

Effet du tee-shirt Percko sur la posture debout et assise

Longuet¹ S, LE BORGNE² P, BAUCHER² J, GOSSARD^{1,2} C

1- Ostéobio, 19 rue de Gare, 94230 Cachan

2- Cogitobio, 19 rue de Gare, 94230 Cachan

Résumé

Introduction

Le rachis est organisé selon un modèle segmentaire, qui lui permet de remplir sa fonction d'équilibration. Une « mauvaise » posture se caractérise généralement par un déplacement vers l'avant du bloc supérieur par rapport au bloc inférieur. Son maintien crée des contraintes à l'origine de raideurs musculaires, pouvant générer des douleurs. L'objectif de cette étude est l'analyse des effets d'un tee-shirt conçu pour ramener le bloc thoracique au-dessus du bassin, sur la posture debout et assise et lors d'un mouvement de scaption.

Matériel et méthodes

12 adultes ayant déjà eu des douleurs lombaires ont maintenu une position debout et assise, et ont effectué un mouvement de scaption. Chaque condition a été réalisée avec et sans tee-shirt. Différents angles de la posture debout et assise ont été mesurés, ainsi que le plan de scaption, le déplacement du CP et l'activité EMG. Les résultats ont été calculés en fonction de l'évolution intra-individuelle.

Résultats

En positions debout et assise, le port du tee-shirt crée une antéversion du bassin ($4^{\circ} \pm 2$) qui entraîne une augmentation de la lordose lombaire ($5^{\circ} \pm 2$) et une diminution de la cyphose thoracique ($30\% \pm 20$), sans lien avec l'orientation de la tête ($r^2=0,30$). Dans le plan frontal, une ouverture du thorax est observée (*debout* : $5^{\circ} \pm 2$; *assis* : $4^{\circ} \pm 2$). Ceci entraîne une diminution des oscillations dans l'axe antéro-postérieur ($35\% \pm 13$) ainsi qu'une diminution des activités EMG (*debout* : $28\% \pm 12$; *assis* : $37\% \pm 14$).

Discussion

Le port du tee-shirt engendre un redressement du bloc thoracique afin de le ramener au-dessus d'une ligne gravitaire passant par le bassin. L'équilibre global s'en trouve amélioré, et les risques de fatigue musculaire diminuée.

Introduction

D'après la société française de rhumatologie [1] et l'ANAES [2], la lombalgie se définit comme une « douleur lombo-sacrée à hauteur des crêtes iliaques ou plus bas, médiane ou latéralisée, avec possibilité d'irradiation ne dépassant pas le genou, mais avec une prédominance des douleurs lombo-sacrées ». La lombalgie est une affection courante qui touche environ 70 % de la population française [2]. Selon Andersson [3], elle affecte entre 70 et 85% des personnes à un moment ou à un autre de leur vie.

Les lombalgies sont particulièrement fréquentes chez le jeune adulte avec une influence plus importante à l'adolescence et vers l'âge de 45-50 ans [4]. Elles diminuent ensuite chez l'homme, alors que chez la femme, il existe un nouveau pic de fréquence à partir de la soixantaine du fait de l'ostéoporose post-ménopausique [3,5]. Cette fréquence, en constante augmentation depuis 50 ans dans tous les pays industrialisés, entraîne des répercussions importantes, notamment en termes de coûts dans le milieu socioprofessionnel. Selon la HAS en 2005 [6], les lombalgies sont responsables d'environ 6 millions de consultations par an en France, et représentent la 1ère cause d'invalidité au travail chez les personnes de moins de 45 ans [4].

D'après les données de l'INRS parues en 2010, la lombalgie est aussi devenue la première cause d'arrêt de travail et de maladie professionnelle, et est à l'origine d'environ un quart des accidents de travail, avec des arrêts pouvant atteindre 55 jours [4].

Il s'agit donc d'un véritable problème de santé publique, mais également économique ; les coûts élevés pour la société dus aux nombres importants de consultations chez un professionnel de santé [7] font de la prise en charge de cette pathologie une priorité.

Si la lombalgie est un terme général utilisé pour décrire une douleur présente au niveau de la région lombaire, elle n'est pas caractérisée de façon unique : dans la majorité des cas, les mécanismes physiopathologiques à l'origine des douleurs lombaires sont complexes, multifactoriels et difficiles à expliquer. Dans la littérature, parmi les nombreux facteurs de risques de l'installation de la lombalgie, hormis les facteurs psycho-sociaux, on peut mentionner le maintien prolongé de postures mal adaptées. En effet, les contraintes mécaniques et physiques que subit l'individu peuvent provoquer une fatigue musculaire [8]. S'ajoute alors aux informations sensorielles et proprioceptives régulant la posture et le mouvement, une information nociceptive à l'origine de la raideur active musculaire [9], responsable des douleurs lombaires [8].

Le lombalgique chronique adopte alors une position antalgique, créant un déséquilibre postural. De nouvelles stratégies d'équilibre doivent donc être mises en place afin de gérer et réguler ce déséquilibre.

Ainsi, en position érigée, les études sur les lombalgiques ont révélé une augmentation des déplacements du centre des pressions (CP), en comparaison des sujets sains. Sur l'axe antéropostérieur, Nies & Sinott [10] ont montré que la projection postérieure du CP était plus marquée chez les lombalgiques chroniques. Cela est expliqué par un défaut d'extension des genoux, qui est une position adoptée par les lombalgiques chroniques pour diminuer les douleurs lombaires. Par ailleurs, il existe des différences d'amplitudes dans les oscillations

posturales en fonction de la douleur. Ainsi, chez les lombalgiques chroniques avec une douleur continue, des oscillations de fortes amplitudes ont été observées [11], alors que chez les lombalgiques chroniques avec une douleur épisodique, les oscillations posturales étaient semblables à celles des sains [12]. D'autres études concernant les patients lombalgiques ont montré une augmentation de la co-contraction des antagonistes au cours d'une décharge brutale du tronc [13], ainsi qu'un gain d'activation du muscle érecteur du rachis durant la marche [14]. Il existe également un retard d'activation des stabilisateurs du tronc [15,16], entraînant ainsi un risque lésionnel. En outre, en situation de fatigue, des stratégies d'activation plus précoces des abdominaux sont adoptées par les lombalgiques [17] dans un but de stabilisation du rachis lombaire. Enfin, il a été observé une inhibition marquée des quadriceps chez le lombalgique comparativement au sujet sain [18] ; l'utilisation des muscles du membre inférieur permet d'adapter la posture au cours du mouvement en effectuant une rétroversion du bassin afin de diminuer la courbure lombaire et les contraintes appliquées sur les tissus.

