

Université de Fribourg

Département de médecine

Travail de Master pour l'obtention du titre Master of Science

Unité "Sciences du Mouvement et du Sport"

Juillet 2013

Les muscles de la partie lombaire du tronc travaillent-ils d'une manière homogène lors de divers exercices moteurs ?

Grégoire Andrey

Conseiller : W. Taube

Co-conseiller : D. Staudenmann

Tables des matières

1.	<i>Introduction générale</i>	4
2.	<i>Introduction à la problématique</i>	5
2.1.	Électromyographie : EMG	5
2.1.1.	Définition de l'EMG	5
2.1.2.	Utilités de l'EMG	6
2.1.3.	Techniques de mesure EMG	6
2.1.4.	Électrodes de surface	8
2.1.5.	Résultats de l'EMG de surface	11
2.2.	Muscles superficiels du tronc lombaire	11
2.3.	Travail indépendant des muscles	15
2.4.	Changements d'activation des muscles abdominaux	17
2.5.	Buts et hypothèses de la recherche	19
3.	<i>Méthode</i>	20
3.1.	Participants	20
3.2.	Description des exercices	20
3.3.	Équipement de mesure	22
3.4.	Équipement accessoire	24
3.5.	Expérience	25
3.5.1.	Protocole d'expérience	28
3.6.	Analyse	29
3.6.1.	Symétries latérale et proximale-distale	31
3.7.	Méthodes statistiques	33
4.	<i>Résultats</i>	34
4.1.	Symétrie latérale	34
4.2.	Symétrie proximale-distale	39
5.	<i>Discussion</i>	44
6.	<i>Conclusion</i>	49
7.	<i>Sources</i>	50
8.	<i>Annexes</i>	54
8.1.	Document de droit et confidentialité	54
8.2.	Sources des figures	55
9.	<i>Remerciements</i>	56
10.	<i>Déclaration personnelle</i>	57
11.	<i>Droits d'auteur</i>	58

Résumé

Le but de cette étude était de comparer l'activation de différents muscles de la partie lombaire du tronc et de juger de la symétrie ou non du travail sur la largeur (droite-gauche) et sur la longueur (proximale-distale) de chaque muscle. Quinze sportifs en bonne santé âgés de 20 à 30 ans ont réalisé six exercices de musculation du tronc, comprenant trois flexions (enroulement vertébral normal, enroulement vertébral croisé et enroulement vertébral inverse), deux extensions (extension dorsale et élévation des jambes) et une rotation du tronc.

Une électromyographie (EMG) de surface (rectus abdominis, erector spinae, obliquus internus abdominis, obliquus externus abdominis) ainsi qu'une mesure de la force exercée sont enregistrées durant les tests.

Les amplitudes EMG sont similaires pour les parties gauche et droite des muscles lors des exercices sans rotation du tronc. De plus, le grand droit de l'abdomen effectue toujours un travail symétrique sur la largeur. Pour les rotations, des contractions plus intenses apparaissent pour les muscles du dos et les obliques respectivement en faveur du côté du mouvement et du côté opposé. Sur la longueur, des différences proximales-distales apparaissent principalement pour certaines parties des muscles du dos lors des flexions et des extensions. Pour les rotations en revanche, il n'y a que le grand droit de l'abdomen qui travaille parfois de manière asymétrique. Les résultats sont pour la symétrie latérale proches du rôle théorique des muscles du tronc, mais invitent à approfondir les recherches pour la différenciation de travail proximal-distal.

1. Introduction générale

Le corps humain est composé de différentes parties. Parmi elles, le tronc tient une position centrale par rapport au reste du corps. En plus de renfermer les organes vitaux, il sert de point de rattachement de tous les membres et agit en quelque sorte comme une base de soutien pour chacun. De là lui vient la lourde responsabilité de soutenir et stabiliser le reste du corps. Il est donc une partie très importante du corps humain.

Mais ce n'est pas tout. Le tronc est composé de nombreux muscles et nécessite un contrôle moteur précis. Par exemple, en position debout, le système moteur doit réaliser une tâche complexe lorsqu'il veut contrôler les mouvements du tronc. Il faut en effet gérer finement l'activation de différents muscles et les mouvements sur trois plans (flexions-extensions, courbures latérales, rotations). De plus, un seul muscle peut agir sur les trois types de mouvements. Pour obtenir le mouvement souhaité, il faut donc doser finement l'activation d'un muscle et exercer une certaine résistance ou tonus de la part d'autres muscles. Le contrôle moteur du tronc est donc une tâche très complexe en raison des nombreuses possibilités de mouvements et les nombreux muscles pouvant les créer.

