survient à l'adolescence, marquée par la résurgence d'un fonctionnement en bloc avec une dépendance visuelle [59-61]. Un pic est observé à 15 ans chez les filles contre 17 ans chez les garçons, plus important chez ces derniers. Cela est lié à une sous-utilisation des informations proprioceptives au profit des informations visuelles [56], qui semblerait pouvoir s'expliquer par le fait que la croissance rapide à cette période modifie trop brusquement le schéma corporel [56]. Les informations proprioceptives retrouveront progressivement leur utilisation à la fin de l'adolescence [59] pour qu'à l'âge adulte une intégration correcte des informations vestibulaires, proprioceptives et visuelles permette un contrôle sélectif du cou et un contrôle postural descendant [15].

L'adolescence se présente donc comme une période à risque pour la construction du sens de verticalité nécessaire au CPO, et ce d'autant plus que le SNC est en cours de maturation [62]. Cette maturation prédomine notamment au niveau du cortex pariétal [56, 62], lequel est très impliqué dans le développement des MIV [25, 26, 45].



**Figure 4.** Organigramme de *flow review* illustrant la méthode observée pour notre revue de la littérature.

### C) Scoliose idiopathique de l'adolescent et contrôle postural

Nous avons passé en revue 30 études posturographiques déjà existantes dans la littérature scientifique concernant des sujets porteurs de SIA de moins de 18 ans évalués sur plateforme de force en position debout dans différentes conditions. La méthode observée pour cette revue de la littérature est détaillée sur la *figure 4*. L'ensemble des caractéristiques des sujets étudiés, des conditions expérimentales et des résultats obtenus est répertorié pour chaque étude dans le tableau en *Annexe 5*.

En synthèse, la littérature arrive à des conclusions contradictoires si l'on compare les résultats des études, avec notamment 17 études mettant en évidence une instabilité posturale (soit de sujets scoliotiques par rapport à des sujets témoins, soit d'un groupe de sujets scoliotiques par rapport à un autre, soit en comparant différents tests d'une population de scoliotiques) [63-79]. Parmi ces études retrouvant une instabilité, Silferi et al. ne retrouvent en 2004 [67] chez des scoliotiques par rapport à des témoins qu'une instabilité selon l'axe médio-latéral, et ne trouvent pas de différence selon l'axe antéro-postérieur, et Khanal et al. ne retrouvent en 2016 [79] qu'une instabilité de scoliotiques par rapport à des témoins en condition « Yeux fermés (YF) + sol stable », et retrouvent une stabilité plus importante lors des enregistrements sur sol mousse.

De plus, 11 études ne mettent en évidence aucune différence significative sur le plan de la stabilité posturale (soit entre scoliotiques et témoins, soit entre groupes de scoliotiques, soit entre tests sur scoliotiques) [67, 80-89]. Parmi elles, celles d'Herman et al., en 1985 [83], et de Gauchard et al., en 2001 [85], n'ont pas trouvé de différence de stabilité entre scoliotiques et témoins respectivement dans des conditions d'enregistrement dynamique et dynamique rapide, alors qu'ils trouvent une meilleure stabilité chez les sujets scoliotiques dans des conditions d'enregistrement statique.

Enfin, 6 études mettent en évidence une meilleure stabilité posturale (soit entre scoliotiques et témoins, soit entre groupes de scoliotiques, soit entre tests sur scoliotiques) chez les enfants porteurs de SIA [79, 83, 85, 90-92] (dont 3 de manière exclusive [90-92]).

Parmi les 30 études passées en revue, 4 ne comportent pas de sujets témoins [72, 74, 78, 85], ce qui nous ramène à 14 études concluant en faveur d'une instabilité plus importante des sujets scoliotiques par rapport à des témoins [63-71, 73, 75-77, 79] (dont 12 études concluant exclusivement dans ce sens [63-66, 68-71, 73, 75-77]), 10 études n'ayant retrouvé aucune différence statistiquement significative entre des sujets scoliotiques et des témoins [67, 80-84, 86-89] (dont 8 exclusivement [80-82, 84, 86-89]), et 5 études concluant en faveur d'une stabilité plus

**Tableau I.** Extrait n°1 du tableau de la revue de la littérature.

Année	Auteur(s)	Nombre de sujets scoliotiques	Âge des sujets scoliotiques	Type(s) de scoliose	Angle de Cobb (courbure principale)	Nombre de témoins	Elément(s) étudié(s)	Matériel / test(s) utilisé(s)	Résultats des sujets scoliotiques
1978	Sahlstrand et al.	57	10 à 16 ans	Tous types	NC	32	Stabilité statique debout YO et YF, sur sol stable et mousse	Plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins, <b>surtout pour les scoliotiques d'angulation faible (S)</b> - Majorée sur l'axe latéral en situations YF et YF + mousse
1979	Sahlstrand et al.	49	10 à 16 ans	Tous types	NC	32	Stabilité statique debout YF avec stimulations sensorielles	Plateforme fixe stim. caloriques labyrinthiques	- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins (S), notamment <b>sous stim. côté convexe par rapport à côté concave</b> , ainsi que sous stim. gauche pour les sujets à <b>SIA mineures par rapport aux scoliotiques sévères</b>
1980	Sahlstrand	51	10 à 16 ans	Simple courbure	> 5°	30	Stabilité statique debout YO et YF, avec stimulations sensorielles et sans	Plateforme fixe stim. caloriques labyrinthiques	- <b>Pas de latéralisation</b> (ni frontale ni sagittale) <b>des oscillations</b> - Décalage à droite de la position moyenne du CG chez les scoliotiques et chez les témoins, significatif chez les scoliotiques à convexité droite, YO comme YF - Instabilité accrue sous stim. côté convexe (non significatif)
2009	Beaulieu et al.	49 filles	10 à 16 ans	Tous types	- 23 filles sous observation : 18,9° en moyenne - 26 filles en attente de corset : 27,2° en moyenne	53 filles	Stabilité statique debout YO	Plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante (S)</b> : plus d'oscillations que chez les témoins, surtout chez les scoliotiques plus sévères (ceux en attente de corset) - Perturbation du système d'intégration sensorielle chez les scoliotiques, probablement associée à la progression de la courbure

importante des sujets scoliotiques par rapport à des témoins [79, 83, 90-92] (dont 3 exclusivement [90-92]). Les 4 études réalisées sans sujets témoins [72, 74, 78, 85] ont abouti à des conclusions en comparant des groupes de scoliotiques entre eux ou des résultats de tests entre eux sur une population d'enfants scoliotiques.

L'analyse approfondie de ces études montre une grande variabilité dans les résultats, et des conclusions contradictoires selon de nombreux facteurs. Néanmoins, dans le cadre de notre recherche visant à distinguer des groupes de patients scoliotiques, certains résultats issus de comparaisons d'enfants porteurs de SIA peuvent être mis en exergue et en relation (*tableaux I et II*).

### 1) Différences selon l'angle de Cobb

Certaines études trouvent des résultats concordants en fonction de l'angle de Cobb des sujets scoliotiques étudiés. En effet, Sahlstrand et al. en 1978 [63] et Sahlstrand et al. en 1979 [64] ont mis en évidence une instabilité posturale plus importante chez des sujets scoliotiques à faible angle de Cobb par rapport à des scoliotiques d'angulation plus importante. A l'inverse, Beaulieu et al. en 2009 [71] et Haumont et al. en 2011 [74] ont retrouvé une instabilité plus importante chez des scoliotiques d'angle de Cobb plus important par rapport à des scoliotiques d'angulation plus faible, évoquant tous deux une perturbation du système d'intégration centrale des informations sensorielles. Enfin, Gruber et al. ont décelé en 2011 [73] une instabilité plus importante d'un groupe de scoliotiques d'angle de Cobb modéré par rapport à des enfants témoins, et une stabilité équivalente entre un groupe de scoliotiques d'angle de Cobb majeur et ces mêmes témoins, évoquant pour expliquer ce résultat un processus adaptatif chez les sujets à SIA sévère.

### 2) Différences dans le plan frontal

Deux études font état d'une différence significative de stabilité entre sujets scoliotiques dans le plan frontal. En 2011, Haumont et al. [74] ont mis en évidence une instabilité plus importante dans le plan frontal les yeux fermés chez des scoliotiques d'angle de Cobb compris entre 15 et 25° par rapport à des scoliotiques d'angle de Cobb compris entre 5° et 14°. En 2010, Kuo et al. [91] ont retrouvé une meilleure stabilité de sujets scoliotiques dans le plan frontal en situation dynamique (i.e. sur plateforme de force mobile) avec les yeux ouverts et l'utilisation d'un *feedback* visuel sur sol spongieux (une épaisseur en éponge était placée entre les pieds des sujets et la plateforme mobile) par rapport à sur sol stable (i.e. sans éponge). L'utilisation de ce matériau permet de perturber les afférences somesthésiques du sujet évalué afin de jauger si cela perturbe sa stabilité posturale. Lors de ces enregistrements de Kuo et al., une activation majorée des muscles moyens glutéaux a été décelée sur électromyogramme lors des enregistrements sur sol spongieux où la

**Tableau II.** Extrait n°2 du tableau de la revue de la littérature.

Année	Auteur(s)	Nombre de sujets scoliotiques	Âge des sujets scoliotiques	Type(s) de scoliose	Angle de Cobb (courbure principale)	Nombre de témoins	Elément(s) étudié(s)	Matériel / test(s) utilisé(s)	Résultats des sujets scoliotiques
2010	Kuo et al.	22	11 à 17 ans	Toutes du même type : S/A th droite lb gauche	Th : 28° en moyenne Lb : 26° en moyenne	22	Stabilité dynamique debout bras croisés dans 3 conditions : YO avec <i>feedback</i> visuel sur sol stable / YF sur sol stable / YO avec <i>feedback</i> visuel sur sol spongieux	Plateforme mobile (plans sagittal et frontal) EMG des multifides lombaux, moyens glutéaux, gastrocnémiens latéraux	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Stabilité plus importante</b> (S), due à une activation musculaire majorée par rapport aux témoins (S)</li> <li>- Chez les scoliotiques : avec le <i>feedback</i>, inclinaisons frontales minorées sur sol spongieux par rapport à sur sol stable (pas chez les témoins), correspondant avec une activation majorée des moyens glutéaux</li> <li>- Plus d'instabilité YF (chez les scoliotiques comme chez les témoins) avec une activité musculaire majorée compensatoire (multifides lombaux, moyens glutéaux) (S)</li> </ul>
2011	Gruber et al.	36 filles	12,5 ans en moyenne	Tous types (majoritairement à courbure principale th droite)	- 18 filles en attente de corset (PB) : 27° en moyenne - 18 filles en attente d'un traitement chirurgical (PO) : 52° en moyenne	10 filles	Stabilité statique debout YO	Plateforme fixe	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Instabilité plus importante</b> (S) (frontale et sagittale) que chez les témoins</li> <li>- <b>Groupe PB plus instable que les témoins, mais groupe PO aussi stable que les témoins</b> (S) (processus adaptatif chez les sujets à S/A sévère ?)</li> <li>- Les scoliotiques utilisent une stratégie de contrôle postural dans le plan frontal plus contrainte, moins complexe et moins adaptable que les témoins. Cette adaptabilité est d'autant plus réduite dans le plan sagittal que la scoliose est sévère</li> </ul>
2011	Haumont et al.	65 filles	11,4 ans en moyenne	Tous types (groupes de S/A comparés entre eux)	- Groupe 1 (35 filles) : 5° à 14° - Groupe 2 (30 filles) : 15° à 25°	/	Stabilité debout statique et dynamique, en modalités YO, YF, et YO avec environnement visuel mobile (Test d'Organisation Sensorielle)	Plateforme fixe plateforme mobile (EquiTest)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Instabilité plus importante</b> (S) chez les sujets du <b>groupe 2</b>, surtout en situation de conflit sensoriel (intégration centrale des informations moins efficace)</li> <li>- En statique (S) : le groupe 2 présente des aires d'oscillations plus importantes YO et YF et des oscillations latérales majorées YF</li> <li>- Le groupe 2 déploie moins de stratégies posturales anticipatrices et plus de stratégies réactionnelles que le groupe 1 (surtout en situations plus complexes : conflit sensoriel, modalité dynamique) (S)</li> </ul>

différence significative a été retrouvée, suggérant une hyper-compensation musculaire donnant lieu au résultat inattendu que constitue une meilleure stabilité dans des conditions plus déstabilisantes *a priori*, à savoir un sol spongieux par rapport à un sol stable. Ceci pourrait constituer un facteur d'explication à certains résultats expérimentaux d'autres études traduisant une meilleure stabilité dans des conditions où l'on attendrait une instabilité posturale majorée. Dans cette étude en particulier, ceci semble expliquer une stabilité posturale significativement plus importante retrouvée chez les sujets scoliotiques globalement par rapport à des témoins.

### 3) Différences selon le côté de la convexité de la courbure scoliotique principale

Seul Sahlstrand, en 1980 [81], a retrouvé une différence statistiquement significative selon le côté de la convexité de la courbure principale en comparant des résultats de sujets scoliotiques. Il a mis en évidence un décalage à droite de la position moyenne du CG significatif chez les sujets porteurs de SIA à simple courbure convexe à droite, et ce avec les yeux ouverts comme fermés.

## **IV – Expérimentation**

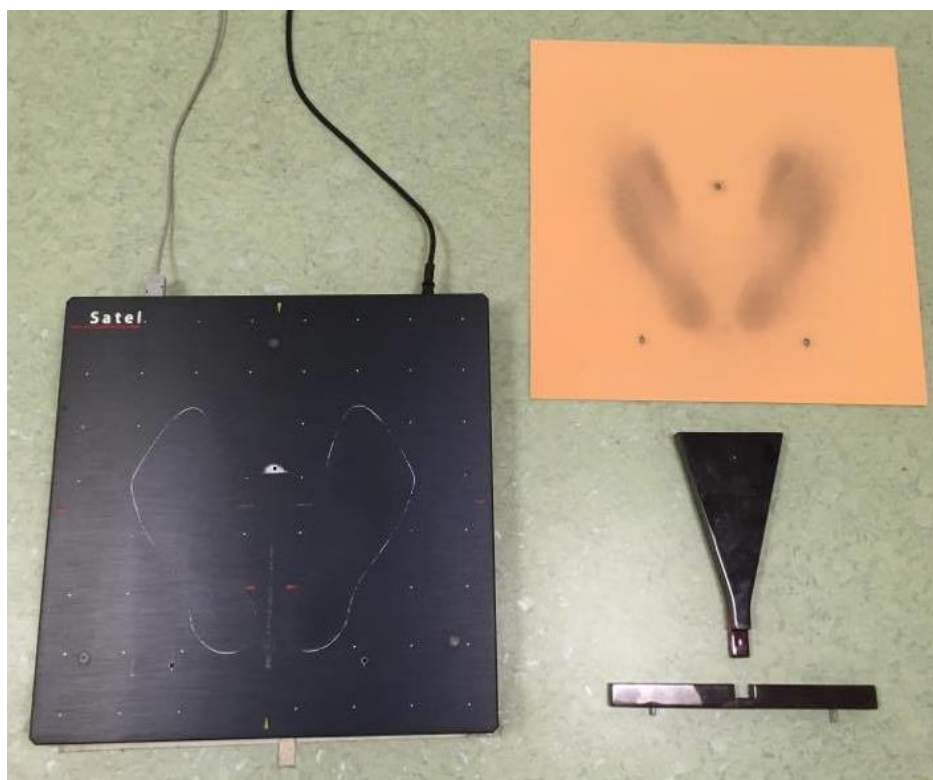
### A) Population

Notre étude est rétrospective sur des données acquises prospectivement en soins courants. La population est composée de 120 patientes porteuses de SIA âgées de 10 à 18 ans, d'âge  $14,2 \pm 1,5$  ans, d'IMC  $19,2 \pm 3,2$  kg.m<sup>-2</sup>, d'angle de Cobb  $32,3 \pm 14,5^\circ$ , et de gîte frontale 0,3cm à gauche  $\pm 1,7$ cm. (*Annexes 1, 2, 4*).

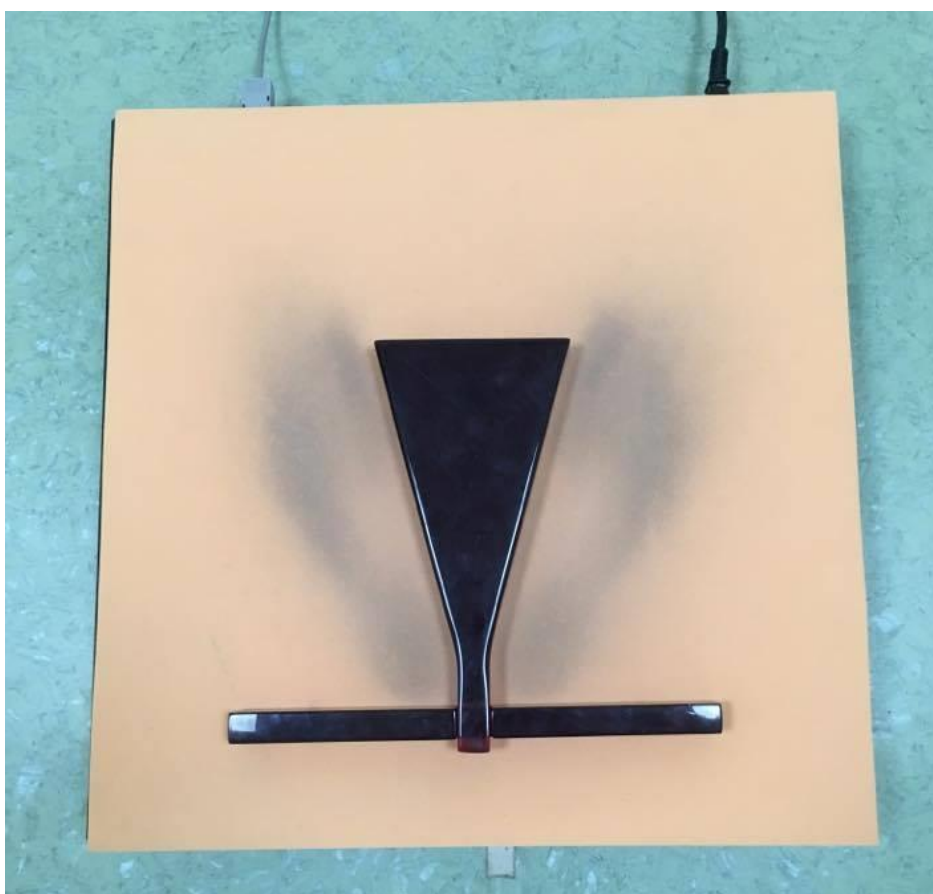
### 1) Critères d'inclusion

L'ensemble de ces critères devait être satisfait pour que le patient puisse être inclus dans la population :

- Sujet féminin âgé de 10 ans et plus, et de moins de 18 ans (le choix de n'évaluer que des filles est basé sur le sex-ratio de 5 à 8 filles pour 1 garçon, et l'intervalle d'âge correspond à celui où le diagnostic est le plus fréquent, et la scoliose la plus évolutive)
- Sujet capable de recevoir et de comprendre une information
- Information éclairée donnée au représentant de l'autorité parentale et à la patiente
- Sujet présentant une SIA avec :
  - o Un angle de Cobb supérieur ou égal à  $15^\circ$
  - o Une gibbosité d'angle supérieur ou égal à  $5^\circ$  au scoliomètre de Bunnell [93] (*Annexe 6*)



**Figure 5.** Photographie de la plateforme de force, du carré de mousse, de la barrière arrière et du triangle d'écartement des pieds utilisés pour notre étude.