L'ensemble de ces stratégies d'équilibre permet donc au sujet lombalgique de compenser ses déséquilibres. Ces stratégies sont établies à partir du modèle segmentaire, modifié par les postures antalgiques.

Modèle en position debout

Dans le plan sagittal, le rachis présente une alternance de tiges flexibles (les lordoses) et de segments rigides/semi-rigides (les cyphoses) [19,20,21] ; le sens de déformation privilégiée de cet ensemble reste dans le plan sagittal. Les muscles sont les éléments actifs de l'équilibration. En raison de la présence de ces courbures, une faible amplitude de mouvement est suffisante à la ré-équilibration du rachis. L'énergie dépensée pour l'équilibration du rachis, structure courbe polyarticulaire, est peu importante ou au moins inférieure à celle qui serait nécessaire si la colonne était rectiligne dans tous les plans. Ainsi, cette configuration des courbures a pour principale fonction l'adaptation aux contraintes gravitaires et le maintien à un état d'équilibre orthostatique, tout en permettant la locomotion.

De nombreuses études ont été réalisées afin de comprendre comment s'organise le rachis pour répondre à cette fonction d'équilibration. La colonne vertébrale est apparentée à un ressort déformable qui permet un amortissement des contraintes gravitaires [22]. Dès 1955, Dempster [23] propose une modélisation segmentaire dans le plan sagittal. En 1988, Johansson et al. [24] comparent la station debout à un pendule inversé. Ce pendule, à départ cheville, gère la gîte de l'ensemble du corps, permettant le maintien de l'équilibre par l'alignement de la projection verticale du centre de gravité avec le centre des pressions [25]. En 1999, Runge et al. [26] proposent une modélisation segmentaire de l'appareil locomoteur en une alternance de trois tiges flexibles (membre inférieur, lombaire et cervical) et de trois volumes rigides (pelvien, thoracique et céphalique) (cf. Figure 1). Les tiges supportant les blocs reposent sur des socles correspondant à des zones charnières (charnière lombo-sacrée et charnière cervico-thoracique), c'est-à-dire des zones de changement de cinématique. Ainsi, le maintien de l'équilibre est obtenu par l'alignement des charnières sur l'axe gravitaire [27] et la superposition des volumes.



Figure 1 : modélisation en 3 pendules inversés

Dans ce cadre, la lordose lombaire joue donc un rôle essentiel dans le contrôle de l'équilibre et du mouvement. En position statique érigée, elle est dépendante de facteurs anatomiques [28] :

- 1- la forme en coin du corps de L5, plus épais de 3 mm dans sa partie antérieure que dans sa partie postérieure,
- 2- la forme en coin des disques intervertébraux L4-L5 et L5-S1, plus haut de 6-7 mm dans sa partie antérieure que dans sa partie postérieure,
- 3- la forme en coin des vertèbres sus-jacente à L5, même si cette caractéristique anatomique est moins marquée,
- 4- la forme en coin du segment L5-S1 fait que chaque vertèbre située au-dessus de cet étage se trouve légèrement derrière sa sous-jacente,

En revanche, en dynamique, la lordose lombaire est dépendante de la bascule pelvienne : une bascule antérieure augmente la lordose lombaire alors qu'une bascule postérieure la diminue [26]. Cette bascule postérieure est retrouvée en position assise.

Modèle en position assise

La position assise engendre de nouveaux points de contact au niveau des régions fessières et fémorale supérieure. Ceux-ci vont entraîner une bascule postérieure du bassin, due au relâchement des éléments musculo-ligamentaires antérieurs de la hanche, et par conséquent une nette diminution de la lordose lombaire, à tous les étages [29]. Ce phénomène a largement été documenté par l'intermédiaire de calques obtenus sur des radiographies réalisés dans de nombreuses positions assises [30]. Toutefois, l'orientation de la tête semble quant à elle maintenue par des ajustements compensatoires du rachis cervical supérieur et inférieur ; plus le rachis lombaire est en flexion et plus le rachis cervical est en extension, et vice-versa [31]. Les changements dans la posture lombaire seraient donc associés à des changements compensatoires de l'ensemble de la région cervicale.

Par ailleurs, la position assise augmente la pression intradiscale [32] ; le disque est soumis au fluage (creep) [33]. Cette surpression est interprétée comme étant en rapport avec, d'une part, la non-participation des apophyses articulaires postérieures lorsque le rachis est en légère

flexion, et d'autre part la grande résistance qu'offrent les formations ligamentaires postérieures. Les articulaires postérieures supportent 16% des contraintes en compression en position debout, alors qu'en position assise elles ne subissent aucune contrainte en compression [34]. Il existe donc une corrélation entre la pression intradiscale et la posture de moindre contrainte.

Ainsi, un mécanisme d'équilibre des forces dans les postures en lordose sous contraintes statiques est observé, alors que les postures en flexion entraînent une augmentation importante des forces de tension dans la région postérieure à l'annulus [35]. Or, une tension excessive prolongée est préjudiciable à la conservation des propriétés mécaniques des ligaments [36] : pour de nombreux sujets, l'adoption de la position assise implique qu'ils ont déjà atteint le maximum de flexion vertébrale, et donc de traction sur les ligaments postérieurs [37].