Une étude (Preuss et Fung, 2008) confirme le rôle du tronc dans le maintien de l'équilibre corporel lors des postures verticales. C'est en effet grâce à cette condition unique que certains mouvements peuvent être réalisés. D'après une autre étude (McGill et al., 2003), les muscles du tronc sont également responsables de la stabilité des articulations spinales. Ils exercent donc une protection pour la colonne vertébrale en lui permettant de supporter les charges sans douleur ni dommages éventuels sur des tissus lors de mouvements anormaux. Enfin, la tête, les bras et le tronc représentent une masse considérable en position debout. À cela s'ajoute encore leur position élevée. Tous ces éléments relèvent la nécessité d'exercer un contrôle précis des mouvements du tronc afin d'établir des postures verticales ou créer des déplacements souhaités.

L'importance du fonctionnement du tronc dans les mouvements quotidiens et plus spécialement lors de la pratique du sport représente la motivation première de cette étude pour s'intéresser à cette partie du corps.

2. Introduction à la problématique

2.1. Électromyographie : EMG

2.1.1. Définition de l'EMG

L'électromyographie, abrégée EMG, est une technique expérimentale liée au développement, à l'enregistrement et à l'analyse de signaux électriques. Ces signaux électriques ou myoélectriques proviennent des variations de l'état des membranes des fibres musculaires, autrement dit, sont des résultats de l'activité musculaire. Selon Basmajian et De Luca (1985), l'EMG est donc « *l'étude de la fonction musculaire à travers l'examen des signaux électriques des muscles* » (cf. Fig. 1).

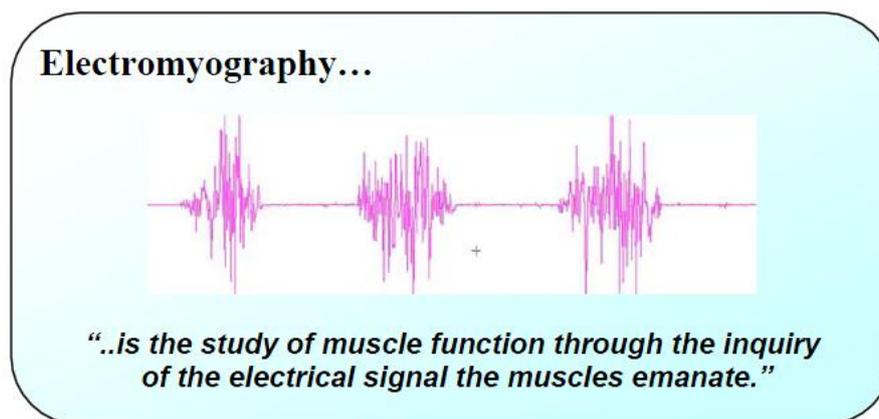


Fig. 1 : Définition de l'EMG selon Basmajian et De Luca (1985).

Il existe cependant deux sortes d'électromyographie. Tout d'abord, l'EMG neurologique est une méthode dite classique. Elle analyse, lors de positions statiques, des réponses musculaires artificielles, c'est-à-dire qui sont dues à une stimulation électrique externe au corps humain. En revanche, l'EMG kinésiologique se concentre sur l'étude de l'activation neuromusculaire des muscles lors de tâches posturales, de mouvements fonctionnels ou de conditions de travail ou d'entraînement.

2.1.2. Utilités de l'EMG

L'électromyographie kinésiologique connaît deux différents buts à son utilisation. Tout d'abord, elle permet de déterminer sur un être vivant quels muscles sont en activité lors de divers exercices ou mouvements. Ensuite, une fois les activités musculaires repérées, L'EMG permet également de les quantifier. Elle est donc considérée comme un outil efficace d'évaluation dans quatre domaines principaux (Konrad, 2005).