**Figure 6.** Photographie de la plateforme de force avec le carré de mousse, la barrière arrière et le triangle d'écartement des pieds disposés dessus.

- Sujet disposant de radiographies de la colonne vertébrale totale de face en charge sur grands clichés datant de moins de 3 mois avant l'enregistrement posturographique permettant la mesure de l'angle de Cobb (les enfants scoliotiques bénéficiant en moyenne d'un bilan radiographique du rachis total une fois tous les 6 mois, aucun cliché supplémentaire n'a été demandé)

## 2) Critères d'exclusion

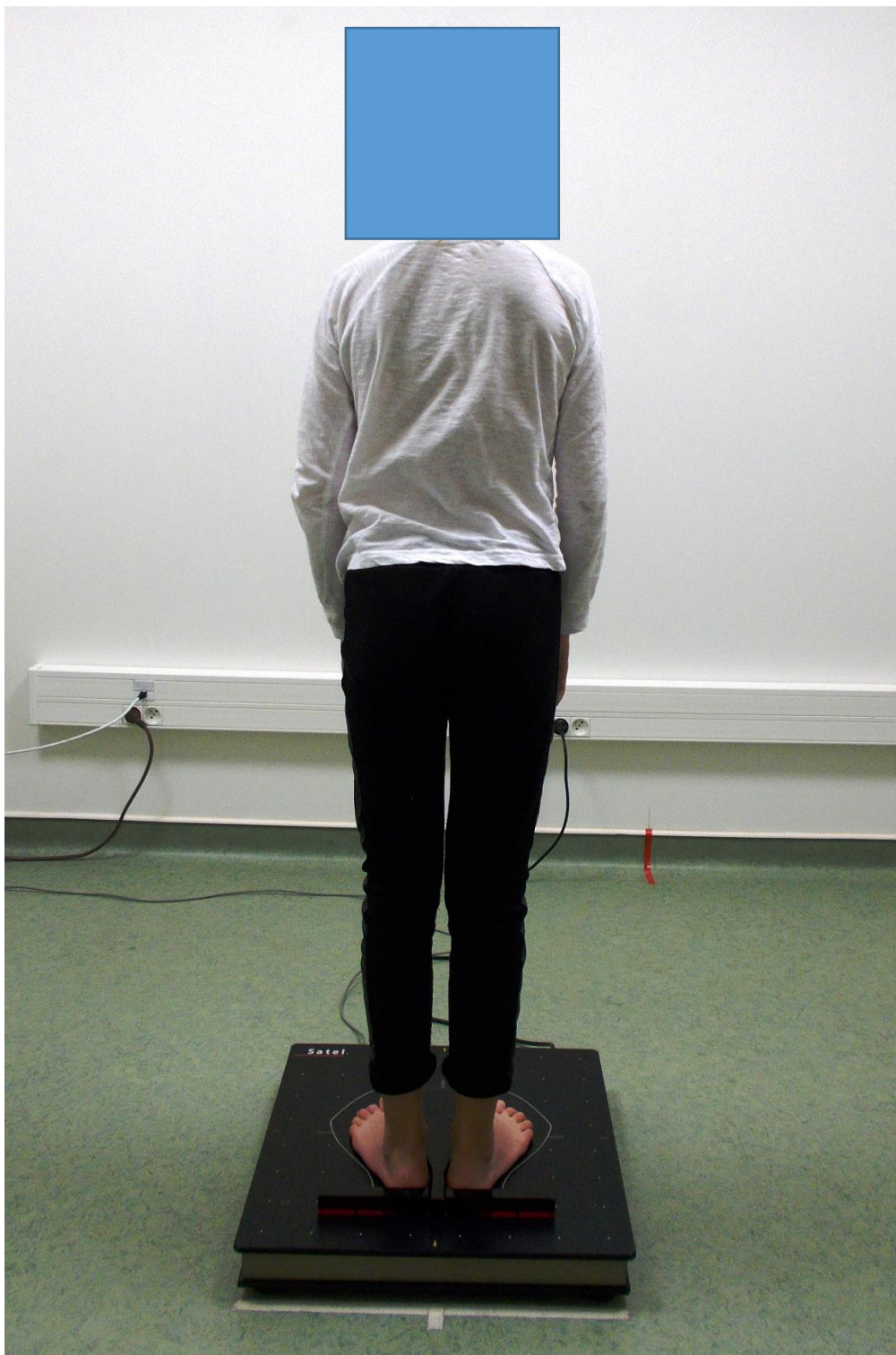
La satisfaction d'au moins un de ces critères suffisait à exclure le patient de la population :

- Inégalité de longueur des membres inférieurs (ILMI) supérieure ou égale à 20mm à l'examen clinique
- Examen neurologique anormal : déficit moteur, trouble de la sensibilité, signes d'irritation pyramidale, abolition des réflexes cutanés abdominaux, signes cérébelleux, pathologie neurologique connue
- Existence d'une hyperlaxité ligamentaire confirmée par un score de Beighton supérieur à 4/9 (pouvant évoquer une scoliose secondaire) [94] (*Annexe 7*)
- Pathologie sensorielle non corrigée (déficience visuelle, auditive, vestibulaire)
- Présence d'au moins 6 taches cutanées café au lait d'une taille supérieure à 1,5cm (pouvant évoquer une neurofibromatose, et donc une scoliose secondaire)
- Sujet présentant une scoliose secondaire : d'origine neurologique, orthopédique, malformative, tissulaire...
- Présence d'arthrodèse

## B) Matériel

L'évaluation du CPO a été réalisée par enregistrement posturographique statique informatisé et normalisé à l'aide d'une plateforme de force de type SATEL® (*figures 5 et 6*). Cette plateforme contient 4 capteurs permettant de mesurer l'évolution de la distribution du poids du corps en fonction du temps avec une sensibilité de  $2,0 \text{ mV/V} \pm 0,1$  et une fréquence d'échantillonnage de 40 Hz.

C'est donc grâce à l'analyse de la trajectoire des centres de pression – laquelle étant la conséquence directe des oscillations corporelles – que les résultats, après avoir été informatisés, quantifiés et comparés à des valeurs normalisées, permettent de déterminer les stratégies de régulation de l'équilibre orthostatique utilisées par le sujet et d'en quantifier un éventuel trouble [18, 95]. En outre, cet enregistrement est réalisé selon différentes modalités (yeux ouverts ou



**Figure 7.** Photographie d'une patiente avant de passer l'évaluation.

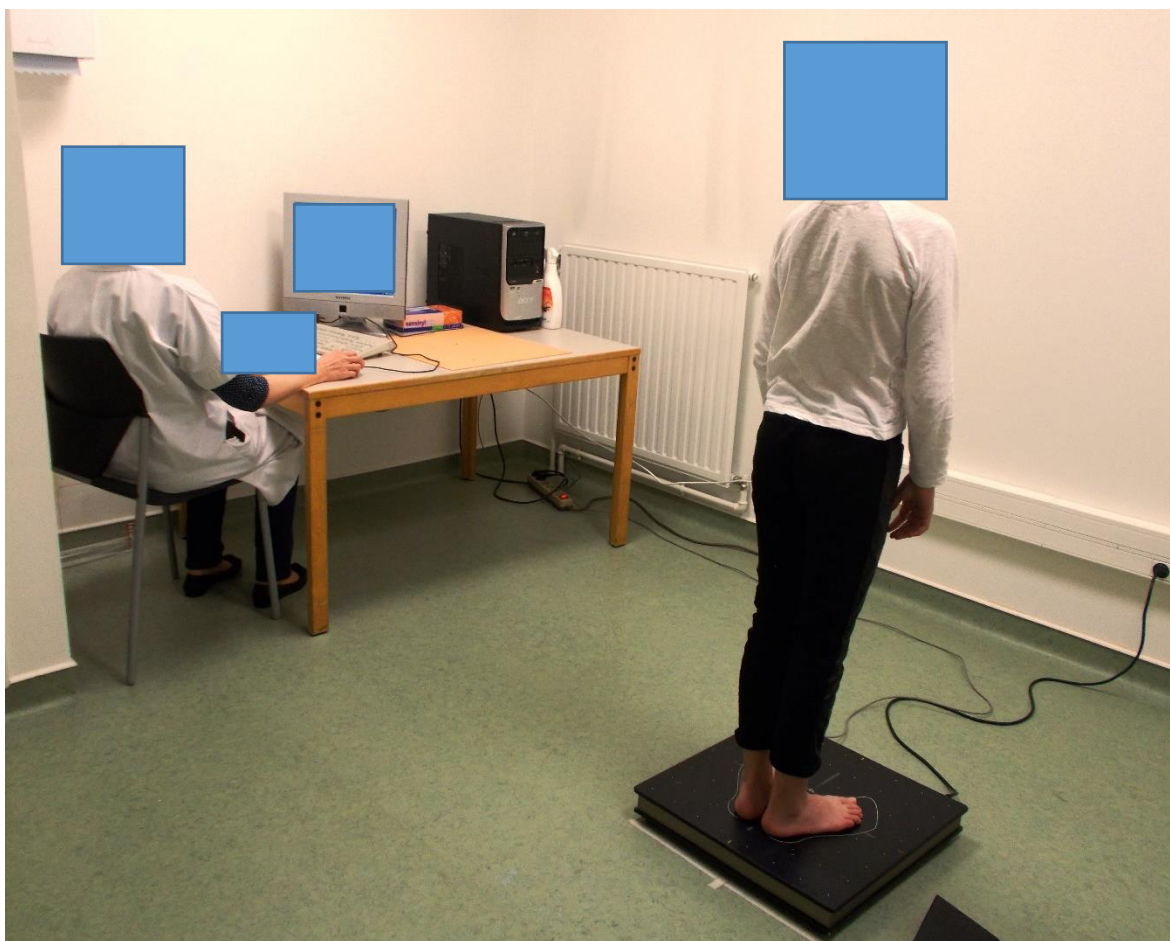
fermés, sol dur ou mousse) permettant d'obtenir des informations sur chaque pilier sensoriel concourant à la stabilisation posturale (visuel, vestibulaire, et somesthésique notamment podal) [18, 95]. Pour la modalité « sol mousse » a été utilisé un carré de mousse Orthomic® en Podialène-Evalène, d'épaisseur 3 mm, de shore 40 et de densité 250. Cette méthode d'enregistrement est reconnue par les instances médicales nationales et internationales telles que la Haute Autorité de Santé [95] et l'American Academy of Neurology [96]. Tous nos enregistrements ont été réalisés selon les normes validées APE 85 (correspondant à un temps d'acquisition de 51,2 sec et une fréquence d'échantillonnage de 40 Hz) établies en 1985 par l'Ex-Association Française de Posturologie (devenue l'Association Posture et Equilibre) [18, 97, 98]. Une récente revue de la littérature n'a trouvé trace d'aucun incident ni d'aucune complication lors ou au décours d'un enregistrement de posturographie statique [95].

### C) Méthode

Les données radio-cliniques utilisées sont issues du dossier médical des patientes. Notre évaluation n'a pas nécessité de bilan supplémentaire par rapport au suivi habituel des patientes : elle a été réalisée en soins courants. Le protocole de conditions d'évaluation pour l'enregistrement posturographique de chaque patiente a été le suivant (*figures 7 et 8*) :

La patiente se tient debout pieds nus sur la plateforme placée à 90cm face à un mur blanc dénué de repère visuel. Une fois ses pieds disposés dans une position reproductible correspondant à une distance de 2cm d'écartement entre les talons et à un angle de 30° entre les axes des pieds (contre une barrière arrière et un triangle d'écartement qui sont retirés pour l'enregistrement), il lui est demandé de « ne plus bouger les pieds », de « garder les bras détendus le long du corps », de « regarder droit devant » ou de « fermer les yeux » (selon la modalité d'enregistrement), et de « compter lentement à voix haute ». A chaque session d'enregistrement ont été réalisés 2 tests avec les yeux ouverts, 2 tests avec les yeux fermés, et 2 tests avec les yeux ouverts et une mousse sous les pieds, et ce dans un ordre déterminé aléatoirement. Pour chaque modalité, le premier test servait d'« essai » afin que la patiente se familiarise avec l'exercice, tandis que le deuxième test était celui dont nous extrayions les données pour l'analyse posturographique en soins courants servant pour cette étude. Toutes les patientes porteuses de lunettes les portaient durant les tests. Entre chaque test, la patiente descend de la plateforme pour une pause d'une minute pendant laquelle il lui est demandé de marcher.

Toutes les données utilisées pour l'étude ont été anonymisées, conformément aux règles en vigueur énoncées par la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés (CNIL). Les



**Figure 8.** Photographie d'une patiente en cours d'évaluation.

adolescentes, ainsi que les représentants de l'autorité parentale, ont été informés par une explication claire et loyale par écrit des objectifs de l'étude, de la méthodologie et de la possible utilisation des données médicales anonymisées, et pouvaient s'y opposer à tout moment, dans le respect des règles de la Déclaration d'Helsinki visant à la protection des droits des patients.

## D) Objectifs et critères d'évaluation

### 1) Objectifs

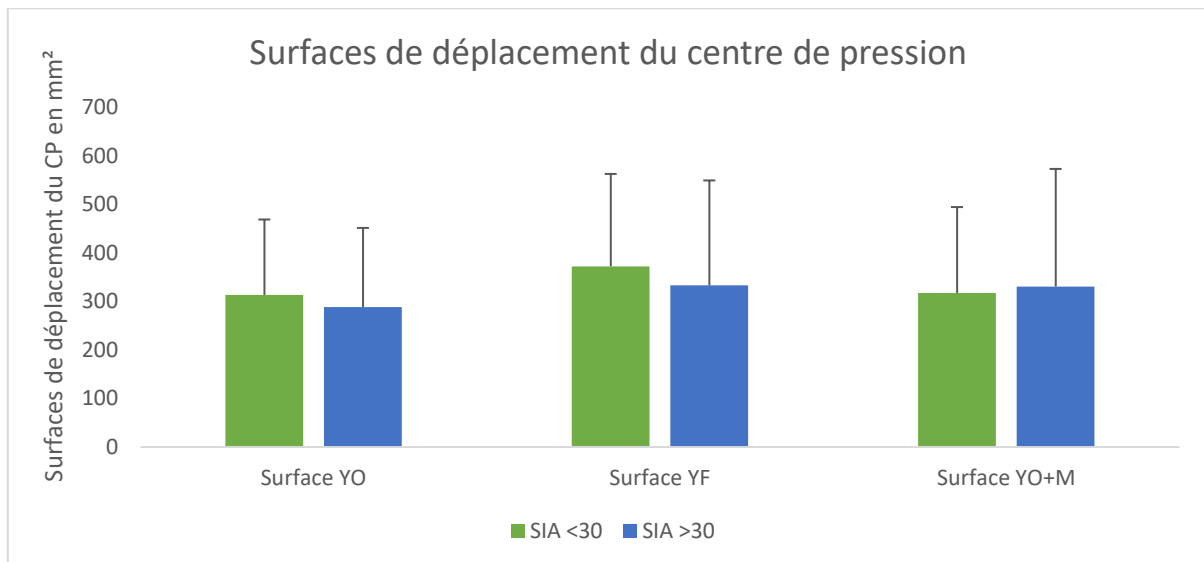
L'objectif principal de notre étude était de rechercher un profil posturographique spécifique caractérisant les patients porteurs de SIA majeure par rapport aux patients porteurs de SIA mineure, permettant de classer les patients atteints de SIA en différents groupes et de proposer pour chacun d'eux un traitement adéquat, adapté au profil considéré. Nous avons donc effectué une recherche de corrélation entre les paramètres radio-cliniques et le profil posturographique des patientes.

Les objectifs secondaires de ce travail étaient de rechercher des corrélations entre les paramètres posturographiques et les autres paramètres de la SIA (côté de la convexité de la courbure principale, équilibre frontal de la colonne vertébrale) ou les caractéristiques du patient (âge, IMC).