Cette charge posturale, identifiée par Adams et Hutton dès 1985 [38], a permis de comprendre que la position assise n'est pas aussi bénigne qu'on pourrait le croire : s'asseoir repose les membres inférieurs, mais transmet les contraintes vers le bas du dos. De plus, la colonne vertébrale de la personne assise reste soumise à des contraintes de charge, bien que le sujet lui-même se sente au repos. La position assise prolongée est donc préjudiciable si les courbures physiologiques ne sont pas respectées.

En conclusion, la lordose lombaire, en lien avec la bascule pelvienne, apparaît comme un élément clé dans l'équilibration et la mise sous contrainte des différentes structures, et de la réponse des éléments actifs mis en jeu par ces contraintes.

L'objectif de cette étude est d'analyser les effets sur la posture d'une seconde peau, tee-shirt avec tenseurs, dont l'objectif est de ramener le bloc thoracique au-dessus du bassin, en vue d'éviter et/ou de diminuer les douleurs lombaires, en posture debout et assise. Pour cela nous avons comparé les postures avec et sans seconde peau en position debout assise et lors du mouvement de scaption.

Matériel et méthodes

L'ensemble des expérimentations s'est déroulé au sein du laboratoire d'Ostéobio. Douze adultes, 7 hommes et 5 femmes, de 22 à 45 ans (27 ± 7 ans) ont participé bénévolement à l'étude. Les sujets bénéficiant de radiographies nous avons pu choisir des sujets représentant les différents morphotypes tels que décrits par Roussouly [39]. De même nous avons cherché à représenter la diversité de la population avec des tailles de sujets allant du 5^{ème} percentile femme au 95^{ème} Homme (Norme EN ISO 15537).

Les sujets ont tous mentionné avoir déjà souffert de douleurs au niveau lombaire sans être en situation douloureuse au moment des mesures. La sélection des sujets a été faite après une étude posturale qualitative réalisée à partir d'une photographie prise en vue sagittale. Le déjettement a été qualifié en visualisant les déjettements des différents blocs par rapport à la verticale passant par les chevilles (cf. Figure 2). Les sujets sont ensuite équipés du tee-shirt,

« seconde peau », décrit ci-après, adapté à leur taille. Une photographie dans les conditions similaires est réalisée avec la « seconde peau » (cf. Figure 2)



Figure 2 : a) photographie sans seconde peau et modélisation axe gravitaire - b) superposition postures avec et sans "seconde peau"

Les sujets n'étaient pas informés de l'objectif de «la seconde peau ».

Les sujets étaient équipés de 18 marqueurs rétro-réfléchissants, filmés par 6 caméras Vicon® à une fréquence de 100Hz. Ces différents marqueurs sont positionnés de manière à représenter le segment bassin, thorax, tête, bras avant bras, et suivre l'évolution des courbures rachidiennes externes. Ils étaient également équipés de 2 électrodes EMG situées sur les muscles érecteurs du rachis, longissimus ou long dorsal. Le placement des électrodes est réalisé suivant les recommandations de SENIAM.

Les sujets se positionnaient pieds nus sur une plateforme de force AMTI réglée à 1000Hz, les bras le long du corps.

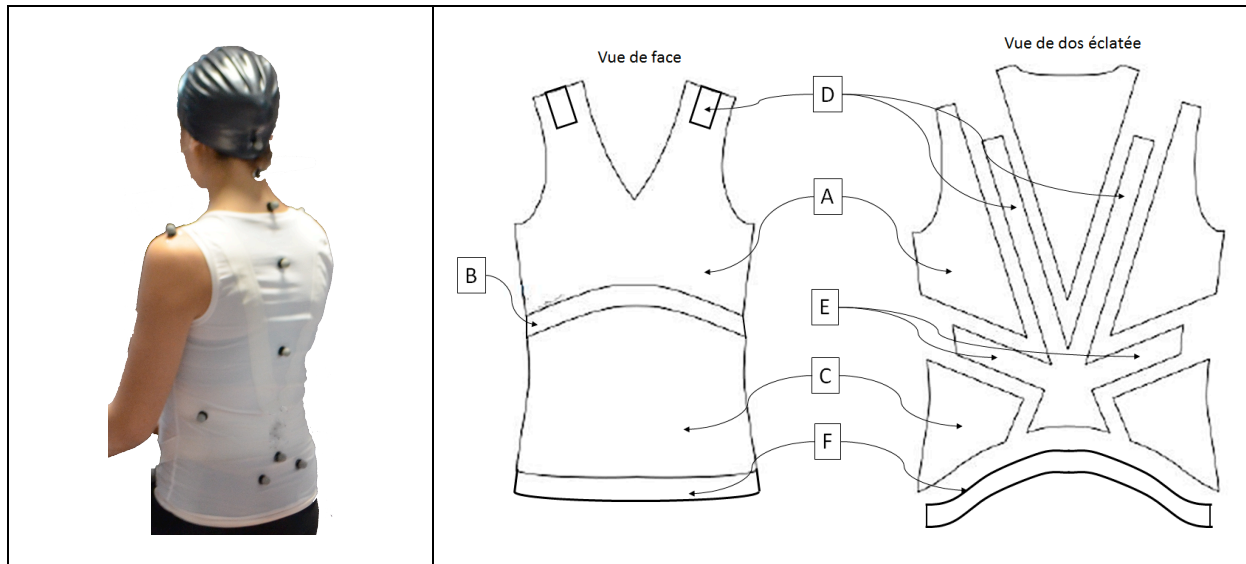


Figure 3 : a) vue de dos du tee-shirt - b) description des différents éléments du tee-shirt

Le tee-shirt (cf. Figure 3) est constitué d'une partie thoracique (A) réalisée dans une matière peu déformable verticalement. Elle englobe la cage thoracique et le rachis thoracique et est maintenue par un tenseur (B) au niveau des côtes K10.

La partie (C) du Tee-shirt est réalisée en matière très extensible dans les deux directions.