- 1) La recherche médicale en est le premier. Cela concerne principalement la chirurgie, l'orthopédie et la neurologie fonctionnelle. L'analyse de la marche et des postures fait également partie de ce premier domaine. L'EMG fournit des informations utiles pour la compréhension du fonctionnement des muscles et contribue à l'élaboration de techniques ou de matériaux médicaux.
- 2) Le domaine suivant est lié au premier. Il s'agit de la réhabilitation. L'électromyographie permet d'évaluer la récupération de l'activité musculaire après un accident ou une opération chirurgicale. Elle est donc une aide précieuse dans le déroulement des thérapies physiques ou neurologiques.
- 3) Un autre aspect touché par l'utilité de l'EMG est l'ergonomie. Ce terme comprend évidemment la notion de prévention aux éventuels risques et dommages. Le rôle de l'EMG dans ce domaine est de renseigner sur l'interaction entre le corps humain et divers produits industriels ainsi que d'améliorer par exemple les conditions de travail.
- 4) Enfin, le dernier domaine concerne les sciences du sport. Le but principal ici est de pouvoir atteindre les meilleures performances en tenant compte de l'activité musculaire. La biomécanique, l'analyse des mouvements, l'entraînement de la force et aussi la réhabilitation sportive peuvent être améliorés par les informations provenant de l'électromyographie.

2.1.3. Techniques de mesure EMG

Il y a deux techniques pour effectuer une électromyographie, l'EMG élémentaire et l'EMG de surface ou globale.

L'EMG élémentaire est une méthode de mesure invasive qui consiste à placer des aiguilles ou des fils fins directement dans le muscle concerné. De par son implantation directe, cette tech-

nique de recherche clinique permet d'apprécier les variations d'activité du muscle de manière très précise. De plus, elle peut mesurer l'activation de muscles situés non seulement en surface mais également de fibres musculaires plus profondes.

En revanche, le fait que cette méthode soit invasive implique certaines douleurs lors de l'implantation des électrodes. De plus, seuls les médecins sont autorisés à utiliser cette méthode. Ensuite, l'EMG élémentaire suppose également la mesure d'une seule unité motrice, même si en principe elle en mesure plusieurs à la fois. Mais dans les deux cas, cette méthode n'est pas représentative pour le muscle entier.

Contrairement à la première méthode, L'électromyographie de surface se limite à une mesure, comme son nom l'indique, en surface. Pour cela, elle nécessite la pose d'électrodes adhésives sur la surface de la peau au-dessus des muscles cibles. Cette méthode non invasive a plutôt une utilisation de recherche appliquée et non pas clinique. Elle a l'avantage de ne pas être douloureuse et de renseigner sur une activité « plus » globale du muscle, c'est-à-dire qu'elle ne se limite pas à quelques unités motrices mais qu'elle prend en compte un plus grand volume de mesure.

Par contre, comme l'électrode n'est pas implantée directement dans le muscle mais posée sur la peau, il y a un risque de capter les signaux électriques des muscles avoisinants et non pas seulement ceux du muscle cible. Cette tendance appelée « cross talk » peut fausser les résultats. De plus, cette technique ne permet d'étudier que l'activité des muscles superficiels et requiert une importante rigueur dans les mesures et la préparation. En effet, tout ce qui se situe entre l'électrode et la peau – comme d'éventuels corps étrangers, des cellules mortes, des poils ou de la transpiration – risque d'altérer les signaux électriques. Il faut donc réduire au maximum tous ces artéfacts de la peau afin d'obtenir un signal EMG optimal. De plus, le tissu biologique (peau, graisse, etc.) entre l'électrode et le muscle est considéré comme un conducteur de volume qui détermine les caractéristiques des signaux électriques (amplitude, fréquence). La présence de tissu biologique agit en quelque sorte comme un filtrage passe-bas temporel (Staudenmann et al., 2010). Cette méthode n'est donc en principe pas utilisée sur une personne ou une partie du corps qui présente une forte couche de graisse. La distance entre l'électrode et le muscle cible a une relation inverse avec l'amplitude du signal (Staudenmann et al., 2010). Plus il y a de graisse, plus l'amplitude du signal diminue.

Mais il y a encore certains détails secondaires qui sont capables de contaminer le signal. En effet, les caractéristiques de la pièce dans laquelle se déroulent les tests peuvent également jouer un rôle négatif. Par exemple, l'humidité ambiante peut faire varier la conductivité de la

peau. Les différents bruits électroniques (équipement de mesure ou d'enregistrement) ou ambiants (télévision, radio, lumières, néons, etc.) sont aussi néfastes.¹

L'électromyographie de surface est plus précise lors d'exercices statiques. Lors de grands mouvements du corps, la partie de peau qui se trouve initialement juste au-dessus du muscle cible peut légèrement se décaler. Les électrodes ne se trouvant plus constamment sur le muscle, le signal connaît des pertes et devient irrégulier (cf. Fig. 2). Aussi, lors de certains mouvements, la peau peut se replier sur elle-même, formant ainsi une couche plus épaisse entre l'électrode et le muscle. À nouveau, il y a un risque de diminution du signal.