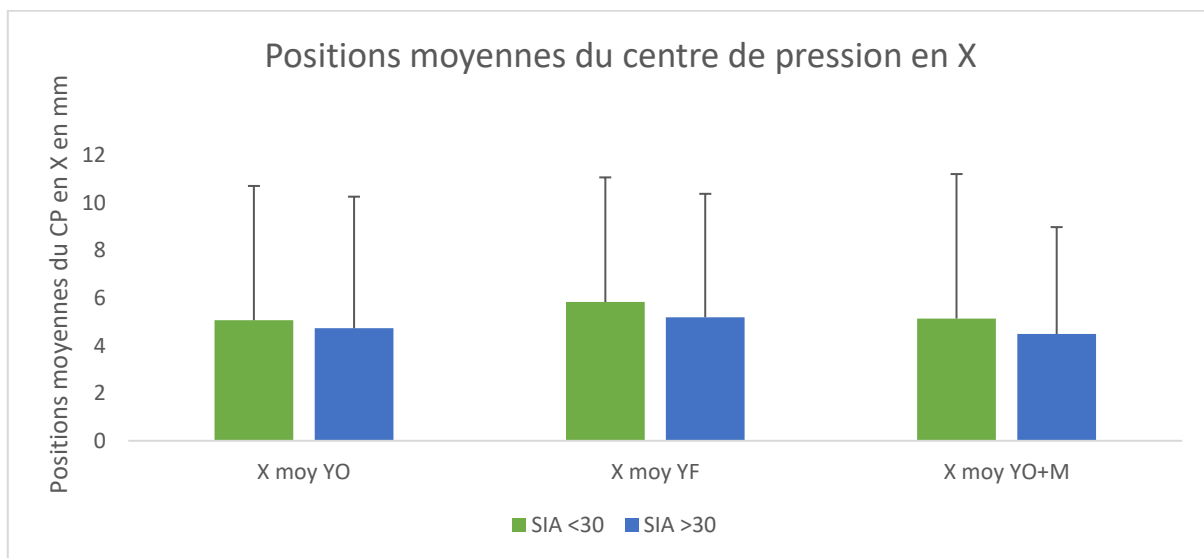
### 2) Critères d'évaluation

Les critères d'évaluation étaient les suivants :

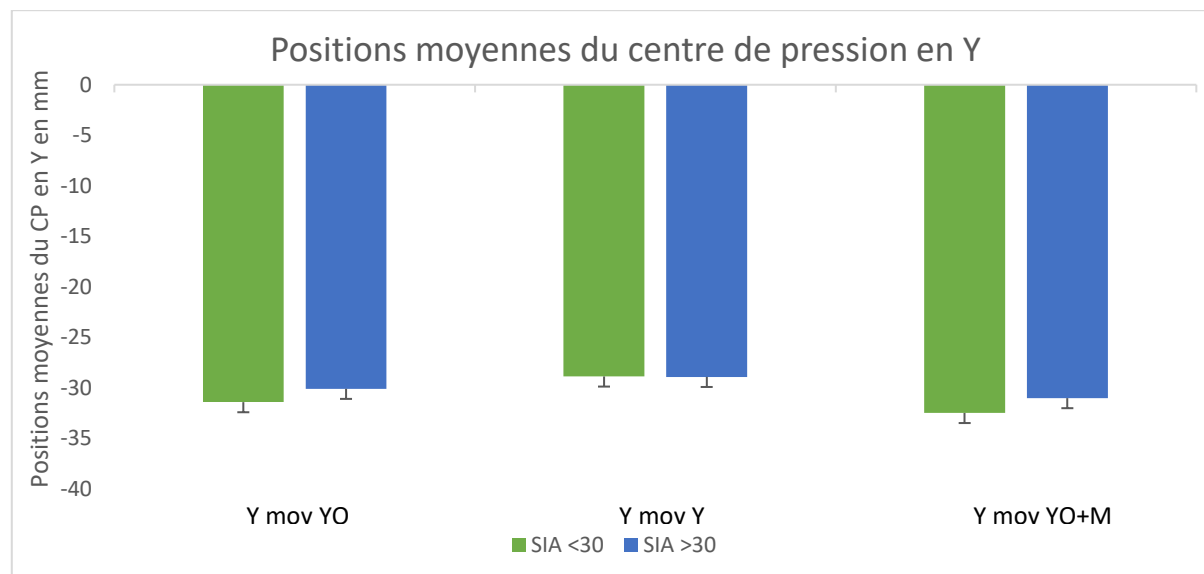
- Critère principal : position moyenne du CP en X (X moy) (*Annexe 8*)
- Critères secondaires :
  - Stabilométriques : surface de déplacement du CP (surface), position moyenne du CP en Y (Y moy), quotient de Romberg (QR), quotient plantaire (QP), vitesse moyenne de déplacement du CP (V moy), transformée rapide de Fourier (FFT : basse fréquence (BF) entre 0 et 0,5Hz, moyenne fréquence (MF) entre 0,5 et 2Hz, et haute fréquence (HF) supérieure à 2Hz, et ce dans le plan frontal (D/G), énergie totale (droite/gauche : dans le plan frontal ; antéro-postérieure : dans le plan sagittal) (*Annexe 8*)
  - Cliniques : âge, IMC, équilibre frontal de la colonne vertébrale
  - Radiographiques : angle de Cobb, côté de la convexité de la courbure principale



**Figure 9.** Histogramme des surfaces de déplacement du CP des groupes  $< 30^\circ$  et  $> 30^\circ$ .



**Figure 10.** Histogramme des positions moyennes du CP en X des groupes  $< 30^\circ$  et  $> 30^\circ$ .



**Figure 11.** Histogramme des positions moyennes du CP en Y des groupes  $< 30^\circ$  et  $> 30^\circ$ .

## E) Traitement des données et analyse statistique

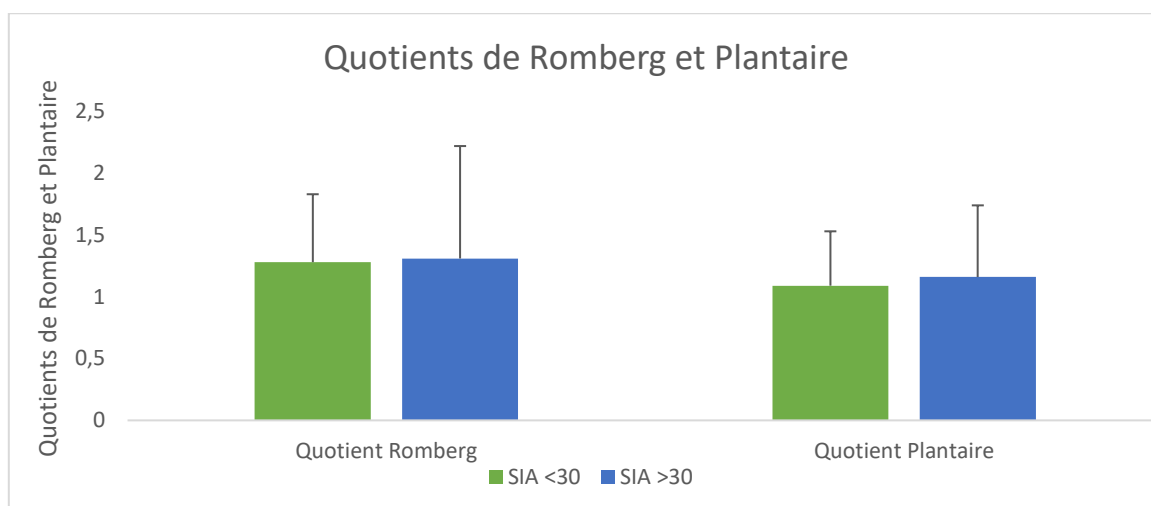
Les tests statistiques ont été réalisés par deux statisticiens étrangers à l'étude, avec le logiciel STATISTICA 9.0® pour Windows NG/97/98. Après vérification de la normalité des données (Test de Shapiro-Wilks) et l'homogénéité des variances (Test de Bartlett), une ANOVA (analyse de la variance) a été effectuée pour comparer l'âge entre les groupes. Pour les comparaisons des groupes, un test de Student était réalisé. Les corrélations entre âge, IMC, équilibre frontal de la colonne vertébrale, angle de Cobb, côté de la convexité de la courbure principale, surface de déplacement du CP, position moyenne du CP en X, position moyenne du CP en Y, quotient de Romberg, quotient plantaire, vitesse moyenne de déplacement du CP, transformée rapide de Fourier (FFT : BF, MF, HF) et énergie totale ont été recherchées. Pour tous les tests, le seuil de significativité était pour un  $\alpha$  strictement inférieur à 0.05.

## V – Résultats

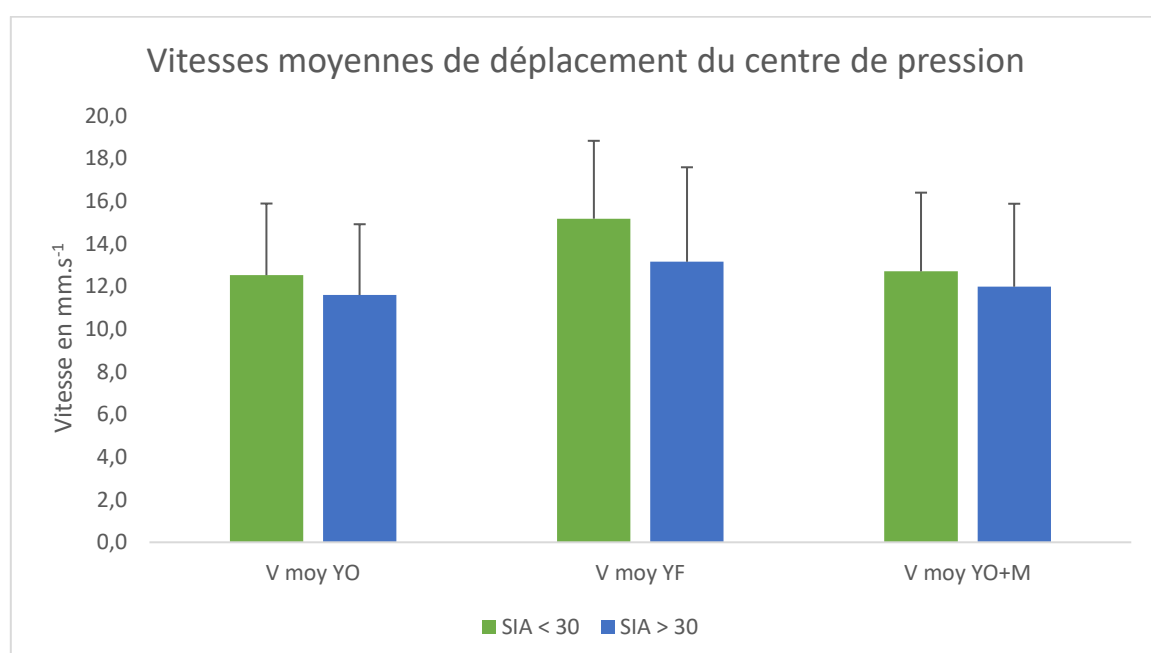
Nous avons comparé les données étudiées en répartissant les 120 filles en groupes selon 3 paramètres radio-cliniques : l'angle de Cobb (60 filles à SIA d'angle inférieur à 30° et 60 filles à SIA d'angle supérieur à 30°), l'équilibre frontal de la colonne vertébrale (105 filles porteuses d'une gîte frontale nulle ou de moins de 2cm et 15 filles porteuses d'une gîte frontale de plus de 2cm), et le côté de la convexité de la courbure principale (31 filles à SIA à convexité gauche et 89 filles à SIA à convexité droite). Dans chaque cas, les groupes étaient comparables puisqu'aucune différence significative d'âge ni d'IMC n'a été retrouvée.

Aucune corrélation n'a été retrouvée entre les paramètres radio-cliniques (âge, IMC, angle de Cobb, équilibre frontal de la colonne vertébrale, côté de la convexité) et stabilométriques (surface de déplacement du CP, position moyenne du CP en X, position moyenne du CP en Y, quotient de Romberg, quotient plantaire, vitesse moyenne de déplacement du CP, transformée rapide de Fourier (FFT : BF, MF, HF), énergie totale).

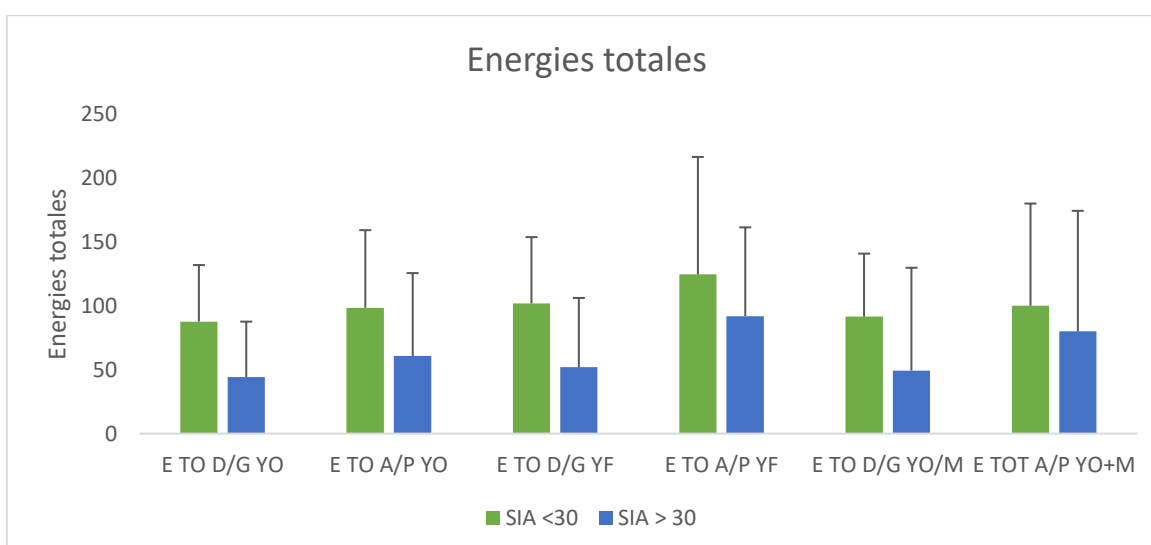
Les résultats des paramètres de l'examen posturographique sur l'ensemble des sujets de notre étude sont représentés sur les *figures 9 à 17* avec une répartition en 2 groupes selon l'angle de Cobb. Nous constatons des valeurs positives du X moy dans toutes les conditions d'examen traduisant un décalage à droite de la position moyenne du CP dans le plan frontal, et des valeurs négatives du Y moy dans toutes les conditions d'examen traduisant un décalage vers l'arrière de la position moyenne du CP dans le plan sagittal.



**Figure 12.** Histogramme des quotients de Romberg et plantaire des groupes  $< 30^\circ$  et  $> 30^\circ$ .



**Figure 13.** Histogramme des vitesses moyennes de déplacement du CP des groupes  $< 30^\circ$  et  $> 30^\circ$ .



**Figure 14.** Histogramme des énergies totales des groupes  $< 30^\circ$  et  $> 30^\circ$ .

### A) Différences selon l'angle de Cobb

Nous avons comparé un groupe de 60 filles à SIA d'angle de Cobb inférieur à 30° (groupe « < 30° ») avec un groupe de 60 filles à SIA d'angle de Cobb supérieur à 30° (groupe « > 30° »). Les résultats montrent une différence significative sur **l'énergie totale dépensée en antéro-postérieur en condition yeux fermés** ( $p = 0,03$ ) (énergie supérieure dans le groupe < 30° :  $124,6 \pm 91,9$  contre  $94,2 \pm 59,3$  dans le groupe > 30°) (*figure 14*) et sur la **vitesse moyenne de déplacement du CP en condition yeux fermés** ( $p = 0,01$ ) (vitesse plus grande dans le groupe < 30° :  $15,1 \pm 4,4$  mm.s<sup>-1</sup> contre  $13,6 \pm 3,6$  mm.s<sup>-1</sup> dans le groupe > 30°) (*figure 13*).

Nous n'avons pas retrouvé de différence significative sur les paramètres suivants :

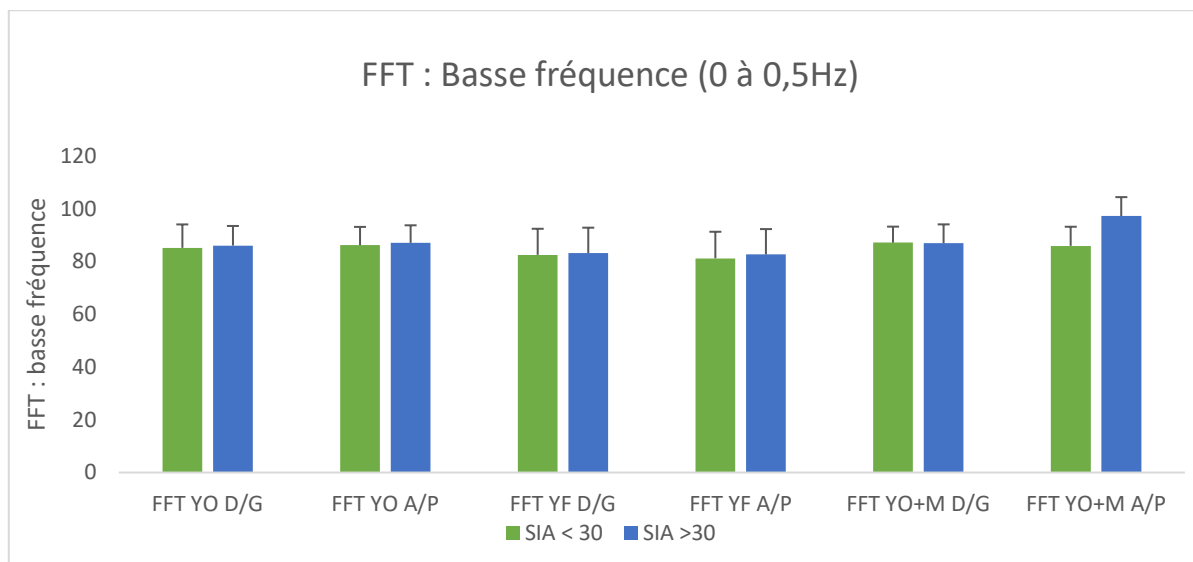
- Surface de déplacement du CP, position moyenne du CP en X, position moyenne du CP en Y, quotient de Romberg, quotient plantaire (en conditions YO, YF et YO + mousse)
- FFT en conditions YO (droite-gauche BF, MF, HF + antéro-postérieure BF, MF, HF) ; YF (droite-gauche BF, MF, HF ; antéro-postérieure BF, MF, HF) ; YO + mousse (droite-gauche BF, MF, HF ; antéro-postérieure BF, MF, HF)
- Energie totale en conditions YO (droite-gauche ; antéro-postérieure), YF (droite-gauche), YO + mousse (droite-gauche ; antéro-postérieure)
- Vitesse moyenne de déplacement du CP en conditions YO et YO + mousse.