En vue postérieure, les tenseurs (D) sont contrecollés sur la partie thoracique, passent au niveau des épaules et se prolongent de 5 cm sur le devant du thorax.

Les tenseurs (E) sont fixés sur le tenseur (B) en zone latérale du grill costal. Ils rejoignent les tenseurs (D) et permettent le maintien de ce dernier dans la courbure lombaire au niveau de L4.

La ceinture (F) permet le maintien du tee-shirt en zone pelvienne.

Différents essais ont été réalisés avec et sans Seconde peau :

- maintien debout 30 secondes (position « naturelle » de l'individu) avec regard fixe à l'horizontale
- maintien de la position assise pendant 15 minutes sur plan d'assise horizontal. La prise de mesure a été réalisée pour cette étude à l'instant T=5minutes.
- flexion de bras dans le plan « naturel » de la scaption en position debout et en position assise

Afin d'analyser les changements de posture, différents paramètres ont été mesurés :

- L'orientation pelvienne (Pel en °): l'angle projeté dans le plan sagittal entre la droite passant par le milieu des grands trochanters et le milieu des Epines Illiaques Antéro Supérieures et l'axe du fémur.

- L'orientation thoracique (Tho en °), calculée à partir de l'angle projeté dans le plan sagittal entre la droite passant par l'appendice xyphoïde (AX) et l'apophyse épineuse de T9 (T9) et l'horizontale.
- Le déjettement thoracique (Dtho en mm), calculé comme la distance entre le milieu du segment [AX ; T9] et la droite verticale passant par le milieu des grands trochanters
- Le « déjettement » céphalique (Cerv en °), calculé comme l'angle projeté dans le plan sagittal entre la droite passant par le milieu des Mastoïdes et le milieu des acromions et la verticale.
- L'horizontalité du regard (Eye en °): angle entre la droite passant le milieu des deux mastoïdes et le milieu des yeux et le plan horizontal.
- L'ouverture du thorax (OT en °): angle projeté dans le plan horizontal entre les droites passant par l'apophyse épineuse de T4 et les acromions droits et gauches
- La cyphose Thoracique (RT en mm): rayon de courbure d'un cercle passant par les apophyses épineuses de T1, T4, T9, T12
- Plan de scaption (Scap en °): angle calculé entre le bras et la droite passant par les acromions lors du mouvement de scaption au moment où le bras est dans le plan horizontal
- Le déplacement du centre de pression : grand axe (LCp en mm) et petit axe (ICp en mm) de l'ellipse de confiance du déplacement du centre des pressions
- L'aire sous la courbe des EMG (SurfEMG) calculés sur un intervalle de temps de 30s.

Les valeurs des paramètres mesurés sont très variables suivant les individus du fait de l'hétérogénéité morphométrique des sujets (taille et morphotype entre autres). Nous ne cherchons pas à comparer les individus entre eux, mais à quantifier l'effet du tee-shirt, nous avons donc calculé les variations en pourcentage des différents paramètres avec et sans tee-shirt en position debout et assise.

Résultats

Les résultats présentés portent sur la comparaison des essais avec et sans tee-shirt.

Posture dans le plan sagittal:

variation entre la position debout sans et avec "seconde peau"						
sujet	Δ Pel (°)	Δ Tho (°)	Δ Dtho (mm)	Δ Dtho (%)	Δ Cerv (°)	Δ Eye (°)
1	4	7	20	50	3	-1
2	2	5	29	83	10	2
3	8	8	49	82	15	0
4	3	2	28	93	7	1
5	8	6	40	77	3	1
6	2	4	12	50	3	0
7	5	5	43	78	5	-1
8	3	5	33	97	2	0
9	4	2	9	43	11	0
10	6	5	32	73	4	1
11	2	2	14	93	9	1
12	4	4	22	69	7	-1
moyenne	4	5	28	74	7	0
ecartype	2	2	12	17	4	1

Tableau 1 : angles posture debout avec et sans « seconde peau »

(Une variation positive de Pel correspond à une antéversion du bassin, une variation positive de Tho correspond un extension du thorax, une variation positive de DTho correspond à un recul du thorax, Une variation positive de Cerv correspond à un recul de la tête, une variation positive de eye correspond à une extension de la tête. La variation de Tho en pourcentage correspond au pourcentage de redressement du thorax pour se rapprocher de la verticale passant par le milieu des grands trochanters)

variation entre la position assise sans et avec "seconde peau"						
sujet	Δ Pel (°)	Δ Tho (°)	Δ Dtho (mm)	Δ Dtho (%)	Δ Cerv (°)	Δ Eye (°)
1	3	8	26	52	5	0
2	2	4	17	74	8	1
3	7	10	41	91	10	0
4	2	2	11	48	13	-1
5	6	5	22	65	2	0
6	2	4	11	73	4	3
7	3	4	43	78	8	1
8	4	7	31	74	3	2
9	4	3	9	43	5	1
10	4	5	22	65	3	-2
11	3	4	14	93	8	0
12	5	4	28	82	8	0
moyenne	4	5	23	70	6	0
ecartype	2	2	11	15	3	1

Tableau 2 : Angles posture assise avec et sans « seconde peau »

Les résultats en termes de posture (**Tableau 1** et **Tableau 2**) montrent que, en position debout comme en position assise, le port du tee-shirt augmente l'antéversion du bassin. En moyenne le bassin bascule vers l'avant, Δ Pelv augmentant de $4^\circ \pm 2$ en position assise comme en

position debout. Cette bascule permet une augmentation de la lordose et une bascule vers l'arrière du bloc thoracique ($\Delta\text{Tho} = 5^\circ \pm 2$ en position assise comme en position debout). Le recul du bloc thoracique est d'autant plus important que l'antéversion du bassin est grande. Le point milieu de [AX ;T9] cherche à représenter approximativement le centre de gravité du bloc thoracique. Ce dernier recule ($23\text{mm} \pm 11$ en position assise et $28\text{mm} \pm 12$ en position debout) et surtout corrige le déjettement antérieur du bloc (en moyenne $70\% \pm 15$ en position assise et $74\% \pm 17$) avec un maximum de 93%. Il n'y a pas de corrélation linéaire significative entre les variations pelvienne et thoracique ($R^2 = 0,36$), ce qui peut s'expliquer par les différences de comportement en zone lombaire (forme et flexibilité de la colonne lombaire).