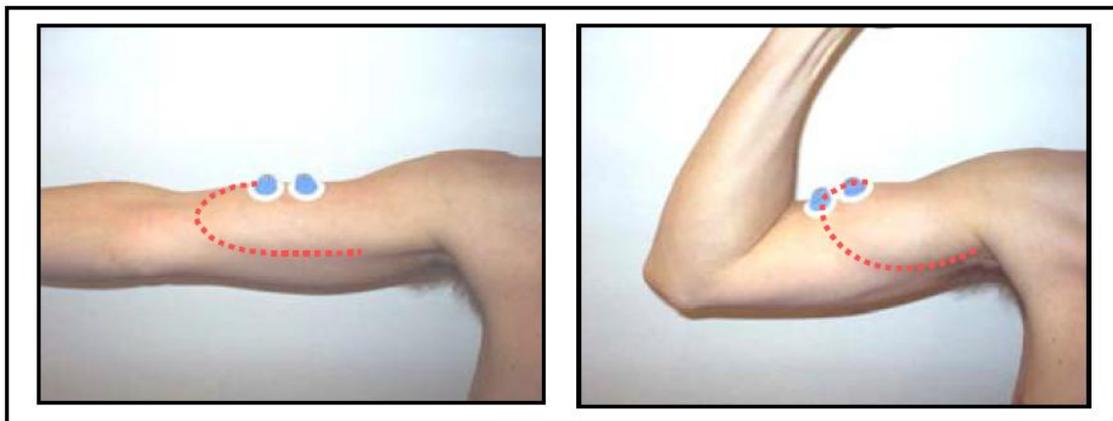


Fig. 2 : Illustration du déplacement du muscle par rapport aux électrodes. Lors de la contraction (image de droite), l'électrode de gauche a quitté la partie active du muscle.

2.1.4. Électrodes de surface

De par leur caractère non invasif et leurs nombreuses limitations, les électrodes de surface nécessitent une certaine rigueur dans leur pose sur la peau. En effet, il y a plusieurs règles à respecter.

Il faut tout d'abord préparer la peau. La première étape consiste à enlever les poils (rasoir) et les couches mortes d'épiderme (éventuellement papier ponce). Cela permet d'améliorer l'adhésion des électrodes. Il faut ensuite nettoyer la peau avec un produit à base d'alcool et laisser sécher.

Concernant le choix des électrodes, il est judicieux d'utiliser de petites électrodes afin d'augmenter la sélectivité des mesures. On a ainsi moins de risques d'obtenir l'effet « cross talk ». Ensuite, pour parvenir aux meilleures valeurs d'impédance (rapport entre la différence

¹ Source : http://robin.candau.free.fr/M1%20UE1-E3.1_Morana.pdf, consulté le 10 décembre 2012.

de potentiel aux bornes d'un circuit et le courant qui traverse ce circuit), il est également recommandé de choisir des électrodes avec gel. Celles-ci utilisent un gel électrolytique comme interface chimique entre la peau et la partie métallique de l'électrode. Cela permet de diminuer le bruit électrique durant la mesure en comparaison avec les électrodes sèches (contact direct avec la peau).

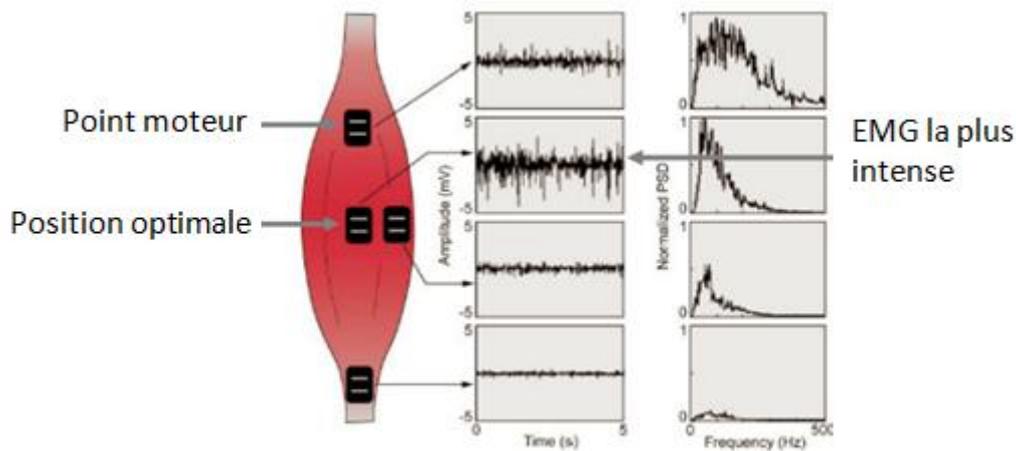


Fig. 3 : Illustration de la position d'une électrode en fonction du muscle.