### B) Différences selon l'équilibre frontal de la colonne vertébrale

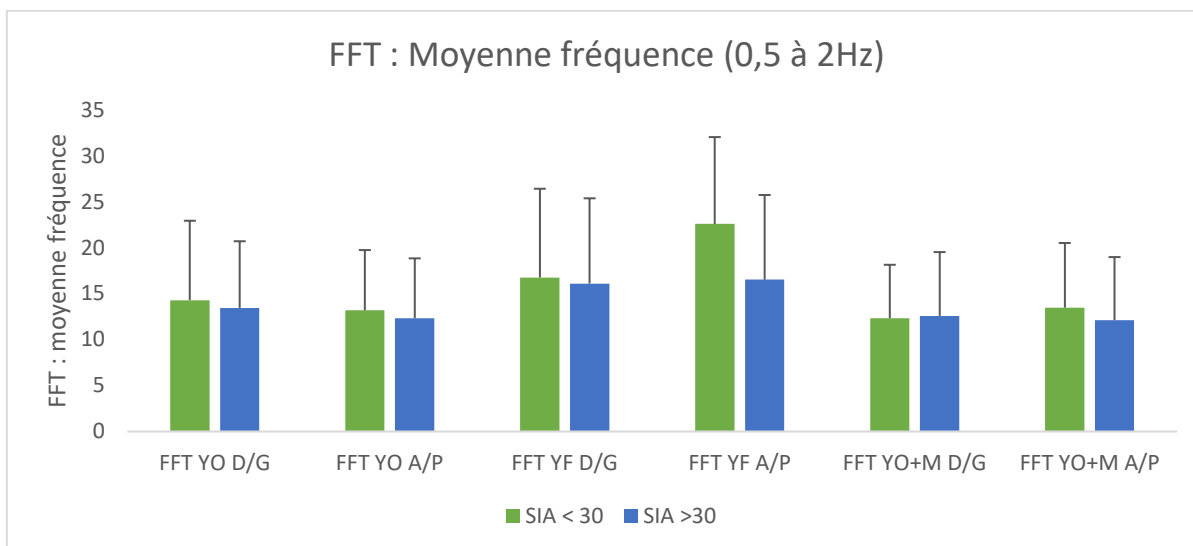
Nous avons comparé un groupe de 105 filles présentant une gîte frontale nulle ou de moins de 2cm (groupe « < 2cm ») avec un groupe de 15 filles présentant une gîte frontale de plus de 2cm (groupe « > 2cm »). Les résultats montrent une différence significative sur la **FFT en condition yeux ouverts sur sol mousse dans le plan frontal dans les basses fréquences** (de 0 à 0,5Hz) ( $p = 0,03$ ) (supérieure dans le groupe < 2cm :  $87,4 \pm 6,5$  contre  $83,5 \pm 6,8$  dans le groupe > 2cm) et **dans les moyennes fréquences** (de 0,5 à 2Hz) ( $p = 0,03$ ) (supérieure dans le groupe > 2cm :  $15,8 \pm 6,6$  contre  $12,1 \pm 6,2$  dans le groupe < 2cm).

Nous n'avons pas retrouvé de différence significative sur les paramètres suivants :

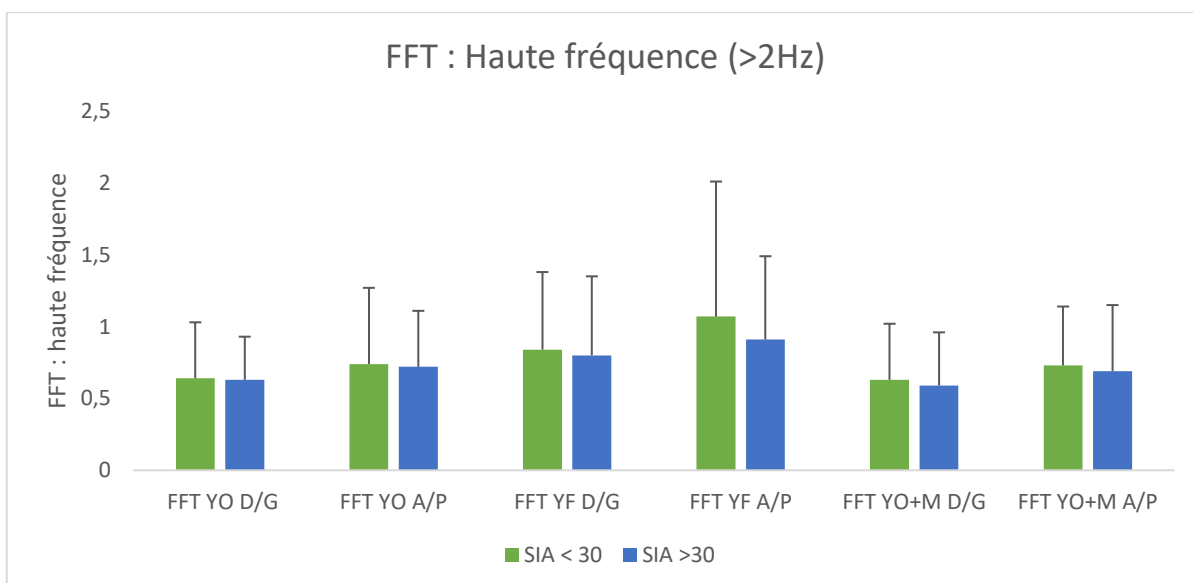
- Surface de déplacement du CP, position moyenne du CP en X, position moyenne du CP en Y, quotient de Romberg, quotient plantaire (en conditions YO, YF et YO + mousse)
- FFT en conditions YO (droite-gauche BF, MF, HF ; antéro-postérieure BF, MF, HF) ; YF (droite-gauche BF, MF, HF ; antéro-postérieure BF, MF, HF) ; YO + mousse (droite-gauche HF ; antéro-postérieure BF, MF, HF)



**Figure 15.** Histogramme des FFT de basse fréquence des groupes  $< 30^\circ$  et  $> 30^\circ$ .



**Figure 16.** Histogramme des FFT de moyenne fréquence des groupes  $< 30^\circ$  et  $> 30^\circ$ .



**Figure 17.** Histogramme des FFT de haute fréquence des groupes  $< 30^\circ$  et  $> 30^\circ$ .

- Energie totale en conditions YO (droite-gauche + antéro-postérieure), YF (droite-gauche + antéro-postérieure), YO + mousse (droite-gauche + antéro-postérieure)
- Vitesse moyenne de déplacement du CP en conditions YO, YF et YO + mousse.

### C) Différences selon le côté de la convexité de la courbure principale

Nous avons comparé un groupe de 89 filles à SIA de courbure principale droite avec un groupe de 31 filles à SIA de courbure principale gauche. Les résultats montrent une différence significative sur la **position moyenne du CP en X en condition yeux ouverts** ( $p = 0,02$ ) (décalage à droite dans le groupe à convexité droite :  $5,5 \pm 5,4$  mm contre  $2,9 \pm 5,7$  mm dans le groupe à convexité gauche).

Nous n'avons pas retrouvé de différence significative sur les paramètres suivants :

- Surface de déplacement du CP, position moyenne du CP en Y, quotient de Romberg, quotient plantaire (en conditions YO, YF et YO + mousse)
- FFT en conditions YO (droite-gauche BF, MF, HF ; antéro-postérieure BF, MF, HF) ; YF (droite-gauche BF, MF, HF ; antéro-postérieure BF, MF, HF) ; YO + mousse (droite-gauche BF, MF, HF ; antéro-postérieure BF, MF, HF)
- Energie totale en conditions YO (droite-gauche ; antéro-postérieure), YF (droite-gauche ; antéro-postérieure), YO + mousse (droite-gauche ; antéro-postérieure)
- Vitesse moyenne de déplacement du CP en conditions YO, YF et YO + mousse.

Ainsi, nous avons retrouvé une différence statistiquement significative concernant notre critère d'évaluation principal (X moy), et quatre différences significatives concernant nos critères d'évaluation secondaires, telles qu'exposées ci-dessus.

## VI – Discussion

### A) Interprétation des résultats et apport

L'objectif principal de notre étude était de rechercher un profil posturographique spécifique caractérisant les patients porteurs de SIA majeure par rapport aux patients porteurs de SIA mineure, permettant de classer les patients atteints de SIA en différents groupes et de proposer pour chacun d'eux un traitement adéquat, adapté au profil considéré.



Notre hypothèse était que le profil posturographique se modifiait en fonction du type de la SIA, et notamment de son importance angulaire.

Sur l'ensemble des résultats de notre étude, 5 différences sont statistiquement significatives.

Les 2 différences retrouvées en comparant 30 filles porteuses de SIA d'angle de Cobb inférieur à 30° et 30 filles porteuses de SIA d'angle de Cobb supérieur à 30° peuvent être interprétées comme suit :

- Les filles scoliotiques d'angle de Cobb inférieur à 30° ont dépensé plus d'énergie dans le plan sagittal en condition YF que celles d'angle de Cobb supérieur à 30°. Elles ont fait preuve d'une stabilité moindre dans le plan sagittal les yeux fermés.
- Les filles scoliotiques d'angle de Cobb inférieur à 30° ont vu leur CP se déplacer en condition YF à plus grande vitesse moyenne que celles d'angle de Cobb supérieur à 30°. Elles ont fait preuve d'une stabilité moindre les yeux fermés.

Nous avons donc globalement retrouvé des filles scoliotiques à angle de Cobb relativement modéré plus instables les yeux fermés (notamment dans le plan sagittal) que celles à angle de Cobb plus important.

Les 2 différences retrouvées en comparant 105 filles porteuses de SIA à gîte frontale nulle ou de moins de 2cm et 15 filles porteuses de SIA à gîte frontale de plus de 2cm peuvent être interprétées comme suit :

- Les filles scoliotiques à gîte frontale nulle ou de moins de 2cm ont plus eu recours à leur système oculo-vestibulo-spinal en condition yeux ouverts sur sol mousse pour se stabiliser dans le plan frontal que les filles à gîte frontale de plus de 2cm.
- Les filles gîte frontale de plus de 2cm ont plus eu recours à leur cervelet en condition yeux ouverts sur sol mousse pour se stabiliser dans le plan frontal que les filles à gîte frontale nulle ou de moins de 2cm.

Globalement, nous avons donc retrouvé des filles scoliotiques à gîte frontale nulle ou relativement mineure favorisant l'utilisation du système oculo-vestibulo-spinal pour s'équilibrer dans le plan frontal en condition yeux ouverts sur sol mousse, contre des filles scoliotiques à gîte frontale plus importante favorisant l'utilisation du cervelet dans ces mêmes conditions.

La différence retrouvée en comparant 89 filles porteuses de SIA à courbure principale droite et 31 filles porteuses de SIA à courbure principale gauche peut être interprétée comme suit : les

**Tableau III.** Extrait n°3 du tableau de la revue de la littérature.

Année	Auteur(s)	Nombre de sujets scoliotiques	Âge des sujets scoliotiques	Type(s) de scoliose	Angle de Cobb (courbure principale)	Nombre de témoins	Elément(s) étudié(s)	Matériel / test(s) utilisé(s)	Résultats des sujets scoliotiques
1978	Sahlstrand et al.	57	10 à 16 ans	Tous types	NC	32	Stabilité statique debout YO et YF, sur sol stable et mousse	Plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins, <b>surtout pour les scoliotiques d'angulation faible (S)</b> - Majorée sur l'axe latéral en situations YF et YF + mousse
1979	Sahlstrand et al.	49	10 à 16 ans	Tous types	NC	32	Stabilité statique debout YF avec stimulations sensorielles	Plateforme fixe Stim. caloriques labyrinthiques	- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins (S), notamment <b>sous stim. côté convexe par rapport à côté concave</b> , ainsi que sous stim. gauche pour les sujets à <b>SIA mineures par rapport aux scoliotiques sévères</b>
1980	Sahlstrand	51	10 à 16 ans	Simple courbure	> 5°	30	Stabilité statique debout YO et YF, avec stimulations sensorielles et sans	Plateforme fixe Stim. caloriques labyrinthiques	- <b>Pas de latéralisation</b> (ni frontale ni sagittale) <b>des oscillations</b> - Décalage à droite de la position moyenne du CG chez les scoliotiques et chez les témoins, significatif chez les scoliotiques à convexité droite, YO comme YF - Instabilité accrue sous stim. côté convexe (non significatif)
2001	Gauchard et al.	102	14 ans en moyenne	Tous types de SIA progressives comparées entre elles	13 à 85°	/	Stabilité debout statique et dynamique (2 modalités dynamiques : lente sinusoidale et rapide), YO et YF	Plateforme fixe Plateforme mobile	- Les sujets à SIA <b> doubles majeures</b> sont <b>les plus stables</b> , en statique comme en dynamique (S) - En <u>statique</u> : les sujets à SIA <b> majeures hautes</b> sont <b>plus stables</b> que ceux à SIA <b> majeures basses</b> (S) - En <u>dynamique lent</u> : les sujets à SIA <b> majeures basses</b> sont <b>plus stables</b> (S) - En <u>dynamique rapide</u> : <b> pas de différence significative</b>
2002	Nault et al.	43 filles	12,5 ans en moyenne	A convexité droite	7 à 52°	38 filles	Stabilité statique debout YO	Plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins (oscillations plus amples) (S)

filles scoliotiques à courbure principale droite ont vu leur CP décalé à droite dans le plan frontal en condition yeux ouverts par rapport à celles à courbure principale gauche.

On remarque aussi globalement chez nos sujets, en conditions YO, YF et YO + mousse, un décalage à droite de la position moyenne du CP dans le plan frontal, et un décalage vers l'arrière de sa position moyenne dans le plan sagittal.

Ces résultats sont à mettre en perspective au regard de la littérature scientifique (*tableaux III et IV*). Concernant le décalage à droite de la position moyenne du CP dans le plan frontal chez nos sujets dans leur globalité, ainsi que chez les filles scoliotiques à courbure principale droite par rapport à celles à courbure principale gauche en condition yeux ouverts, nous pouvons le mettre en lien avec l'étude de Sahlstrand en 1980 [81] dans laquelle il a été mis en évidence un décalage à droite de la position moyenne du CG significatif chez les sujets scoliotiques à simple courbure convexe à droite, et ce avec les yeux ouverts comme fermés. Le fait que ce décalage ne soit significatif dans notre étude qu'en condition YO, et pas en conditions YF ni YO + mousse, pourrait s'expliquer par l'hypothèse d'un conflit entre les informations visuelles et somesthésiques, puisque cette différence n'est significative que lors de l'utilisation conjointe et sans perturbation de ces deux types d'informations et disparaît lorsque l'on perturbe l'un des deux.

A propos des différences selon l'équilibre frontal de la colonne vertébrale que nous avons retrouvées, elles concernent la FFT. Parmi les études de la littérature passées en revue, 2 mentionnent ce paramètre mais comparent des sujets scoliotiques à des sujets témoins, et non des sujets scoliotiques entre eux. Il s'agit de l'étude de Nault et al. [65] qui ont trouvé en 2002 une instabilité plus importante chez 43 filles scoliotiques que chez 38 filles témoins, et de Silferi et al. [67] qui ont mis en évidence en 2004 une instabilité dans le plan frontal plus importante chez 15 filles scoliotiques que chez 15 filles témoins. De plus, Gauchard et al. [85] ont fait passer en 2001 à 102 sujets porteurs de SIA progressives de topographies variables des examens stabilométriques statiques et dynamiques, obtenant, notamment en utilisant la FFT, des résultats en fonction de la topographie de la SIA, donc non comparables avec nos résultats. Aucune étude, parmi celles passées en revue, n'a fait état de résultats en fonction de l'équilibre frontal des colonnes vertébrales de ses sujets.