En parallèle, le port du tee-shirt conduit à une diminution de la cyphose (cf. *Figure 4*), entraînant un redressement du segment thoracique (augmentation du rayon de courbure $30\% \pm 20$)

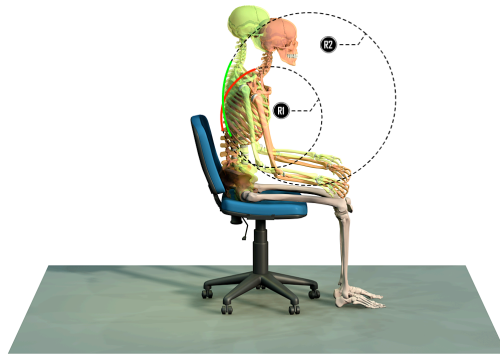


Figure 4 : décyphose et rayon de courbure

Au niveau cervical, le centre de gravité de la tête est ramené vers l'arrière tout en restant en avant de la ligne gravitaire passant par les épaules (En moyenne $\Delta\text{Cerv} = 6^\circ \pm 3$ en position assise et $\Delta\text{Cerv} = 7^\circ \pm 4$). On peut remarquer qu'il n'y a pas, là encore, pas de lien statistique entre la diminution du déjettement céphalique et thoracique ($R^2=0,30$).

On peut remarquer que, malgré les modifications posturales des différents blocs de la colonne, l'orientation de la tête est conservée ($0^\circ \pm 1$ en position assise comme en position debout). Il est à rappeler que cela était la seule consigne posturale demandée au sujet.

Posture dans le plan horizontal :

variation dans le plan horizontal sans et avec tee-shirt				
sujet	Δ OT debout ($^{\circ}$)	Δ Scap debout ($^{\circ}$)	Δ OT assis ($^{\circ}$)	Δ Scap assis ($^{\circ}$)
1	4	7	4	6
2	4	5	3	4
3	8	12	8	8
4	6	10	5	9
5	7	13	5	11
6	3	5	2	6
7	8	12	7	10
8	7	10	4	9
9	2	5	2	5
10	6	9	5	7
11	4	7	2	7
12	5	9	5	7
moyenne	5	9	4	7
ecartype	2	3	2	2

Tableau 3 : Modifications de l'angle de scaption avec et sans tee-shirt en position debout et assis

Dans le plan horizontal, le redressement s'accompagne d'une ouverture du thorax.

Concernant la condition de flexion du bras, le redressement dans le plan sagittal s'accompagne d'une ouverture du thorax (**Tableau 3**) (en moyenne $5^{\circ} \pm 2$ en position debout et en moyenne $4^{\circ} \pm 2$ en position assise); ceci engendre une modification de l'angle physiologique de scaption qui part vers l'arrière (en moyenne $9^{\circ} \pm 3$ en position debout et en moyenne $7^{\circ} \pm 2$ en position assise).

Équilibre global et EMG :

variation axe ellipse sans et avec tee-shirt		
sujet	Δ LCp (%)	Δ ICp (%)
1	35	7
2	27	-2
3	50	4
4	22	1
5	34	5
6	25	-5
7	67	9
8	35	3
9	21	9
10	30	3
11	29	-3
12	44	7
moyenne	35	3
ecartype	13	4

Tableau 4: Variations en pourcentage du grand axe et petit axe de l'ellipse en position debout sans et avec tee-shirt

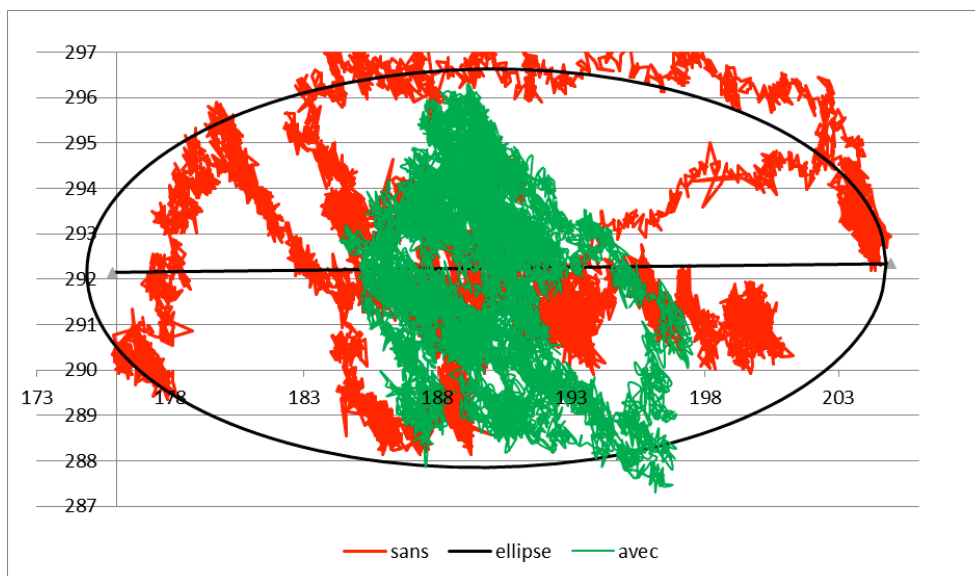


Figure 5 : exemple de déplacement du CP en rouge sans seconde peau en vert avec (l'axe x représente l'axe postero-antérieur, l'axe y l'axe latéral

Au niveau de l'équilibre global, on constate, en position debout, une diminution de l'axe de l'ellipse dans la direction postéro-antérieure (en moyenne $-35\% \pm 13$), sans modifications significatives dans la direction latérale (en moyenne $3\% \pm 4$) (cf. Figure 5 et **Tableau 4: Variations en pourcentage du grand axe et petit axe de l'ellipse en position debout sans et avec tee-shirt** Tableau 4).