Les électrodes se placent généralement au milieu du corps musculaire (cf. Fig. 3) et de manière parallèle aux fibres musculaires. Il faut également s'assurer que l'électrode reste sur la partie active du muscle même lors de sa contraction (rétrécissement). En revanche, il ne faut jamais les poser sur ou à côté de l'insertion tendineuse du muscle, ni sur les « points moteurs », c'est-à-dire les zones d'innervation du muscle. Dans ces zones, les potentiels d'actions se déplacent dans les deux sens, ce qui affaiblit voire même annihile les signaux EMG. Enfin, pour éviter certains artefacts de mouvement, les fils doivent être immobilisés sur la peau. Cela minimise également le risque que l'électrode se décolle de la peau.

En raison de leur position superficielle, l'activité de la plupart des muscles des membres et du tronc peut être mesurée grâce à une électromyographie de surface. La figure suivante (cf. Fig. 4) dévoile une sélection de muscles qui ont été typiquement ciblés lors de recherches kinésiologiques.

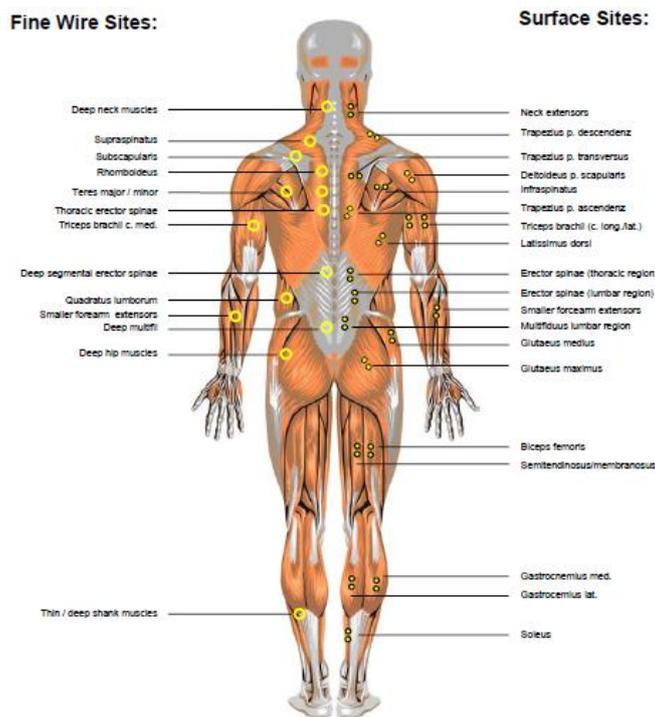
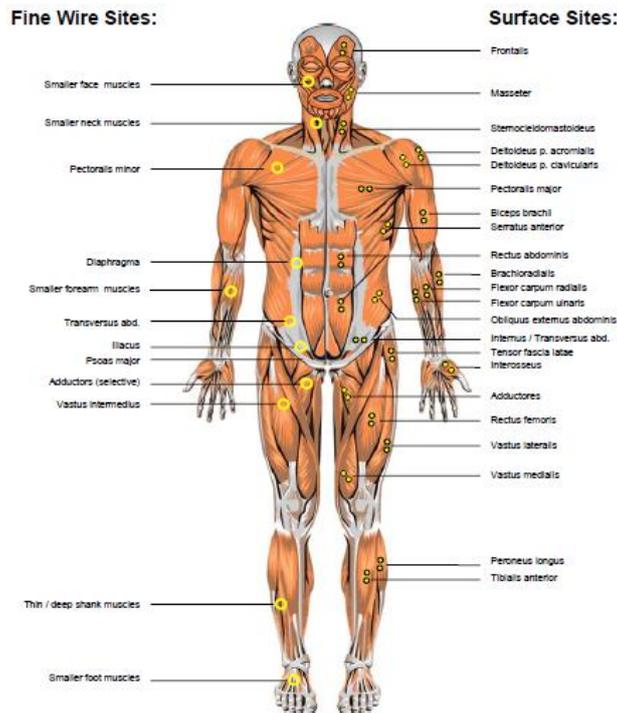


Fig. 4 : Vue frontale et dorsale des positions anatomiques des sites d'électrodes.