Concernant les différences selon l'angle de Cobb, nous avons obtenu des résultats concordants avec Sahlstrand et al. en 1978 [63] et Sahlstrand et al. en 1979 [64], à savoir une instabilité posturale plus importante chez les sujets scoliotiques d'angulation relativement modérée

**Tableau IV.** Extrait n°4 du tableau de la revue de la littérature.

Année	Auteur(s)	Nombre de sujets scoliotiques	Âge des sujets scoliotiques	Type(s) de scoliose	Angle de Cobb (courbure principale)	Nombre de témoins	Elément(s) étudié(s)	Matériel / test(s) utilisé(s)	Résultats des sujets scoliotiques
2004	Silferi et al.	15 filles	11 à 16 ans	Tous types	NC	15 filles	Stabilité statique debout YO	Plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins sur l'axe médio-latéral (S) - Pas de différence significative sur l'axe antéro-post.
2010	Busta-mante Valles et al.	15	15,5 ans en moyenne	NC	> 50°	/	Stabilité statique debout en conditions YO, YF, et YO avec <i>feedback</i> visuel	1 plateforme fixe sous chaque pied	- Les scoliotiques sont <b>plus instables YF</b> que YO (avec ou sans <i>feedback</i> visuel)
2011	Gruber et al.	36 filles	12,5 ans en moyenne	Tous types (majoritairement à courbure principale th droite)	- 18 filles en attente de corset (PB) : 27° en moyenne - 18 filles en attente d'un traitement chirurgical (PO) : 52° en moyenne	10 filles	Stabilité statique debout YO	Plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante (S)</b> (frontale et sagittale) que chez les témoins - <b>Groupe PB plus instable que les témoins, mais groupe PO aussi stable que les témoins (S)</b> (processus adaptatif chez les sujets à S/A sévère ?) - Les scoliotiques utilisent une stratégie de contrôle postural dans le plan frontal plus contraainte, moins complexe et moins adaptable que les témoins. Cette adaptabilité est d'autant plus réduite dans le plan sagittal que la scoliose est sévère
2011	Haumont et al.	65 filles	11,4 ans en moyenne	Tous types (groupes de S/A comparés entre eux)	- Groupe 1 (35 filles) : 5° à 14° - Groupe 2 (30 filles) : 15° à 25°	/	Stabilité debout statique et dynamique, en modalités YO, YF, et YO avec environnement visuel mobile (Test d'Organisation Sensorielle)	Plateforme fixe Plateforme mobile (EquiTest)	- <b>Instabilité plus importante (S)</b> chez les sujets du <b>groupe 2</b> , surtout en situation de conflit sensoriel (intégration centrale des informations moins efficace) - En statique (S) : le groupe 2 présente des aires d'oscillations plus importantes YO et YF et des oscillations latérales majorées YF - Le groupe 2 déploie moins de stratégies posturales anticipatrices et plus de stratégies réactionnelles que le groupe 1 (surtout en situations plus complexes : conflit sensoriel, modalité dynamique) (S)
2013	De Santiago et al.	15 filles	15 ans en moyenne	Double courbure, convexité th droite	69° en moyenne en lb th, 33° en lb	15 filles	Stabilité statique debout YO et YF (pieds joints / à largeur d'épaules)	Plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins (S), <b>plus augmentée par la privation visuelle</b> que par la réduction de la base de sustentation

par rapport à des sujets scoliotiques d'angulation plus importante. Néanmoins, nos résultats ont révélé cette instabilité sous la seule condition expérimentale d'une privation visuelle. Notons que nos sujets sont exclusivement féminins, et d'âge  $14,2 \pm 1,5$  ans. On rappelle les conclusions des travaux d'Assaiante exposées plus tôt dans ce mémoire selon lesquelles le contrôle postural de l'adolescent est caractérisé par une négligence des informations proprioceptives au profit des informations visuelles, pouvant donner lieu à une dépendance visuelle, avec un pic observé à 15 ans chez les filles [56, 59-61]. De surcroît, certaines études retrouvent aussi une instabilité majorée en condition de privation visuelle chez des sujets scoliotiques. À titre d'exemple, Haumont et al., en 2011 [74], ont mis en évidence une instabilité majorée à la fermeture des yeux dans le plan frontal chez des filles scoliotiques d'angle de Cobb compris entre 15 et 25° par rapport à d'autres d'angle de Cobb compris entre 5 et 14°. On rappelle cependant que parmi les critères d'inclusion de notre étude figurait le critère d'un angle de Cobb supérieur ou égal à 15°, ce qui signifie que le groupe de scoliotiques modérés de l'étude de Haumont et al. n'est pas comparable à la population de notre étude, et que le groupe de scoliotiques d'angle de Cobb plus important de l'étude de Haumont et al. serait quant à lui plutôt comparable à notre groupe de filles porteuses de SIA mineure. Nous comprenons donc l'augmentation de l'instabilité posturale chez nos sujets féminins lors de l'occlusion palpébrale.

Toutefois, il est alors légitime de se demander pourquoi les filles scoliotiques à angle de Cobb important de notre étude échapperaient à cet état de fait. Un élément de réponse peut être trouvé dans les conclusions de Gruber et al. [73] qui, en retrouvant une instabilité plus importante d'un groupe de filles scoliotiques d'angle de Cobb modéré par rapport à des filles témoins, et une stabilité équivalente entre un groupe de filles scoliotiques d'angle de Cobb majeur et ces mêmes témoins, évoquait en 2011 un processus adaptatif chez les filles porteuses de SIA d'angle de Cobb important. Ceci pourrait en effet constituer une hypothèse justificative de nos résultats concernant les différences selon l'angle de Cobb : les sujets à SIA majeure auraient connu une altération telle de leur stabilité posturale au cours de l'évolution de leur déformation qu'ils auraient développé par adaptation des mécanismes compensatoires leur permettant de recouvrer une certaine stabilité posturale, les rendant donc plus stables que les sujets à SIA mineure.

Cependant, des études menées avec des sujets à SIA majeure, telles que celle de Bustamante Valles et al. en 2010 [72] (sujets à angle de Cobb supérieur à 50°) ou de De Santiago et al. en 2013 [76] (sujets à angle de Cobb moyen de 69°), retrouvent également une instabilité plus importante des sujets scoliotiques en condition YF par rapport à la condition YO. De Santiago et al. ont même mis en évidence que la privation visuelle augmentait l'instabilité posturale de manière plus



importante qu'une réduction de la base de sustentation chez leurs sujets féminins scoliotiques. Nous ne pouvons donc pas confirmer notre hypothèse d'un processus adaptatif chez les sujets à SIA majeure pour expliquer une meilleure stabilité les yeux fermés, et ne pouvons que constater la diversité des résultats de la littérature, souvent contradictoires. Si ces résultats échappent pour l'instant à nos tentatives d'explication, la voie reste ouverte à l'existence d'une potentielle explication multifactorielle, impliquant plus de paramètres que ceux qui nous sont accessibles, permettant de comprendre la pluralité des événements posturaux observés chez les sujets porteurs de SIA.

Une vue d'ensemble des résultats de notre étude révèle la grande majorité des situations d'enregistrement où aucune différence statistiquement significative n'a été retrouvée entre les filles scoliotiques, quelle que soit la répartition pour les groupes comparés. Les quelques résultats significatifs, trop isolés, ne nous ont pas permis de mettre en évidence de profil posturographique spécifique dans la SIA, et semblent infirmer notre hypothèse de départ selon laquelle le profil posturographique se modifie en fonction du type de la SIA. Dès lors, nous pourrions nous poser la question de la sensibilité suffisante de nos moyens d'évaluation (évaluation stabilométrique statique en conditions YO, YF, et YO + mousse) pour déceler une différence entre les sujets scoliotiques. En effet, peut-être aurions-nous trouvé plus de différences significatives entre les groupes comparés si nous avions utilisé des moyens d'évaluation plus élaborés, de type stabilométrie dynamique (i.e. sur plateforme de force mobile pour évaluer le contrôle postural dynamique). Notre revue de la littérature nous permet de constater que des études utilisant ces moyens ont retrouvé plus de différences significatives en comparant des résultats de sujets scoliotiques. Par exemple, Gauchard et al., en 2001 [85], ont évalué la stabilité orthostatique de 102 sujets porteurs de SIA progressives de topographies variables grâce à des examens stabilométriques statiques (sur plateforme de force fixe) et dynamiques (sur plateforme de force animée de mouvements, soit en modalité « dynamique lente » avec des oscillations lentes et sinusoïdales, soit en modalité « dynamique rapide » avec des inclinaisons successives rapides). Cette étude a mis en évidence que les sujets les plus stables en statique comme en dynamique étaient ceux à SIA doubles majeures, qu'en statique les sujets à SIA majeures hautes étaient plus stables que ceux à SIA majeures basses, qu'en dynamique lent les sujets à SIA majeures basses étaient plus stables que ceux à SIA majeures hautes, et qu'en dynamique rapide il n'y avait aucune différence significative. Ainsi, il paraîtrait donc plus pertinent d'évaluer les sujets porteurs de SIA avec des moyens plus élaborés, comme par exemple en évaluant le contrôle postural dynamique sur plateforme de force mobile.



La grande diversité des résultats de la littérature peut certainement aussi s'expliquer par un facteur très débattu en posturologie : la position des pieds durant l'enregistrement stabilométrique. En effet, les études passées en revue n'ont pas placé les pieds de leurs sujets de la même manière : ils étaient tantôt parallèles et écartés à largeur d'épaules comme dans l'étude de De Abreu et al. [75], tantôt rapprochés, ou disposés avec 15° d'angle entre leurs axes médians, comme dans l'étude de Beaulieu et al. [71]... Ceci est très probablement un facteur de variabilité dans les résultats obtenus, mettant en cause la comparabilité des résultats entre études stabilométriques.

En somme, si la stabilométrie nous a montré ses limites quant à la comparabilité de ses résultats à cause du nombre élevé de facteurs de variabilité, elle nous semble néanmoins être un outil intéressant à l'échelle individuelle et dans des conditions reproductibles, pour l'évaluation, le suivi et la rééducation posturale du patient scoliotique idiopathique.

#### **B) Incidence pratique : rééduquer l'enfant scoliotique idiopathique, non la scoliose idiopathique chez l'enfant**

Notre étude n'a pas permis de mettre en évidence de profil posturographique spécifique dans la SIA. Il semblerait donc que chaque enfant scoliotique idiopathique organise sa posture selon ses capacités personnelles – notamment issues de son patrimoine génétique, comme par exemple sa laxité – et selon son propre vécu, selon ses modèles internes façonnés par ses expériences sensori-motrices passées, notamment en contexte sportif ou de traitement masso-kinésithérapique. Dès lors, la rééducation a un rôle capital dans le façonnage de ces modèles internes qui, rappelons-le, sont constamment réactualisés par le SNC [22], dans un but de prévention de l'aggravation de la déformation.

Face à un enfant qui organise sa posture d'une façon qui lui serait propre et donc unique, la prise en soins rééducative ne peut donc être autre qu'individualisée, adaptée aux singularités du patient. Cette prise en soins doit aussi être façonnée dans le temps, constamment réadaptée au patient dans sa singularité à un instant T, à l'image de ses modèles internes (et notamment de son schéma corporel) perpétuellement remis à jour entraînant une modification de ses stratégies posturales avec l'âge, la rééducation, et les activités physiques. Ainsi, la rééducation doit avoir pour but de façonner, de « sculpter » les stratégies posturales de l'enfant scoliotique idiopathique afin de les rendre bénéfiques. Ceci est réalisable en amenant l'enfant à modifier ses modèles internes au profit d'une meilleure gestion de l'équilibre de sa colonne vertébrale. La prise en soins rééducative doit donc idéalement débuter dès le diagnostic de la scoliose, et durer le temps nécessaire à une intégration suffisante et durable par l'enfant de stratégies posturales qui lui seront bénéfiques.



En pratique, il s'agit de travailler avec l'enfant autour de la prise de conscience de sa déformation et de ses stratégies posturales, puis de l'apprentissage de stratégies posturales correctrices, et enfin de l'automatisation de ces stratégies par la répétition de leur mise en place dans différents contextes. Nous pouvons proposer pour cela quelques exercices de rééducation posturale en progression, à adapter comme nous l'avons dit au cas par cas :

- D'abord, le masseur-kinésithérapeute peut recourir au massage et aux mobilisations dans les différents plans de l'espace en demandant à l'enfant de se concentrer sur ses sensations afin d'augmenter la conscience de son enveloppe corporelle et notamment de son dos, de sa colonne vertébrale, de sa gibbosité. Le thérapeute peut placer sur l'enfant assis ou debout des mains d'appui desquelles ce dernier doit se dégager jusqu'à ne plus ressentir de contact, afin de le guider vers une position corrigée en auto-grandissement avec une colonne vertébrale la plus équilibrée possible dans tous les plans
- Des exercices de prise de conscience puis de modification des stratégies posturales de l'enfant dans différentes positions peuvent être réalisés au moyen d'un *feedback* visuel : un miroir pour travailler de face, une webcam avec affichage sur un écran visible par l'enfant pour qu'il puisse voir son dos et faire le lien entre les commandes motrices qu'il produit et leurs réels effets de modification « architecturale » de son dos. Les stratégies posturales modifiées iront dans le sens de la position corrigée. Le *feedback* visuel sert aussi à faciliter la prise de conscience par l'enfant des stratégies posturales modifiées et de la différence d'avec les stratégies spontanées pour qu'il se les approprie. Ce *feedback* visuel peut aussi prendre la forme d'un jeu vidéo de gestion des déplacements du centre des pressions plantaires sur plateforme de force grâce auquel l'enfant apprend à mieux contrôler sa posture orthostatique
- Des exercices de sevrage des appuis du masseur-kinésithérapeute et du *feedback* visuel peuvent être ensuite effectués, reposant sur la stimulation de l'enfant à réadopter les stratégies posturales bénéfiques en l'absence de *feedback*, que l'on remplace progressivement par l'imagerie mentale en demandant à l'enfant en position corrigée d'imaginer l'image de son dos en position de rectitude
- Il convient en dernier lieu d'automatiser l'utilisation de ces stratégies posturales bénéfiques dans la vie quotidienne de l'enfant pour modifier de manière durable ses modèles internes. Ceci passe par leur répétition dans le temps du maintien de la position corrigée, tout en variant le contexte postural : en situation de déstabilisations toniques, tonico-phasiques ou phasiques, de déstabilisations auto-induites, sur plan stable puis instable, en classe, en marchant, lors d'une activité sportive ou de loisir...



Tout ceci s'inscrit dans le cadre d'une prise en soins de l'enfant scoliotique idiopathique globale et pluridisciplinaire. La pertinence de cette prise en soins est à réévaluer constamment en répétant régulièrement les bilans – cliniques et sur plateforme de force – afin d'évaluer la modification des stratégies posturales et de réadapter si besoin la rééducation.

### C) Critique de l'étude : les biais

L'ensemble des résultats de l'étude est à nuancer en prenant en considération les potentiels biais suivants :

- Manque d'outils plus élaborés : plateforme permettant la stabilométrie dynamique, leurres sensoriels (vibrations tendineuses par exemple), condition expérimentale de conflit sensoriel (environnement visuel mobile par exemple)
- Manque de groupe contrôle
- Effectifs très différents pour les comparaisons des groupes formés selon l'équilibre frontal de la colonne vertébrale et selon le côté de la convexité de la courbure principale, ce qui rend nos statistiques moins puissantes
- Caractère rétrospectif de l'étude, lui conférant une puissance moindre par rapport à une étude prospective

### D) Limites et futures recherches

D'autres études posturographiques pourraient venir enrichir la littérature à ce sujet, comme par exemple :

- Des études utilisant des outils d'évaluation plus élaborés que les nôtres (sur plateforme dynamique et/ou avec création de leurres et de conflits sensoriels, par exemple en utilisant la réalité virtuelle)
- Des études comparatives avec groupe contrôle
- Des études comparant différents groupes de sujets scoliotiques idiopathiques répartis selon leur âge, sur la base des conclusions des travaux d'Assaïante et al. [15, 56, 59-61] (comparaison d'un groupe de sujets âgés de 10 à 14 ans et d'un groupe de sujets âgés de 15 à 18 ans par exemple)
- Des études d'évaluation de techniques de rééducation (examens posturographiques de sujets ayant et n'ayant pas été traités selon une technique rééducative spécifique)
- Des études évaluant l'impact de la modification de la position des pieds des sujets évalués
- Des études de même type que la nôtre mais en prospectif, avec suivi de cohorte. Une étude est actuellement en cours d'organisation en partenariat avec le centre de Soins de Suite et de



Réadaptation pédiatrique Marc Sautelet de Villeneuve d'Ascq, le CHRU de Lille, le Groupement des Hôpitaux de l'Institut Catholique de Lille et l'Ecole des Hautes Etudes d'Ingénieur à propos de l'évaluation stabilométrique statique comme facteur prédictif d'évolutivité de la SIA dès la première consultation du patient.



## **VII – Conclusion**

L'objectif principal de notre étude était de rechercher un profil posturographique spécifique caractérisant les patients porteurs de SIA majeure par rapport aux patients porteurs de SIA mineure, permettant de classer les patients atteints de SIA en différents groupes et de proposer pour chacun d'eux un traitement adéquat, adapté au profil considéré. Notre hypothèse de départ était que le profil posturographique se modifiait en fonction du type de la SIA, et notamment de son importance angulaire.

Les quelques résultats statistiquement significatifs que nous avons retrouvés font face à une large majorité de situations d'enregistrement où aucune différence significative n'a été retrouvée entre les filles scoliotiques de notre étude, quelle que soit la répartition des groupes comparés – selon l'angle de Cobb, l'équilibre frontal de la colonne vertébrale ou le côté de la convexité de la courbure principale. Dès lors, notre étude n'a pas permis de mettre en évidence de profil posturographique spécifique dans la scoliose idiopathique de l'adolescent, et semble infirmer notre hypothèse de départ.

Il semblerait donc que chaque enfant scoliotique idiopathique organise sa posture selon ses capacités personnelles et ses modèles internes façonnés par son vécu, et notamment ses activités physiques. Ceci corrobore l'importance capitale que revêt la rééducation des enfants scoliotiques idiopathiques en ceci qu'elle a la pouvoir de façonner ces modèles internes, et notamment le schéma corporel de ces enfants. Ainsi, le masseur-kinésithérapeute peut orienter les stratégies posturales de ces patients afin de les rendre bénéfiques, dans un but de meilleure gestion de l'équilibre de la colonne vertébrale.

La scoliose idiopathique de l'adolescent, bien que fréquente, reste une pathologie encore mal comprise par la communauté scientifique. Si nous ne sommes pour l'instant pas encore en mesure d'en déterminer la cause, de nombreux travaux de recherche ont permis d'en connaître davantage sur ses caractéristiques au fil des années, et une myriade d'études peuvent encore être entreprises afin de poursuivre sur le chemin d'une meilleure compréhension de cette affection.

La réalisation de ce travail m'a beaucoup appris. Non seulement ai-je pu enrichir mes connaissances sur la scoliose idiopathique de l'adolescent, le contrôle postural et les évaluations posturographiques, mais j'ai également pu découvrir la recherche, et l'intérêt capital de la développer dans notre pratique pour dispenser des soins de qualité.