Les grandeurs EMG sont très variables suivant les individus. Ceci est lié, non seulement aux variations de tonus postural interindividuels, mais aussi au biais expérimentaux concernant le placement des électrodes. Pour apprécier les variations d'activités musculaires, nous avons cherché à normaliser les valeurs pour un même individu en prenant l'aire maximale sous la courbe, correspondant à la position assise sans « seconde peau », et en comparant en pourcentage les autres conditions d'essai à cette valeur.

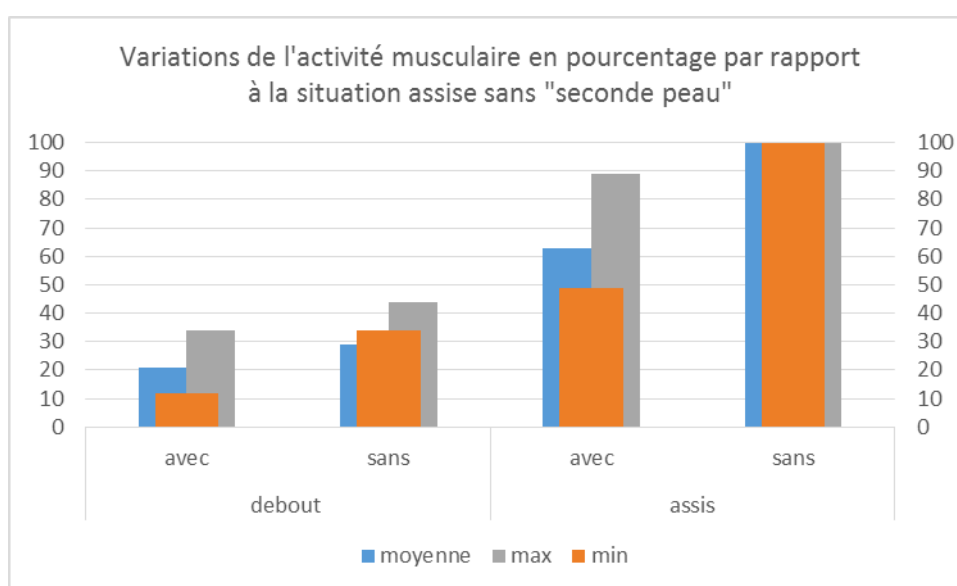


Figure 6 : Variations de l'activité musculaire en %

Les activités EMG diminuent systématiquement avec le port du tee-shirt (cf. *Figure 6*) quelle que soit la condition expérimentale : $28\% \pm 12$ en position debout et $37\% \pm 14$ en position assise.

Discussion

L'objectif de l'étude était de démontrer une amélioration de la posture avec le port du tee-shirt. De façon quasi systématique, une « mauvaise » posture, au sens mécanique, se traduit par un déplacement vers l'avant du bloc supérieur par rapport au bloc inférieur. Une mauvaise posture se traduit en cervical par des douleurs au niveau des trapèzes, et en lombaire par des douleurs au niveau des érecteurs du rachis (ilio-costal et érecteur du rachis)

De nombreux auteurs ont démontré l'importance de l'orientation pelvienne sur les courbures susjacentes et les déjettements par rapport à l'axe gravitaire [40,41]. De la même manière, nos résultats montrent que le port du tee-shirt entraîne une antéversion du bassin. Basé sur le principe de fonctionnement en pendule inversé [25], cette bascule en avant, conduit à une augmentation de la lordose lombaire et un recul vers l'arrière du bloc thoracique, permettant un redressement afin de ramener ce bloc au-dessus d'une ligne gravitaire passant par le bassin. Ainsi, la flexibilité et la capacité d'amortissement de la tige lombaire sont conservées, avec une action limitée des muscles érecteurs servant à compenser le déséquilibre du thorax.

Au niveau cinétique, les variations du centre de pression traduisent les oscillations des différents blocs qui nécessitent un réajustement permanent de l'équilibre par des actions musculaires [42]. Plus l'ellipse dans laquelle varie le centre des pressions est petite, et plus la posture est stable et efficace [42]. Ainsi, au vu des résultats du CP, le tee-shirt, en modifiant la superposition des volumes, améliorerait la posture. Cette amélioration semble confirmée par les résultats des EMG qui ont montré une baisse de l'activité musculaire au niveau de ces muscles stabilisateurs de la posture. Ainsi, les différents blocs rachidiens étant ramenés par l'action des tenseurs vers l'axe gravitaire, l'intervention active des muscles stabilisateurs superficiels est dans la durée moins importante. Ceci entrainerait une baisse de la fatigue musculaire [43] ainsi qu'une diminution de la raideur [44]. En position debout comme assise, l'activité EMG est corrélée à la douleur chez les lombalgiques [45], la diminution constatée de l'activité stabilisatrice des muscles avec le port du tee-shirt va dans le sens d'une diminution de la douleur. L'étude sera complétée par une analyse de l'évolution des postures et des activités EMG sur un maintien long de la posture assise (2 heures).

Toutefois, il convient de noter que la contribution indépendante de la partie thoracique du tee-shirt et des tenseurs ne peut pas être précisément définie à l'issue de cette étude. C'est pourquoi une étude complémentaire de la déformation de la colonne par radiographies, bien qu'invasive, permettrait notamment de quantifier plus spécifiquement le redressement thoracique par l'utilisation de l'angle de Cobb [46].

Par ailleurs, la décyphose favorise le glissement de l'omoplate sur les côtes, et diminue les contraintes dans l'articulation de l'épaule, autorisant ainsi une plus grande amplitude fonctionnelle de mouvement. En outre, en position assise, cette décyphose, accompagnée de l'ouverture du thorax (cf. *Figure 8*), libère le diaphragme et favorise la capacité respiratoire, impliquée dans le contrôle de la posture [47,48].