Une fois les électrodes posées sur les muscles cibles, il faut encore placer une électrode neutre de référence (patient ground) sur une aire proche des autres électrodes, mais dépourvue d'une grande conductivité électrique. Par exemple, des aires osseuses comme le processus épineux, la crête iliaque, le front ou le tibia sont des régions capables d'accueillir l'électrode de référence. Même si la région choisie est électriquement neutre, elle nécessite cependant la même préparation de la peau (rasage, nettoyage).

2.1.5. Résultats de l'EMG de surface

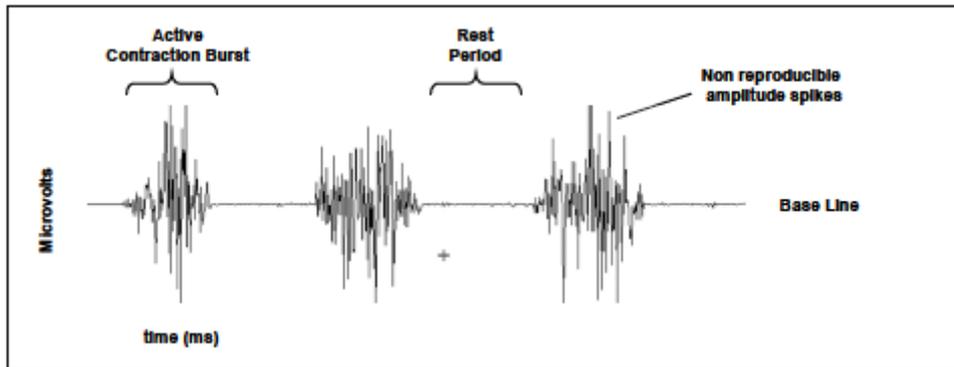


Fig. 5 : Enregistrement « brut » d'une EMG de surface de trois contractions du biceps brachial.

Les signaux électriques des muscles transitent par plusieurs appareils avant de pouvoir être traités. Tout d'abord, ils sont recueillis par les électrodes qui les transmettent via les câbles à la station sur laquelle ils sont branchés. Cette station est en fait un appareil amplificateur de données qui amplifie et modifie les signaux (analogique → digital). Ceux-ci sont ensuite transmis sur l'ordinateur qui peut les lire grâce à certains programmes adaptés.

Les signaux électriques apparaissent alors sous la forme d'une courbe représentant des microvolts en fonction du temps (cf. Fig. 5). Lorsque le muscle est au repos, cette courbe quasiment plate, ne subissant que quelques oscillations minimales, est appelée « ligne de base ». Elle illustre donc l'activité musculaire de base, c'est-à-dire celle qui est uniquement due au tonus musculaire et non pas à des contractions volontaires. En revanche, lorsqu'il y a contraction, ces oscillations deviennent importantes en raison de la transmission de nombreux potentiels d'actions. La taille des oscillations est proportionnelle à la force de contraction. En effet, plus la contraction s'intensifie, plus les oscillations s'agrandissent. À l'inverse, elles diminuent lorsque la force baisse.

2.2. Muscles superficiels du tronc lombaire

Le tronc du corps humain se compose d'une grande quantité de muscles. Ceux-ci sont organisés en différentes couches. Voici les principaux muscles dont l'activité peut se mesurer en surface.

Le premier est le principal muscle de la partie antérieure de l'abdomen. Il s'agit du grand droit de l'abdomen (« rectus abdominis » : RA) (cf. Fig. 6). Son origine est située sur les cinquiè-

me, sixième et septième cartilages costaux ainsi que sur le processus xiphoïde. Il va ensuite s'insérer sur l'extrémité supérieure du pubis. Il ressemble dans sa forme à un large bandeau se composant de deux parties latérales (gauche et droite) séparées par la ligne blanche (« linea alba »). Dans sa longueur en revanche, des intersections tendineuses le divisent en quatre parties distinctes.

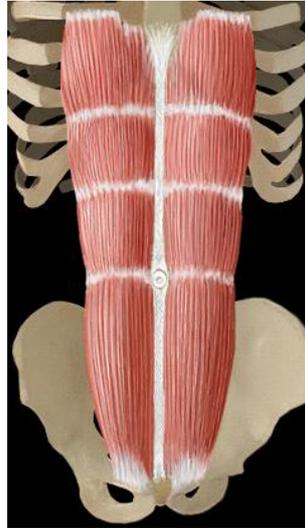


Fig. 6 : Muscle grand droit de l'abdomen (« rectus abdominis » : RA).