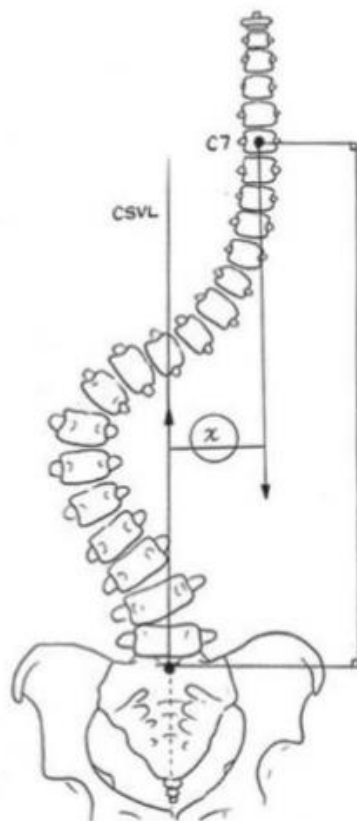
## Liste des annexes :

- **Annexe 1** : Définition de l'équilibre frontal de la colonne vertébrale
- **Annexe 2** : Définition de l'Indice de Masse Corporelle (IMC)
- **Annexe 3** : Examen clinique d'une gibbosité
- **Annexe 4** : Mesure de l'angle de Cobb
- **Annexe 5** : Tableau de la revue de la littérature
- **Annexe 6** : Utilisation du scoliomètre de Bunnell
- **Annexe 7** : Score de Beighton
- **Annexe 8** : Définition des paramètres stabilométriques étudiés



## Annexe 1 : Définition de l'équilibre frontal de la colonne vertébrale

L'équilibre frontal de la colonne vertébrale se définit par le fait que la verticale passant par le milieu du processus épineux de la septième vertèbre cervicale (C7) passe également par le milieu du sacrum. Une scoliose est dite « équilibrée » si elle satisfait cette condition. Cliniquement, l'examineur place un fil à plomb au niveau du milieu du processus épineux de C7 et observe s'il passe en regard du pli inter-glutéal. Dans le cas contraire, on parle de **gîte frontale** : c'est la distance (x sur la figure ci-dessous) entre les verticales passant par ces deux points. La gîte frontale est dite « positive » si elle est portée sur la droite, « négative » si elle est portée sur la gauche.



Référence : [5] Malfair D., Flemming A.K., Dvorak M.F., et al. Radiographic evaluation of scoliosis: review. AJR Am J Roentgenol., 2010, 194, p.S8-22



## Annexe 2 : Définition de l'Indice de Masse Corporelle (IMC)

L'Indice de Masse Corporelle (IMC) est calculé en divisant le poids exprimé en kilogrammes par le carré de la taille exprimée en mètres, comme suit :

$$\text{IMC (kg/m}^2\text{)} = \text{Poids (kg)} / \text{Taille (m)} \times \text{Taille (m)}$$

Selon les normes internationales, les catégories d'IMC sont les suivantes :

**Classification de l'IMC<sup>1</sup>**

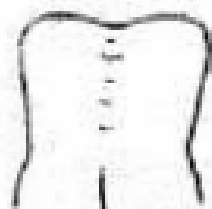
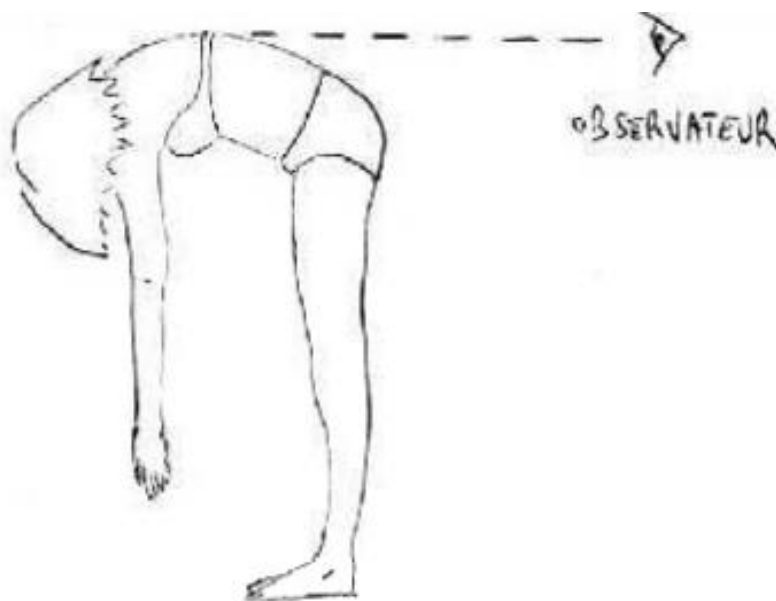
	IMC en kg/m <sup>2</sup>
Poids normal	18,5-24,9
Surpoids	25-29,9
Obésité classe I	30-34,9
Obésité classe II (sévère)	35-39,9
Obésité classe III (massive)	≥ 40

Référence : [6] Haute Autorité de Santé. Table d'indice de masse corporelle (IMC) [en ligne]. 2009. Disponible sur : [http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2009-09/table\\_imc\\_230909.pdf](http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2009-09/table_imc_230909.pdf)  
(page consultée le 20/02/2017)

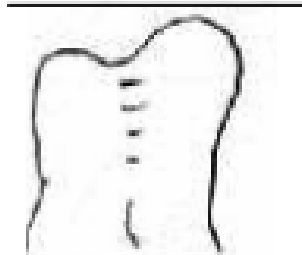


## Annexe 3 : Examen clinique d'une gibbosité

L'examen clinique d'une gibbosité consiste à demander au sujet une flexion en avant jambes tendues et mains jointes, et à observer le dos de manière tangentielle à la recherche d'une asymétrie à type de gibbosité, comme suit :



Absence de gibbosité



Gibbosité droite

Vue tangentielle du dos du patient par l'observateur

Référence: [1] Haute Autorité de Santé : Service des affections de longue durée et accords conventionnels. Scoliose structurale évolutive (dont l'angle est égal ou supérieur à 25°) jusqu'à maturation rachidienne [en ligne]. 2008.

Disponible sur : [http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/guidem\\_scoliose\\_web.pdf](http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/guidem_scoliose_web.pdf) (page consultée le 07/11/2016)



## Annexe 4 : Mesure de l'angle de Cobb

L'angle de Cobb, mesuré sur cliché radiographique de la colonne vertébrale totale de face en charge, quantifie dans le plan frontal la courbure scoliotique considérée.

Il s'agit de déterminer les vertèbres les plus obliques dans le plan frontal (appelées « vertèbres limites »), aux parties supérieure et inférieure de la courbure, et de mesurer l'angle entre les droites perpendiculaires aux plateaux extrêmes de ces vertèbres.



Cliché radiographique avec mesure de l'angle de Cobb chez un sujet porteur de Scoliose Idiopathique de l'Adolescent

### Références :

- [7] Cobb J.R. Outline for the study of scoliosis. Instr Course Lect., 1948, 5, p.261-275
- Figure tirée de : Haumont T. Instabilité posturale au stade précoce de la scoliose idiopathique de l'adolescente. Thèse de doctorat en sciences de la vie et de la santé. Nancy : Université Henri Poincaré Nancy 1, 2010, p.28



## Annexe 5 : Tableau de la revue de la littérature

### Abréviations utilisées dans le tableau, par ordre alphabétique :

**AFP** : Association Française de Posturologie

**Antéro-post** : Antéro-postérieur

**CG** : Centre de gravité

**CP** : Centre de pression

**EMG** : Examen électromyographique

**Lb** : Lombal

**NC** : Non Communiqué

**PES** : Potentiels Evoqués Somatosensoriels

**S** : Significatif

**SIA** : Scoliose idiopathique de l'adolescent

**Th** : Thoracique

**YF** : Yeux fermés

**YO** : Yeux ouverts

Références : Se référer aux références bibliographiques [63-92]



Année	Auteur(s)	Nombre de sujets scoliotiques	Âge des sujets scoliotiques	Type(s) de scoliose	Angle de Cobb (courbure principale)	Nombre de témoins	Elément(s) étudié(s)	Matériel / test(s) utilisé(s)	Résultats des sujets scoliotiques
1978	Sahlstrand et al.	57	10 à 16 ans	Tous types	NC	32	Stabilité statique debout YO et YF, sur sol stable et mousse	Plateforme fixe	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins, <b>surtout pour les scoliotiques d'angulation faible (S)</b></li> <li>- Majorée sur l'axe latéral en situations YF et YF + mousse</li> <li>- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins (S), notamment <b>sous stim. côté convexe par rapport à côté concave</b>, ainsi que sous stim. gauche pour les sujets à <b>SIA mineures par rapport aux scoliotiques sévères</b></li> </ul>
1979	Sahlstrand et al.	49	10 à 16 ans	Tous types	NC	32	Stabilité statique debout YF avec stimulations sensorielles	Plateforme fixe Stim. caloriques labyrinthiques	
1980	Sahlstrand et al.	51	10 à 16 ans	Tous types	> 5°	30	Stabilité statique debout YO et YF, sur sol stable et mousse, avec stim. sensorielles et sans	Plateforme fixe Stim. caloriques labyrinthiques	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Pas de différence significative</b> entre les sujets à scolioses évolutives et non évolutives (suivi de 2,9 ans)</li> </ul>
1980	Sahlstrand	51	10 à 16 ans	Simple courbure	> 5°	30	Stabilité statique debout YO et YF, avec stimulations sensorielles et sans	Plateforme fixe Stim. caloriques labyrinthiques	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Pas de latéralisation</b> (ni frontale ni sagittale) <b>des oscillations</b></li> <li>- Décalage à droite de la position moyenne du CG chez les scoliotiques et chez les témoins, significatif chez les scoliotiques à convexité droite, YO comme YF</li> <li>- Instabilité accrue sous stim. côté convexe (non significatif)</li> </ul>
1981	Gregoric et al.	22	8 à 17 ans	Th (droites, gauches, doubles)	3 à 30°	15	Stabilité statique debout YO et YF	Plateforme fixe	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Pas de différence significative</b></li> </ul>



1985	Herman et al.	NC	9 à 16 ans	NC	NC	Ado-lescents sains	Stabilité debout en modalités statiques et dynamiques, YO et YF	Plateforme fixe Plateforme mobile (inclinaisons prédictibles et non prédictibles)	- <u>En</u> statique : <b>stabilité plus importante</b> (S) : réduction de 10% des oscillations sagittales et de 20% en frontal par rapport aux témoins (processus adaptatif ?) - <u>En</u> dynamique : <b>stabilité équivalente</b> à celle des témoins (les scoliotiques seraient plus déstabilisés que les témoins en dynamique)
1986	Adler et al.	91 filles	9 à 16 ans	NC	5 à 57°	57 filles	Stabilité debout en modalités statiques et dynamiques, YO et YF	Ataxiomètre (1) plateforme par pied, le tout placé sur une grande plateforme mobile)	- <b>Pas de différence significative</b>
1988	Lidström et al.	46	13,8 ans en moyenne	NC	10 à 56°	65	Stabilité statique debout YO et YF, sur sol stable et mousse	Plateforme fixe	- <b>Stabilité plus importante</b> que chez les témoins, surtout YF (S)
2001	Gauchard et al.	102	14 ans en moyenne	Tous types de SIA pro-gressives comparées entre elles	13 à 85°	/	Stabilité debout statique et dynamique (2 modalités dynamiques : lente sinusoidale et rapide), YO et YF	Plateforme fixe Plateforme mobile	- Les sujets à SIA <b> doubles majeures</b> sont <b>les plus stables</b> , en statique comme en dynamique (S) - <u>En</u> statique : les sujets à SIA <b>majeures hautes</b> sont <b>plus stables</b> que ceux à SIA majeures basses (S) - <u>En</u> dynamique lent : les sujets à SIA <b>majeures basses</b> sont <b>plus stables</b> (S) - <u>En</u> dynamique <u>rapide</u> : <b>pas de différence significative</b>
2002	Nault et al.	43 filles	12,5 ans en moyenne	A convexité droite	7 à 52°	38 filles	Stabilité statique debout YO	Plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins (oscillations plus amples) (S)



2004	Allard et al.	38 filles	12,4 ans en moyenne	Th droite	5 à 40°	36 filles	Stabilité statique debout YO	Plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins (S) (longueur totale moyenne d'excursion du CP supérieure dans les 2 plans)
2004	Silferi et al.	15 filles	11 à 16 ans	Tous types	NC	15 filles	Stabilité statique debout YO	Plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins sur l'axe médio-latéral (S) - <b>Pas de différence significative</b> sur l'axe antéro-post.
2006	Chow et al.	13 filles	11 à 14 ans	Tous types	10 à 25°	20 filles	Stabilité statique debout YO	Plateforme fixe	- <b>Pas de différence significative</b>
2006	Guo et al.	105 filles	11 à 14 ans	Tous types	10 à 35°	57 filles	Stabilité debout statique et dynamique, en modalités YO, YF, et YO avec environnement visuel mobile (Test d'Organisation Sensorielle) Proprioception	plateforme fixe plateforme mobile (Smart EquiTest) PES des 2 nerfs tibiaux	- <b>L'effet de la scoliose comme cause d'instabilité n'est pas significatif</b> - Troubles proprioceptifs : tests PES altérés dans 14,3% des cas contre 0,5% dans le groupe témoin - Sujets scoliotiques aux PES altérés sont moins stables (S) en situation de surpondération des afférences somatosensorielles
2006	Shin et al.	13	14,2 ans en moyenne	Tous types	20,1 à 49°	27	Stabilité statique debout YO et YF	1 plateforme fixe sous chaque pied	- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins (S) (YO et YF)
2007	Dalleau et al.	23 filles	12,2 ans en moyenne	Th droite	29,4° en moyenne	23 filles	Stabilité statique debout YO (étude de l'excursion du CP, et du « moment libre » représentant la torque verticale sur les pieds, reflétant l'oscillation autour de l'axe vertical)	plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante</b> (S) (24% de variabilité supplémentaire dans l'excursion de CP, et moment libre supérieur de 42% par rapport aux témoins)



2008	Zabjek et al.	22 filles	12 ans en moyenne	Tous types	21° en moyenne	18 filles	Stabilité statique debout YO (estimation du centre de masse)	1 plateforme fixe sous chaque pied	- <b>Instabilité plus importante (S)</b> (déplacement du centre de masse, en référence au support, plus important dans les 2 plans que chez les témoins)
2009	Beaulieu et al.	49 filles	10 à 16 ans	Tous types	- 23 filles sous observation : 18,9° en moyenne - 26 filles en attente de corset : 27,2° en moyenne	53 filles	Stabilité statique debout YO	Plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante (S)</b> : plus d'oscillations que chez les témoins, surtout chez les scoliotiques plus sévères (ceux en attente de corset) - Perturbation du système d'intégration sensorielle chez les scoliotiques, probablement associée à la progression de la courbure
2010	Bustamante Valles et al.	15	15,5 ans en moyenne	NC	> 50°	/	Stabilité statique debout en conditions YO, YF, et YO avec <i>feedback</i> visuel	1 plateforme fixe sous chaque pied	- Les scoliotiques sont <b>plus instables YF</b> que YO (avec ou sans <i>feedback</i> visuel)
2010	Kuo et al.	22	11 à 17 ans	Toutes du même type : SIA th droite lb gauche	Th : 28° en moyenne Lb : 26° en moyenne	22	Stabilité dynamique debout bras croisés dans 3 conditions : YO avec <i>feedback</i> visuel sur sol stable / YO sur sol stable / YO avec <i>feedback</i> visuel sur sol spongieux	Plateforme mobile (plans sagittal et frontal) EMG des multifides lombaux, moyens glutéaux, gastroc-némiens latéraux	- <b>Stabilité plus importante (S)</b> , due à une activation musculaire majorée par rapport aux témoins (S) - Chez les scoliotiques : avec le <i>feedback</i> , inclinaisons frontales minorées sur sol spongieux par rapport à sur sol stable (pas chez les témoins), correspondant avec une activation majorée des moyens glutéaux - Plus d'instabilité YF (chez les scoliotiques comme chez les témoins) avec une activité musculaire majorée compensatoire (multifides lombaux, moyens glutéaux) (S)



2011	Gruber et al.	36 filles	12,5 ans en moyenne	Tous types (majoritairement à courbure principale th droite)	- 18 filles en attente de corset (PB) : 27° en moyenne - 18 filles en attente d'un traitement chirurgical (PO) : 52° en moyenne	10 filles	Stabilité statique debout YO	Plateforme fixe	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Instabilité plus importante (S)</b> (frontale et sagittale) que chez les témoins</li> <li>- <b>Groupe PB plus instable que les témoins, mais groupe PO aussi stable que les témoins (S)</b> (processus adaptatif chez les sujets à SIA sévère ?)</li> <li>- Les scoliotiques utilisent une stratégie de contrôle postural dans le plan frontal plus contrainte, moins complexe et moins adaptable que les témoins. Cette adaptabilité est d'autant plus réduite dans le plan sagittal que la scoliose est sévère</li> </ul>
2011	Haumont et al.	65 filles	11,4 ans en moyenne	Tous types (groupes de SIA comparés entre eux)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Groupe 1 (35 filles) : 5° à 14°</li> <li>- Groupe 2 (30 filles) : 15° à 25°</li> </ul>	/	Stabilité debout statique et dynamique, en modalités YO, YF, et YO avec environnement visuel mobile (Test d'Organisation Sensorielle)	Plateforme fixe Plateforme mobile (EquiTest)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Instabilité plus importante (S)</b> chez les sujets du <b>groupe 2</b>, surtout en situation de conflit sensoriel (intégration centrale des informations moins efficace)</li> <li>- <u>En statique</u> (S) : le groupe 2 présente des aires d'oscillations plus importantes YO et YF et des oscillations latérales majorées YF</li> <li>- Le groupe 2 déploie moins de stratégies posturales anticipatrices et plus de stratégies réactionnelles que le groupe 1 (surtout en situations plus complexes : conflit sensoriel, modalité dynamique) (S)</li> </ul>