Enfin, quelle que soit la condition expérimentale, les résultats ont montré un recul du centre de gravité de la tête sans corrélation avec les modifications sous-jacentes. Ainsi, malgré une organisation ascendante de la posture [49], la fonction d'horizontalité de la tête, essentielle dans le contrôle de la posture [50], semble conservée. (cf. *Figure 7*)

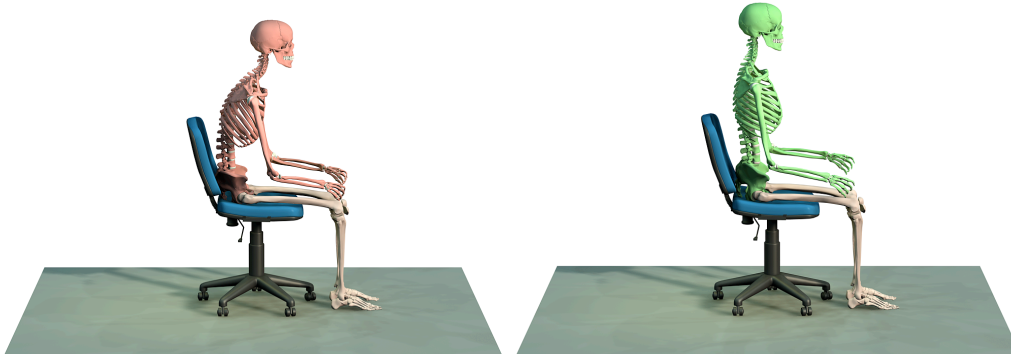


Figure 7 : Évolution de la posture avec Seconde peau percko en position assise Sans (rouge) vs Avec (vert)

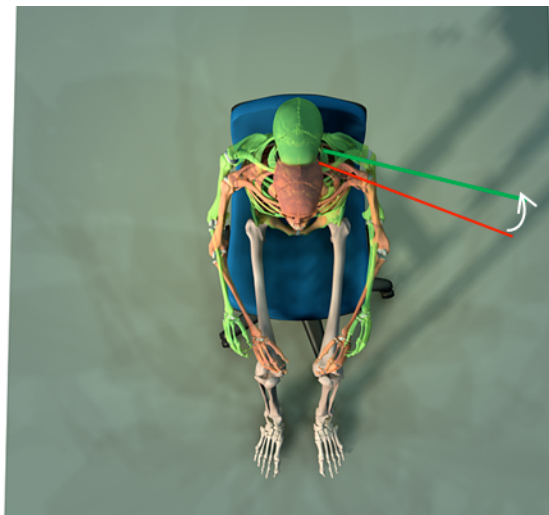


Figure 8 : Ouverture thorax

Cette étude a permis de montrer que le port du tee-shirt modifie la superposition des volumes, ce qui permettrait de diminuer les contraintes et l'inconfort, tout en conservant l'horizontalité du regard, essentiel au contrôle de la posture. Toutefois il serait intéressant d'étudier l'effet du tee-shirt en fonction des morphotypes, ainsi que sur des sujets lombalgiques, aigus et chroniques. Enfin, la posture étant basée sur la représentation d'un schéma corporel postural [51,52] alimenté par les informations sensorielles [53], le port prolongé de ce tee-shirt favorise l'adoption durable d'une meilleure posture.

Références

1. Duquesnoy B, Defontaine MC, Grardel B, Maigne JY, Thevenon A, Vignon E. Définition de la lombalgie chronique. *Rev Rhum (Ed Fr)*. 1994, 61(4bis): 9S-10S.
2. Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé (ANAES) (2000). Diagnostic, prise en charge et suivi des malades atteints de lombalgie chronique. Paris.
3. Andersson GBJ. The epidemiology of spinal disorders. In: Frymoyer JW, ed. *The adult spine: principles and practice*, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1997.
4. Goupille P, Avimadje AM, Zerkak D, Valat JP. Eléments cliniques d'orientation diagnostique devant une lombalgie. *Rev Prat*. 2000, 50(16):1760-4.
5. Stebler R, Putzib R, Michela B. Douleurs lombaires, diagnostic. *Forum Med Suisse*. 2001, Fev;9: 205-208.
6. Haute Autorité de Santé (HAS). *Prise en charge masso-kinésithérapique dans la lombalgie commune: modalités de prescription*. HAS. Paris. 2005.
7. Wipf JE, Deyo RA. Low back pain. *Med Clin North Am*. 1995; 79: 231-46.
8. Hoogendoorn WE, Bongers PM, de Vet HC, Ariëns GA, van Mechelen W, Bouter LM. High physical work load and low job satisfaction increase the risk of sickness absence due to low back pain: results of a prospective cohort study. *Occup Environ Med*. 2002, May;59(5):323-8.
9. Clark, RW, Harris J. The organization of motor responses to noxious stimuli. *Brain Research Reviews*. 2004, 46, 163-172.
10. Nies N, Sinnott PL. Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991 Mar;16(3):325-30.
11. Hamaoui A, Do M, Poupard L, Bouisset S (2002) Does respiration perturb body balance more in chronic low back pain subjects than in healthy subjects? *Clinical Biomechanics*, 17, 548-50.
12. Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004 Mar 15;29(6):E107-12.
13. Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001 Apr 1;26(7):724-30.
14. Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T, Sværre H, Svensson P. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain*, 1996 Feb;64(2):231-40
15. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1996 Nov 15;21(22):2640-50.
16. MacDonald D, Moseley GL, Hodges PW. Why do some patients keep hurting their back? Evidence of ongoing back muscle dysfunction during remission from recurrent back pain. *Pain*. 2009 Apr;142(3):183-8. doi: 10.1016/j.pain.2008.12.002. Epub 2009 Jan 30.
17. Marshall PW, Murphy BA. Evaluation of functional and neuromuscular changes after exercise rehabilitation for low back pain using a Swiss ball: a pilot study. *J Manipulative Physiol Ther*. 2006 Sep;29(7):550-60.
18. Hart JM, Fritz JM, Kerrigan DC, Saliba EN, Gansneder BM, Ingersoll CD. Quadriceps Inhibition After Repetitive Lumbar Extension Exercise in Persons With a History of Low Back Pain. *J Athl Train*. 2006; 41(3): 264–269.
19. Panjabi MM, Brand RA, White AA., Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *Journal of Biomechanics* 1976. 9, 185–192.