La contraction du RA entraîne la flexion du thorax et de la colonne lombaire sur le bassin ou à l'inverse la flexion du bassin sur le thorax. Cela dépend du point de fixation du corps. De plus, par sa contraction, il peut soit abaisser les côtes et participer à l'expiration, soit compresser les viscères et favoriser les vomissements ou le transit intestinal.

Le muscle suivant est le muscle oblique externe de l'abdomen (« obliquus externus abdominis » : OE) (cf. Fig. 7) qui compose la partie superficielle des muscles latéraux. De chaque côté, il part de la face externe des huit dernières côtes pour s'attacher partiellement sur la partie externe de la crête iliaque. Le reste forme une aponévrose servant de gaine au RA. Le muscle forme une vaste lame musculaire en position oblique.

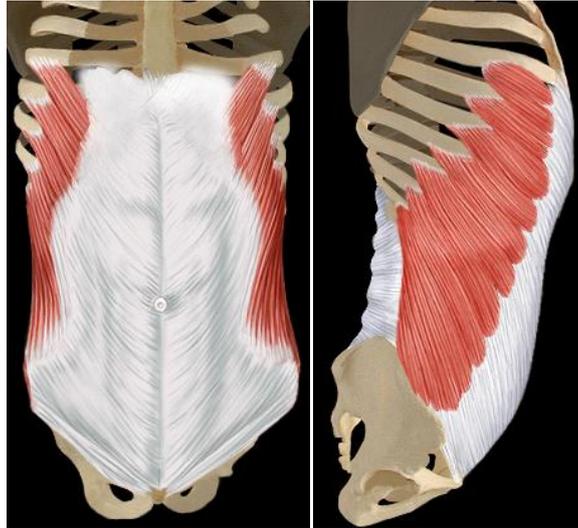


Fig. 7 : Muscles obliques externes de l'abdomen (« obliquus externus abdominis » : OE).

La contraction symétrique des OE effectue le même travail que celle du RA, à savoir la flexion de la colonne lombaire, la participation à l'expiration par abaissement des côtes et la favorisation des vomissements et du transit intestinal par compression des viscères. Mais la contraction d'un seul OE provoque une inclinaison de la colonne vertébrale de son côté et la rotation du thorax vers le côté opposé.

Ensuite, cette étude prend également en compte les muscles obliques internes de l'abdomen (« obliquus internus abdominis » : OI) (cf. Fig. 8). Ce muscle possède trois origines : le processus épineux des vertèbres lombaires, la ligne intermédiaire de la crête iliaque et le ligament inguinal. Il se rattache ensuite sur les trois derniers cartilages costaux et contribue également à la gaine du RA. L'OI est situé sous le muscle OE.

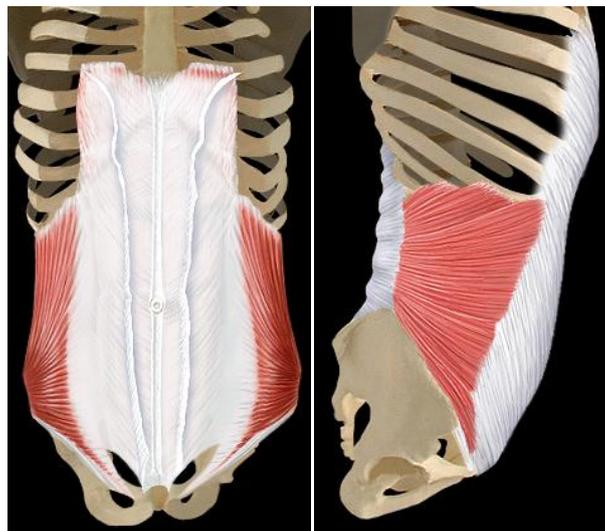


Fig. 8 : Muscles obliques internes de l'abdomen (« obliquus internus abdominis » : OI).

Comme les deux précédents, les muscles OI, lorsqu'ils se contractent de manière symétrique, provoquent une flexion de la colonne lombaire. Ils peuvent également abaisser les côtes (respiration) et compresser les viscères (vomissement, transit intestinal). Un muscle OI seul incline la colonne vertébrale de son côté.

Dans la partie postérieure du tronc sur un plan superficiel se trouve le grand dorsal (« latissimus dorsi ») (cf. Fig. 9). À son origine, il forme une large aponévrose s'attachant sur les processus épineux des six dernières vertèbres thoraciques et sur les vertèbres lombaires ainsi que sur la crête sacrale et la crête iliaque. Sa terminaison se situe sur l'humérus.