2011	Kuo et al.	32	9 à 17 ans	Toutes du même type : S/A th droite lb gauche	20 à 40°	23	Stabilité debout en dynamique YO avec <i>feed-back</i> visuel	Plateforme mobile (plans sagittal et frontal) EMG des multifides lombaux, moyens glutéaux, gastrocnémiens latéraux	- <b>Stabilité plus importante (S)</b> , assurée par une activation musculaire majorée par rapport aux témoins (S)
2012	Assaiante et al.	10	14,5 ans en moyenne	Tous types	10 à 35°	10	Stabilité debout dynamique, en modalités YO et YF	Plateforme mobile (oscillations dans le plan frontal inférieures au seuil de détection du système canalaire semi-circulaire)	- <b>Pas de différence significative</b> - Meilleure stabilité YO que YF chez les scoliotiques comme chez les témoins (prévalence de la contribution visuelle dans le contrôle postural) - Scoliotiques et témoins contrôlent mal leur posture quand les informations proprioceptives sont les seules disponibles (YF) : suggère une négligence proprioceptive
2012	De Abreu et al.	15 filles	15 ans en moyenne	Double courbure, convexité th droite	69° en moyenne en th, 33° en lb	15 filles	Stabilité statique debout YO	Plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante (S)</b> (oscillations majorées en amplitude et en vélocité dans les plans sagittal et frontal par rapport aux témoins)
2013	De Santiago et al.	15 filles	15 ans en moyenne	Double courbure, convexité th droite	69° en moyenne en th, 33° en lb	15 filles	Stabilité statique debout YO et YF (pieds joints / à largeur d'épaules)	Plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins (S), <b>plus augmentée par la privation visuelle</b> que par la réduction de la base de sustentation
2013	Paolucci et al.	13	10 à 16 ans	Tous types	32° en moyenne	13	Stabilité statique debout YO et YF	Plateforme fixe	- <b>Instabilité plus importante</b> que chez les témoins (S)



2015	Gur et al.	13	10 à 17 ans	Tous types, progressives	25 à 53°	/	Stabilité debout statique et dynamique, en modalités YO, YF, et YO avec environnement visuel mobile (Test d'Organisation Sensorielle, Test d'Adaptation)	Plateforme fixe Plateforme mobile (Posturographie Dynamique Informatisée)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Les scoliotiques sont <b>plus instables</b> quand ils doivent compter plus particulièrement <b>sur leurs afférences vestibulaires</b> que quand ils disposent d'afférences visuelles et/ou somesthésiques non perturbées</li> <li>- Instabilité plus importante : sur support mobile que fixe ; quand le support s'incline de façon imprévisible vers l'avant que vers l'arrière</li> </ul>
2015	Schimmel et al.	26 filles	12 à 18 ans	Tous types	42 à 71°	18 filles	Stabilité statique debout YO et YF, sur sol stable et mousse Stabilité dynamique (report de poids avec <i>feedback</i> visuel)	1 plateforme fixe sous chaque pied	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Pas de différence significative</b> de vélocité de déplacement du CP, ni du quotient de Romberg, par rapport aux témoins</li> <li>- Les scoliotiques à <b>double courbure</b> ont une <b>vélocité de déplacement du CP supérieure</b> à celle des scoliotiques à simple courbure (s)</li> </ul>
2016	Khanal et al.	8 filles	10 à 18 ans	Tous types	25 à 35°	8 filles	Stabilité statique debout YO et YF, sur sol stable et mousse	Plateforme fixe	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Instabilité plus importante</b> (s) : oscillations médio-latérales et longueur de déplacement du CP accrues en condition YF + sol stable (par rapport aux témoins)</li> <li>- <b>Stabilité plus importante</b> (s) : oscillations antéro-postérieures moindres en conditions YO + sol mousse et YF + sol mousse (par rapport aux témoins)</li> </ul>



## Annexe 6 : Utilisation du scoliomètre de Bunnell

Le scoliomètre de Bunnell est un inclinomètre spécifique permettant de mesurer l'angle d'une gibbosité. Pour ce faire, le sujet réalise une flexion en avant jambes tendues et mains jointes. L'examineur observe le dos du sujet de manière tangentielle et ajuste la position du sujet de telle manière que la gibbosité soit la plus prononcée. Ensuite, l'examineur place l'encoche du scoliomètre au niveau du processus épineux vertébral en regard du sommet de la courbure. Ce scoliomètre est muni de graduations et d'un niveau à bulle permettant de lire la valeur en degrés de l'angle de la gibbosité.



Photographie de la mesure de l'angle de la gibbosité d'un sujet avec un scoliomètre de Bunnell

### Références :

- [93] Bunnell W.P. An objective criterion for scoliosis screening. J. Bone Joint Surg. Am., 1984, 66, 9, p.1381–1387
- Figure tirée de : Cheng J.C., Castelein R.M., Chu W.C., et al. Adolescent idiopathic scoliosis. Nat Rev Dis Primer., 2015, 15068



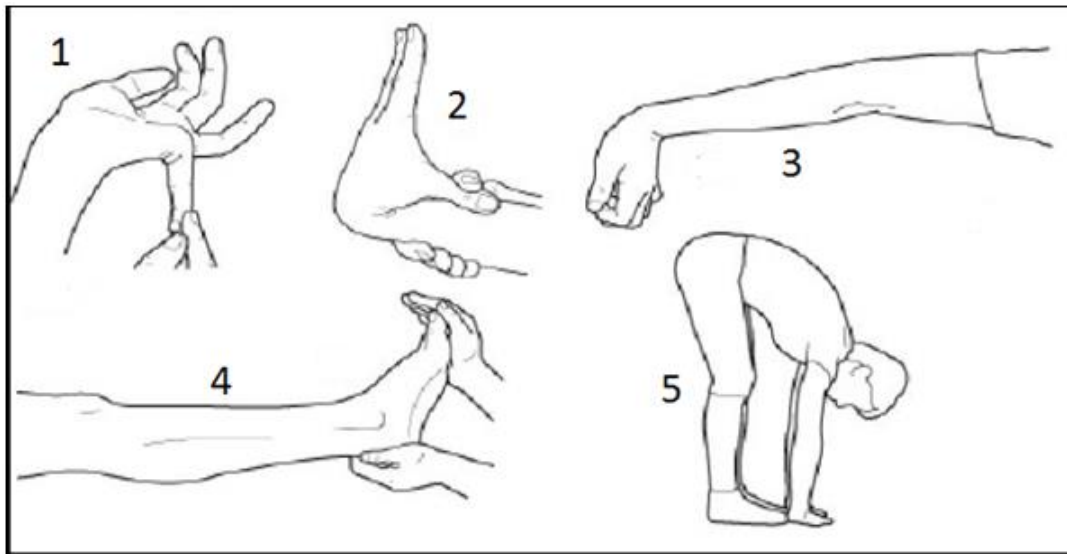
## Annexe 7 : Score de Beighton

Le score de Beighton permet de mettre en évidence l'hypermobilité chez les enfants.

Il est composé des 5 items suivants, évaluant la mobilité de diverses articulations avec des cotations binaires (0 = non, 1 = oui) :

1. Dorsi-flexion du 5ème doigt d'amplitude supérieure à 90° à droite (0 à 1) et à gauche (0 à 1)
2. Apposition du pouce en flexion sur l'avant-bras à droite (0 à 1) et à gauche (0 à 1)
3. Hyperextension de coude d'amplitude supérieure à 10° à droite (0 à 1) et à gauche (0 à 1)
4. Hyperextension de genou d'amplitude supérieure à 10° à droite (0 à 1) et à gauche (0 à 1)
5. Contact palmaire de la main au sol en flexion du tronc genoux tendus (0 à 1)

Un score total supérieur à 4/9 correspond à une hyperlaxité ligamentaire « généralisée ».



### Références :

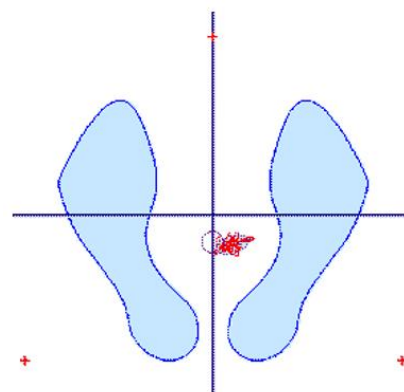
- [94] Smits-Engelsman B., Klerks M., Kirby A. Beighton score: a valid measure for generalized hypermobility in children. J. Pediatr., 2011, 158, 1, p.119–123
- Figure tirée de : Van Horebeek Erika. Beighton Score [en ligne] Disponible sur : [http://www.physio-pedia.com/Beighton\\_score](http://www.physio-pedia.com/Beighton_score) (page consultée le 20/02/2017)



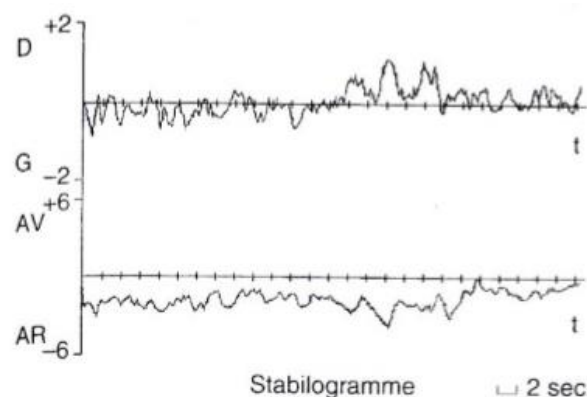
## Annexe 8 : Définition des paramètres stabilométriques étudiés

Le traitement du signal stabilométrique peut être exposé selon deux types de représentation : le statokinésigramme et le stabilogramme [18].

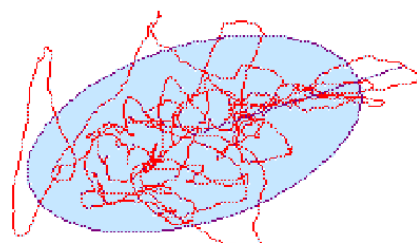
Le statokinésigramme figure le tracé obtenu grâce à l'enregistrement des positions successives échantillonnées du centre de pression (CP) au cours du temps par rapport à un référentiel dont l'origine est située au barycentre du polygone de sustentation. Ce statokinésigramme renseigne sur l'amplitude des oscillations dans les plans frontal et sagittal [18].



Le stabilogramme est un graphe correspondant à l'enregistrement linéaire du CP suivant l'axe antéro-postérieur puis médio-latéral. L'axe des abscisses représente le temps de l'examen en secondes, celui des ordonnées l'amplitude du déplacement en millimètres. On a donc 2 graphiques : un pour les X dans le plan frontal (tracé du haut sur la figure ci-contre), et un pour les Y dans le plan sagittal (tracé du bas sur la figure ci-contre). Ces graphiques permettent de juger de l'amplitude des oscillations posturales en fonction du temps [18].



La surface, exprimée en millimètres carrés, est la surface de l'ellipse de confiance contenant 90% des positions échantillonnées du CP. Elle renseigne sur la dispersion de ces positions, et donc sur la précision du contrôle postural, la stabilité du sujet évalué. Elle prend l'aspect d'une « pelote » de points figurant les déplacements du CP pendant le temps d'enregistrement [18].





Le X-moyen (X moy), exprimé en millimètres, est la moyenne des valeurs des abscisses du CP dans le plan frontal sur le référentiel du statokinésigramme. Il renseigne sur le caractère symétrique ou non de la mise en charge, et permet d'évoquer une éventuelle asymétrie de posture, d'étiologie non précisée. Le X-moyen traduit la désaxation latérale du CP (appelée « roulis ») : si elle se fait vers la droite il est positif, si elle est portée sur la gauche il est négatif [18].

Le Y-moyen (Y moy), exprimé en millimètres, traduit la déviation moyenne du CP dans le plan sagittal : il est positif si elle est portée vers l'avant, négatif si elle est portée vers l'arrière [18].

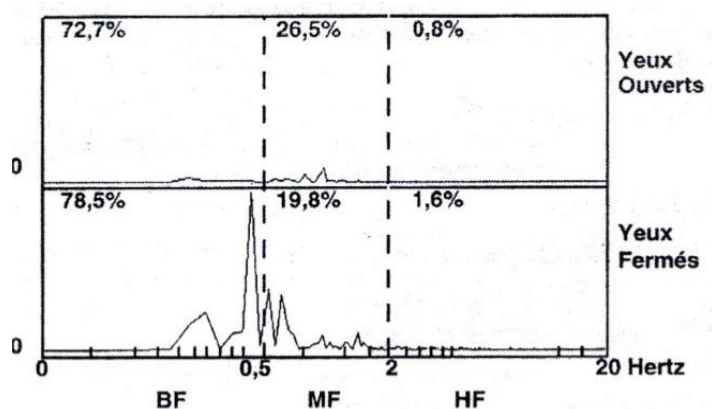
Le quotient de Romberg (QR) est le rapport de la surface enregistrée pendant que le sujet examiné a les yeux fermés sur la surface enregistrée pendant que le sujet a les yeux ouverts. Il quantifie l'importance des afférences visuelles et donc le poids de la vision dans le contrôle postural. Il est normalement supérieur à 1. Un quotient de Romberg inférieur à 1 traduit une meilleure précision du contrôle postural quand le sujet a les yeux fermés [18].

Le quotient plantaire (QP) est le rapport de la surface enregistrée avec de la mousse placée sous les pieds du sujet examiné sur la surface enregistrée sans mousse. Il quantifie l'importance des afférences podales et leur poids dans le contrôle postural. Il est normalement supérieur à 1. Un quotient plantaire inférieur à 1 traduit une meilleure précision du contrôle postural quand le sujet a de la mousse placée sous les pieds [18].

La vitesse moyenne (V moy), exprimée en millimètres par seconde, correspond à la vitesse moyenne de déplacement du CP. Elle est calculée en divisant la longueur correspondant au déplacement total dans toute direction du CP par la durée totale d'enregistrement. [75].

#### La transformée rapide de Fourier (FFT) :

Le stabilogramme est la somme d'oscillations de fréquences et d'amplitudes différentes représentées sans ordre autre que le fil du temps. L'analyse de Fourier (dont l'algorithme rapide utilisé en informatique est appelé « *Fourier Fast Transform* » ou FFT) consiste à séparer et ranger ces différentes oscillations par ordre de fréquence (renseignée en abscisses) en donnant leurs amplitudes





respectives (renseignées en ordonnées) [18]. C'est une analyse spectrale des stabilogrammes permettant d'individualiser 3 bandes de fréquences qui représentent chacune le fonctionnement d'un des principaux systèmes impliqués dans l'équilibration [Sourdain 2011] :

- Basse fréquence (BF) : voie oculo-vestibulo-spinale
- Moyenne fréquence (MF) : cervelet
- Haute fréquence (HF) : proprioception.

L'énergie totale correspond à l'énergie totale dépensée pour se maintenir en position debout durant le temps de l'examen. Elle est calculée selon une méthode complexe que nous avons choisi de ne pas détailler ici. Plus elle est importante, plus le sujet peut être considéré comme instable car cela signifie que le maintien de sa posture est coûteux en énergie.

#### Références :

- [18] Gagey P.-M., Weber B. Posturologie, régulation et dérèglements de la station debout. 3e éd. Paris : Masson, 2004, 201p.
- [75] De Abreu D.C.C., Gomes M.M., de Santiago H.A.R., et al. What is the influence of surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis on postural control? Gait & Posture, 2012, 36, 3, p.586-590
- Figures tirées de : Sourdain G. Stabilométrie statique : place de la plate-forme de force en kinésithérapie [en ligne]. Mémoire de masso-kinésithérapie. Rennes : Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie de Rennes, 2011, annexe 1. Disponible sur : [http://ifpek.centredoc.org/opac/doc\\_num.php?explnum\\_id=368](http://ifpek.centredoc.org/opac/doc_num.php?explnum_id=368) (page consultée le 10/02/2017)



## Références bibliographiques :

- [1] Haute Autorité de Santé : Service des affections de longue durée et accords conventionnels. Scoliose structurale évolutive (dont l'angle est égal ou supérieur à 25°) jusqu'à maturation rachidienne [en ligne]. 2008. Disponible sur : [http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/guidem\\_scoliose\\_web.pdf](http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/guidem_scoliose_web.pdf) (page consultée le 07/11/2016)
- [2] Weinstein S.L. Adolescent idiopathic scoliosis: prevalence and natural history. Instr. Course Lect., 1989, 38, p.115-128
- [3] Weinstein S.L., Dolan L.A., Cheng J.C.Y., et al. Adolescent idiopathic scoliosis. Seminar, 2008, 371, p.1527–1537
- [4] Mary P., Vialle R., Guigui P. La scoliose idiopathique de l'enfant et de l'adulte. Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson, 2009, p.24. (Cahiers d'enseignement de la SOFCOT)
- [5] Malfair D., Flemming A.K., Dvorak M.F., et al. Radiographic evaluation of scoliosis: review. AJR Am J Roentgenol., 2010, 194, p.S8-22
- [6] Haute Autorité de Santé. Table d'indice de masse corporelle (IMC) [en ligne]. 2009. Disponible sur : [http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2009-09/table\\_imc\\_230909.pdf](http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2009-09/table_imc_230909.pdf) (page consultée le 20/02/2017)
- [7] Cobb J.R. Outline for the study of scoliosis. Instr Course Lect., 1948, 5, p.261-275
- [8] Kouwenhoven J.W., Smit T.H., van der Veen A.J., et al. Effects of dorsal versus ventral shear loads on the rotational stability of the thoracic spine: a biomechanical porcine and human cadaveric study. Spine, 2007, 32, p.2545-2550
- [9] Marcout F. Scolioses idiopathiques “mineures” et kinésithérapie : intérêt et perspectives. Kinésithér. Scient., 2004, 448, p.7-9
- [10] Le Goic M. Etude du contrôle postural chez l'homme : Analyse des facteurs neurophysiologiques, biomécaniques et cognitifs, impliqués dans les 500 premières millisecondes d'une chute [en ligne]. Thèse de doctorat en neurosciences. Paris : Université Paris Descartes, 2013, p.30. Disponible sur : <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01002633/document> (page consultée le 08/11/2016)
- [11] Massion J. Postural control system. Curr. Opin. Neurobiol., 1994, 4, 6, p.877–887
- [12] Massion J. Postural control systems in developmental perspective. Neurosci. Biobehav. Rev., 1998, 22, 4, p.465–472
- [13] Bouisset S., Maton B. Muscles, posture et mouvement : base et applications de la méthode électromyographique. Paris : Hermann, 1995, 735p.
- [14] Rougier P., Farenc I., Berger L. Effets sur le contrôle de la station debout de l'échelle de représentation de la trajectoire du centre des pressions sur l'écran d'un moniteur. Kinésithér. Scient., 2001, p.6–13