20. Oxland TR, Lin RM, Panjabi MM. Three-dimensional mechanical properties of the thoracolumbar junction. *J Orthop Res.* 1992 Jul;10(4):573-80.
21. Lavaste F, Skalli W, Roy-Camille R, Mazel C, Robin S. 3D Geometrical and mechanical modeling of the human lumbar spine. *J. Biomech.*, 1992,25-10,1153-1164.
22. Dufour M, Pillu M. *Biomécanique fonctionnelle Membres-Tête-Tronc.* Paris: Elsevier / Masson. 2006. 568p.
23. Dempster WT. 1955. *Space Requirements of the Seated Operator*, Wright Air Development Center TIA-55-159, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio (AD 87 892).
24. Johansson R, Magnusson M, Akesson M. Identification of human postural dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 1988;35:858-869
25. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture.* 1995, 3, 193-214.
26. Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait Posture.* 1999 Oct;10(2):161-70.
27. Duval-Beaupere G, Legaye J. Composante sagittale de la statique rachidienne. *Revue du Rhumatisme.* 2004, 71(2):105-119
28. Levine D, Whittle MW. The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996; 24; pp 130-135.
29. Lord MJ, Small JM, Dinsay JM, Watkins RG. Lumbar lordosis. Effects of sitting and standing. *Spine.* 1997; 22; pp 2571-2574.
30. Keegan JJ. Alterations to the lumbar curve related to posture and seating. *J. Bone Jt. Surg.* 1953; 35; pp 589-603
31. Black KM, McClure P, Polansky M. The influence of different sitting positions on cervical and lumbar posture. *Inclinaison pelvienne.* 1996 ; 21; pp 65-70.
32. Nachemson AL, Schultz AB, Berkson MH. Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. Influences of age, sex, disc level and degeneration. *Spine.* 1979; 4; pp 1-8
33. Hedman TP, Fernie GR. In vivo measurement of lumbar spinal creep in two seated postures using magnetic resonance imaging. *Spine.* 1995 ; 20; pp 178-183
34. Adams MA. The effect of posture on the role of the apophyseal joints in resisting intervertebral compressive forces. *J. Bone Jt. Surg.*(1980) ; 62B
35. Hedman TP, Fernie GR. Mechanical response of the lumbar spine to seated postural loads. *Spine.* 1997 ; 22; pp 734-743
36. Pintar FA, Yogananda MM, Myers T, Elhagediab A. Biomechanical properties of human spine ligaments. *J. Biomech.* 1992; 25; pp 1351-1356
37. Sullivan MS, Dickinson CE, Troup JDG. The influence of age and gender on lumbar spine sagittal plane range of motion, a study of 1126 healthy subjects. *Spine.* 1994; 19; pp 682-686
38. Adams A, Hutton WC. The effect of posture on the fluid content of the lumbar intervertebral discs. *Spine.* 1983 ; 8; pp 665-671
39. Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine.* 2005 Feb 1;30(3):346-5
40. Lafage V, Schwab F, Skalli W, Hawkinson N, Gagey PM, Ondra S, Farcy JP. Standing balance and sagittal plane spinal deformity: analysis of spinopelvic and gravity line parameters. *Spine* 2008 Jun 15;33(14):1572-8
41. Legaye J, Duval-Beaupere G, Hecquet J, et al. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J* 1998;7:99-103.
42. Gurfinkel VS. Physical foundations of stabilography. *Agressologie.* 1973. 14, C, 9-14.

43. Portero F. Evaluation des propriétés mécaniques des muscles cervicaux : analyse du comportement dynamique du segment tête-cou lors de l'application de détente rapides. [Thèse de doctorat]. [Paris]: Université Pierre et Marie Curie. 2010. 150p.
44. Ettema GJ. Mechanical behaviour of rat skeletal muscle during fatiguing stretchshortening cycles. *Experimental physiology* 1997 ; 82 (1) : 107-19
45. Sheeran LI, Sparkes V, Caterson B, Busse-Morris M, van Deursen R. Spinal position sense and trunk muscle activity during sitting and standing in nonspecific chronic low back pain: classification analysis. *Spine* 2012 Apr 15;37(8):E486-95.
46. Marty C. Comment examiner un trouble de la statique rachidienne. *Revue du Rhumatisme*. 2004, 71, 137-144.
47. Hunter IW, Keamey RE. Respiratory components of human postural sway. *Neurosci. Lett.* 1981, pp155-159.
48. Hamaoui A, Gonneau E, Le Bozec. Respiratory disturbance to posture varies according to the respiratory mode. *Neuroscience Letters*. 2010. 475, 141-4.
49. Assaiante C, Amblar, B. An ontogenetic model for the sensorimotor organization of balance control in humans. *Human Movement Science*. 1995, 14, 13-43.
50. Berthoz A. Physiologie de la perception et de l'action. *Annuaire du Collège de France*. 2008. p. 453-511.
51. Clément G, Gurfinkel VS, Lestienne F, Lipchits MI, Popov KE. Adaptation of postural control to weightlessness. 1984. *Exp Brain Res*, 57, 61-72.
52. Gurfinkel VS, Levik YS, Popov KE. Body scheme in the control of postural activity. In: V.S. Gurfinkel, J. Massion & J.P. Roll (Eds.). *Stance and motion: facts and concepts*. New York: Plenum Press. 1988. pp. 185-193.
53. Massion J. (1997). *Cerveau et Motricité. Fonctions sensori-motrices*. Paris : Presses Universitaires de France. 1997. 192p.