- [15] Assaiante C. La construction des stratégies d'équilibre chez l'enfant au cours d'activités posturocinétiques. *Ann. Réadapt. Méd. Phys.*, 1998, 41, 5, p.239–249
- [16] Amblard B. Les descripteurs du contrôle postural. *Ann. Réadapt. Méd. Phys.*, 1998, 41, 5, p.225–237
- [17] Błaszczyk J.W. Sway ratio - a new measure for quantifying postural stability. *Acta Neurobiol. Exp.*, 2008, 68, 1, p.51–57
- [18] Gagey P.-M., Weber B. *Posturologie, régulation et dérèglements de la station debout*. 3e éd. Paris : Masson, 2004, 201p.
- [19] Horak F.B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 2006, 35, Suppl. 2, p.ii7–ii11
- [20] Berthoz A. *Le sens du mouvement*. Paris : Odile Jacob, 1997, 348p.
- [21] Souchart P. *Rééducation posturale globale*. Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson, 2011, p.39
- [22] Wolpert D.M., Ghahramani Z. Computational principles of movement neuroscience. *Nat.Neurosci.*, 2000, 3, p.1212-1217
- [23] Kawato M. Internal models for motor control and trajectory planning. *Current Opinion in Neurobiology*, 1999, 9, p.718-727
- [24] Kawato M., Wolpert D. Internal models for motor control. *Sensory Guidance of Movement*, 1998, 218, p.291-307
- [25] Barra J., Pérennou D. Le sens de verticalité est-il vestibulaire ? *Neurophysiol Clin Neurophysiol.*, 2013, 43, 3, p.197-204
- [26] Barra J., Marquer A., Joassin R., et al. Humans use internal models to construct and update a sense of verticality. *Brain*, 2010, 133, 12, p.3552–3563
- [27] Merfeld D., Zupan L., Peterka R. Humans use internal models to estimate gravity and linear acceleration. *Nature*, 1999, 398, p.615-618
- [28] Luyat M., Poquin D., Isableu B., et al. Existe-t-il des processus communs impliqués dans l'estimation de la verticalité et dans le contrôle de la posture ? In: Lacour M. *Entrées sensorielles, méthodes d'exploration et applications*. Paris : Sauramps médical, 1999, p.55-79. (Posture et équilibre)
- [29] Roll R., Velay J.L., Roll J.P. Influences conjuguées de la proprioception extra-oculaire et cervicale dans les activités visuellement orientées chez l'homme. *Rev ONO*, 1991, 14, p.31-39
- [30] Université McGill de Montréal. La vue [en ligne]. Disponible sur : [http://thebrain.mcgill.ca/flash/capsules/pdf\\_articles/la\\_vue.pdf](http://thebrain.mcgill.ca/flash/capsules/pdf_articles/la_vue.pdf) (page consultée le 09/11/2016)
- [31] Catanzariti J.-F., Revuelta N., Thevenon A., et al. Vision, oculomotricité et scoliose. *Kinésithér. Scient*, 1998, 376, p.6-13



- [32] Bullier J., Barone P. Voies optiques intracrâniennes et lobe occipital : anatomie, fonction, développement. EMC - Ophtalmol. 1997 Jan;[21-008-A-40]
- [33] Gouarne R., Lassort F. Influence de la vue dans un test d'équilibre en appui monopodal. Ann Kinésithér., 1985, 12, p.227-232
- [34] Garnier M., Delamare J. Dictionnaire illustré des termes de médecine. 31e éd. Paris : Maloine, 2009, p.810
- [35] Paillard A. Perception de l'horizon visuel en milieu d'hyperpesanteur : Rôle des systèmes oculomoteur, otolithique et somesthésique [en ligne]. Thèse de doctorat en sciences cognitives, psychologie et neurocognition. Grenoble : Université Joseph Fourier, 2010, p.25-34. Disponible sur : <https://halshs.archives-ouvertes.fr/tel-00449574/document> (page consultée le 09/11/2016)
- [36] Tortora G., Derrickson B. Principes d'anatomie et de physiologie. 4e éd. Paris : De Boeck, 2007, p.585-593
- [37] Dehen H. Fonctions somesthésiques. EMC, Neurologie. 1995, 1
- [38] Carriot J., Cian C., Paillard A., et al. Influence of multisensory graviceptive information on the apparent zenith. Exp. Brain Res., 2011, 208, 4, p.569–579
- [39] Enjalbert M., Rabischong P., Micaleff J.P., et al. Sensibilité plantaire et équilibre. In: Villeneuve P. Pied, équilibre et posture. Paris : Frison-Roche, 1996, p.43-60
- [40] Rabischong P. Rôle statokinésimétrique de la peau. In: Villeneuve P. Pied, équilibre et posture. Paris : Frison-Roche, 1996, p.15-20
- [41] Kavounoudias A., Roll R., Roll J.P. The plantar sole is a « dynamometric map » for human balance control. Neuroreport, 1998, 9, 14, p.3247-3252
- [42] Borel L., Lopez C., Peruch P., et al. Représentations de l'espace et du corps après atteinte vestibulaire. In: Pérennou D., Nougier V., Honoré J., et al. Contrôle postural, espace, locomotion. Paris : De Boeck Supérieur Solal, 2012, p.145–170. (Posture et équilibre)
- [43] Ross J.S., Wilson K.J.W. Anatomie et physiologie normales et pathologiques. 11e éd. Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson, 2011, p.210-211
- [44] Pfeiffer C., Serino A., Blanke O. The vestibular system: a spatial reference for bodily self-consciousness [en ligne]. Front. Integr. Neurosci., 2014, 8, 31. Disponible sur : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4028995/> (page consultée le 09/11/2016)
- [45] Barra J., Pérennou D., Thilo K.V., et al. The awareness of body orientation modulates the perception of visual vertical. Neuropsychologia, 2012, 50, 10, p.2492-2498
- [46] Pérennou D.A., Mazibrada G., Chauvineau V., et al. Lateropulsion, pushing and verticality perception in hemisphere stroke: a causal relationship? Brain J Neurol., 2008, 131, p.2401-2413
- [47] Rabischong P. Anatomie compréhensive du pied dans sa fonction posturale. In: Hérisson C., Cornu J.-Y., Aboukrat P., et al. Pied et posturologie. Montpellier : Sauramps médical, 2001, p.46



- [48] Bray A., Subanandan A., Isableu B., et al. We are most aware of our place in the world when about to fall. *Curr Biol.*, 2004, 14, p.609-610
- [49] Chabeauti P. Adaptation des représentations internes de l'action à la microgravité : continuum fonctionnel de la perception à l'exécution. Thèse de doctorat en neurosciences. Aix Marseille : Université d'Aix Marseille, 2012, p.25-38
- [50] Mast F., Kosslyn S.M., Berthoz A. Visual mental imagery interferes with allocentric orientation judgements. *Neuroreport*, 1999, 10, 17, p.3549-3553
- [51] Mertz S., Lepecq J.C. Imagined body orientation and perception of the visual vertical. *Psychol Res.*, 2001, 65, 1, p.64-70
- [52] Horak F.B., Macpherson J.M. Postural orientation and equilibrium. *Handbook of physiology. Exercise: Regulation and integration of multiple systems.* 1996, p.255-292
- [53] Richard D., Orsal D. Le cervelet contrôle l'exécution des activités motrices. In: *Neurophysiologie – Motricité et grandes fonctions du système nerveux central.* Paris : Dunod, 2000, p.129
- [54] Bonan I., Damphousse M., Leblong E., et al. Intérêts et limites des mesures de verticalité subjective pour l'évaluation des troubles de l'équilibre. *Lett Médecine Phys Réadapt.*, 2012, 28, 3, p.145–152
- [55] Chabeauti P.Y., Assaiante C., Vaugoyeau M. Extreme short-term environmental constraints do not update internal models of action as assessed from motor imagery in adults. *Neuroscience*, 2012, 222, p.69–74
- [56] Assaiante C., Barlaam F., Cignetti F., et al. Body schema building during childhood and adolescence: a neurosensory approach. *Neurophysiol Clin Clin Neurophysiol.*, 2014, 44, 1, p.3–12
- [57] Berlucchi G., Aglioti S.M. The body in the brain revisited. *Exp Brain Res.*, 2010, 200, 1, p.25–35
- [58] Lopez C., Schreyer H.M., Preuss N., et al. Vestibular stimulation modifies the body schema. *Neuropsychologia*, 2012, 50, 8, p.1830-1837
- [59] Assaiante C., Nougier V., Olivier I., et al. Evolution des stratégies posturales de l'enfance à l'adolescence. *EMC- podologie*, 2013, 9, 2, p.1-7
- [60] Assaiante C., Mallau S., Viel S., et al. Development of postural control in healthy children: a functional approach. *Neural plasticity*, 2005, 12, 2-3, p.109-118
- [61] Assaiante C., Vaugoyeau M., Viel S. Adolescence: a transient period of proprioceptive neglect in sensory integration of postural control. *Motor Control*, 2009, 13, 1, p.25-42
- [62] Cignetti F., Fontan A., Menant J., et al. Protracted Development of the Proprioceptive Brain Network During and Beyond Adolescence. *Cereb Cortex*, 2016, bhv323
- [63] Sahlstrand T., Örtengren R., Nachemson A. Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand.*, 1978, 49, 4, p.354-365



- [64] Sahlstrand T., Petruson B., Örtengren R. Vestibulospinal reflex activity in patients with adolescent idiopathic scoliosis: postural effects during caloric labyrinthine stimulation recorded by stabilometry. *Acta Orthop Scand.*, 1979, 50, p.275-281
- [65] Nault M.-L., Allard P., Hinse S., et al. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 2002, 27, 17, p.1911-1917
- [66] Allard P., Chavet P., Barbier F., et al. Effect of body morphology on standing balance in adolescent idiopathic scoliosis. *Am J Phys Med Rehabil.*, 2004, 83, p.689-697
- [67] Silferi V., Rougier P., Labelle H., et al. Contrôle postural dans la scoliose idiopathique : comparaison de sujets sains et de sujets scoliotiques. *Revue de chirurgie orthopédique*, 2004, 90, p.215-225
- [68] Shin S.-S., Woo Y.-K. Characteristics of static balance in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *PTK*, 2006, 13, 4, p.47-55
- [69] Dalleau G., Allard M.S., Beaulieu M., et al. Free moment contribution to quiet standing in able-bodied and scoliotic girls. *Eur Spine J.*, 2007, 16, p.1593-1599
- [70] Zabjek K.F., Coillard C., Rivard C.-H., et al. Estimation of the centre of mass for the study of postural control in Idiopathic Scoliosis patients: a comparison of two techniques. *Eur Spine J.*, 2008, 17, p.355-360
- [71] Beaulieu M., Toulotte C., Gatto L., et al. Postural imbalance in non-treated adolescent idiopathic scoliosis at different periods of progression. *Eur Spine J.*, 2009, 18, p.38-44
- [72] Bustamante Valles K.D., Long J.T., Riedel S.A., et al. Analysis of postural stability following posterior spinal fusion in adolescents with idiopathic scoliosis. *Stud Health Technol Inform.*, 2010, 158, p.127-131
- [73] Gruber A.H., Busa M.A., Gorton III G.E., et al. Time-to-contact and multiscale entropy identify differences in postural control in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait & Posture*, 2011, 34, 1, p.13-18
- [74] Haumont T., Gauchard G.C., Lascombes P., et al. Postural instability in early-stage idiopathic scoliosis in adolescent girls. *Spine*, 2011, 36, 13, p.E847-E854
- [75] De Abreu D.C.C., Gomes M.M., de Santiago H.A.R., et al. What is the influence of surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis on postural control? *Gait & Posture*, 2012, 36, 3, p.586-590
- [76] De Santiago H.A.R., Reis J.G., Gomes M.M. The influence of vision and support base on balance during quiet standing in patients with adolescent idiopathic scoliosis before and after posterior spinal fusion. *Spine J.*, 2013, 13, 11, e p.1470-1476
- [77] Paolucci T., Morone G., Di Cesare A. Effect of Chêneau brace on postural balance in adolescent idiopathic scoliosis: a pilot study. *Eur J Phys Rehabil Med.*, 2013, 49, p.649-657
- [78] Gur G., Dilek B., Ayhan C., et al. Effect of a spinal brace on postural control in different sensory conditions in adolescent idiopathic scoliosis: a preliminary analysis. *Gait & Posture*, 2015, 41, 1, p.93-99



- [79] Khanal M., Arazpour M., Bahramizadeh M., et al. The influence of thermoplastic thoraco lumbo sacral orthoses on standing balance in subjects with idiopathic scoliosis. *Prosthet Orthot Int.*, 2016, 40, 4, p.460-466
- [80] Sahlstrand T., Lidström J. Equilibrium factors as predictors of the prognosis in adolescent idiopathic scoliosis. *Clin Orthop.*, 1980, 152, p.232-236
- [81] Sahlstrand T. An analysis of lateral predominance in adolescent idiopathic scoliosis with special reference to convexity of the curve. *Spine*, 1980, 5, 6, p.512-518
- [82] Gregoric M., Pecak F., Trontelj J.V., et al. Postural control in scoliosis: a statokinesimetric study in patients with scoliosis due to neuromuscular disorders and in patients with idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand.*, 1981, 52, p.59-63
- [83] Herman R., Mixon J., Fisher A., et al. Idiopathic scoliosis and the central nervous system: a motor control problem. *Spine*, 10, 1, p.1-14
- [84] Adler N., Bleck E.E., Rinsky L.A., et al. Balance reactions and eye-hand coordination in idiopathic scoliosis. *J Orthop Res.*, 1986, 4, 1, p.102-107
- [85] Gauchard G.C., Lascombes P., Kuhnast M., et al. Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control. *Spine*, 2001, 26, 9, p.1052-1058
- [86] Chow D.H.K., Kwok M.L.Y., Cheng J.C.Y., et al. The effect of backpack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Gait & Posture*, 2006, 24, p.173-181
- [87] Guo X., Chau W.W., Hui-Chan C.W.Y., et al. Balance control in adolescents with idiopathic scoliosis and disturbed somatosensory function. *Spine*, 2006, 31, 14, p.E437-E440
- [88] Assaiante C., Mallau S., Jouve J.-L., et al. Do adolescent idiopathic scoliosis (AIS) neglect proprioceptive information in sensory integration of postural control? [en ligne] *PLoS One*, 2012, 7, 7. Disponible sur : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3398941/> (page consultée le 27/02/2017)
- [89] Schimmel J.J.P., Groen B.E., Weerdesteyn V., et al. Adolescent idiopathic scoliosis and spinal fusion do not substantially impact on postural control. *Scoliosis*, 2015, p.10-18
- [90] Lidström J., Friberg S., Lindström L., et al. Postural control in siblings to scoliosis patients and scoliosis patients. *Spine*, 1988, 13, 9, p.1070-1074
- [91] Kuo F.-C., Wang N.-H., Hong C.-Z. Impact of visual and somatosensory deprivation on dynamic balance in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 2010, 35, 23, p.2084-2090
- [92] Kuo F.-C., Hong C.-Z., Lai C.-L., et al. Postural control strategies related to anticipatory perturbation and quick perturbation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 2011, 36, 10, p.810-816
- [93] Bunnell W.P. An objective criterion for scoliosis screening. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 1984, 66, 9, p.1381-1387



- [94] Smits-Engelsman B., Klerks M., Kirby A. Beighton score: a valid measure for generalized hypermobility in children. *J. Pediatr.*, 2011, 158, 1, p.119–123
- [95] Haute Autorité de Santé : Service évaluation des actes professionnels. Analyse de la posture statique et/ou dynamique sur plate-forme de force (posturographie) [en ligne]. 2007. Disponible sur : [http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/rapport\\_analyse\\_de\\_la\\_posture.pdf](http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/rapport_analyse_de_la_posture.pdf) (page consultée le 28/11/2016)
- [96] American Academy of Neurology. Assessment: posturography. Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee. *Neurology*, 1993, 43, 6, p.1261-1264
- [97] Association Française de Posturologie. Normes 85. Paris : Association Posture et Équilibre, 1985, 270p.
- [98] Bizzo G., Guillet N., Patat A., et al. Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1985, 23, 5, p.474-476

Références utilisées exclusivement dans les annexes (dans leur ordre d'apparition) :

- Haumont T. Instabilité posturale au stade précoce de la scoliose idiopathique de l'adolescente. Thèse de doctorat en sciences de la vie et de la santé. Nancy : Université Henri Poincaré Nancy 1, 2010, p.28
- Cheng J.C., Castelein R.M., Chu W.C., et al. Adolescent idiopathic scoliosis. *Nat Rev Dis Primer.*, 2015, 15068
- Van Horebeek E. Beighton Score [en ligne] Disponible sur : [http://www.physio-pedia.com/Beighton\\_score](http://www.physio-pedia.com/Beighton_score) (page consultée le 20/02/2017)
- Sourdain G. Stabilométrie statique : place de la plate-forme de force en kinésithérapie [en ligne]. Mémoire de masso-kinésithérapie. Rennes : Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie de Rennes, 2011, annexe 1. Disponible sur : [http://ifpek.centredoc.org/opac/doc\\_num.php?explnum\\_id=368](http://ifpek.centredoc.org/opac/doc_num.php?explnum_id=368) (page consultée le 10/02/2017)