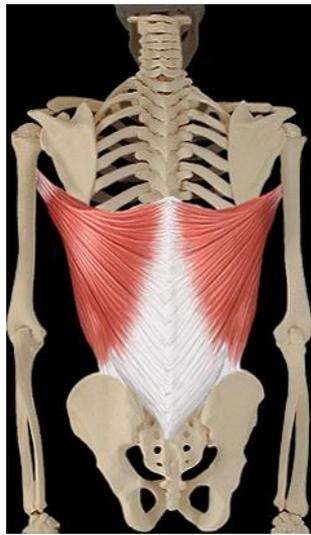


Fig. 9 : Muscle grand dorsal (« latissimus dorsi »).

Sa contraction implique l'adduction, l'extension et l'endorotation du bras.

Juste en dessous de l'aponévrose du grand dorsal, on retrouve le grand muscle érecteur du rachis (« erector spinae » : ES) (cf. Fig. 10). Ce muscle est en fait un ensemble important de plusieurs muscles reliant le bassin au crâne.

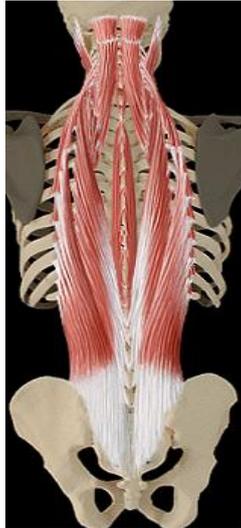


Fig. 10 : Grand muscle érecteur du rachis (« erector spinae » : ES).

Si le muscle se contracte dans son ensemble et de manière symétrique, cela provoque une extension de la colonne vertébrale. Si la contraction se fait uniquement d'un côté, la colonne vertébrale est inclinée de ce côté ou cela peut également en provoquer la rotation.

2.3. Travail indépendant des muscles

En 1997, P. W. Hodges et C. A. Richardson réalisent une étude portant sur le travail des muscles du tronc lors de mouvement rapides des membres supérieurs : « *Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement.* » (Hodges et Richardson, 1997). Pour cela, ils utilisent quinze sujets sur lesquels ils vont relever l'activité musculaire à l'aide d'une électromyographie. Ils posent donc deux types d'électrodes en fonction des régions ciblées. Le muscle abdominal transverse (TrA), le muscle abdominal oblique interne (OI) et le muscle abdominal oblique externe (OE) sont des sites mesurés par des électrodes invasives, c'est-à-dire implantées à l'intérieur des fibres musculaires. Ensuite, ce sont des électrodes de surface qui enregistrent l'activité du grand droit de l'abdomen (RA) et le multifide lombaire (MF). Le travail du muscle responsable de l'initiation des mouvements du bras, le deltoïde, est également analysé.

Les sujets doivent se tenir debout dans une position relâchée et ont trois types de mouvements unilatéraux à effectuer avec l'épaule droite. En réaction à un stimulus visuel, ils doivent réaliser le plus rapidement possible une flexion, une extension ou une abduction. Il y a dix répétitions dans chacune des directions.

L'hypothèse de cette étude insiste sur le fait que la contraction du TrA est liée au contrôle de la stabilité du tronc, mais que celle-ci ne dépend pas de l'exigence d'un contrôle du centre de gravité dans une direction spécifique.

« It is postulated that the non-direction-specific contraction of TrA may be related to the control of trunk stability independant of the requirement for direction-specific control of the centre of gravity in relation to the base of support. » (Hodges et Richardson, 1997).

Le mouvement d'un membre s'accompagne toujours de forces réactives dans le reste du corps, plus particulièrement dans la région du tronc. Ces forces agissent sur la colonne vertébrale d'une manière égale et opposée à celles que produisent les muscles responsables du mouvement. Le rôle de cette réaction est tout simplement d'assurer la stabilité de la colonne vertébrale. Cela permet également de lui éviter un effet compressif dû aux charges ou de microtraumatismes importants, d'où l'importance de contrôler musculairement le tronc lors de mouvement des membres.

Dans ce sens, lorsqu'on bouge un membre, certains muscles éloignés du membre concerné exercent une activité souvent initiée avant le mouvement lui-même. C'est le cas notamment dans le tronc. Cette action vise à préparer le corps aux perturbations dues aux déplacements du centre de gravité (Belen'kii et al., 1967). Mais ce n'est pas tout. Elle a aussi pour but d'anticiper les forces réactives affectant les parties proches du membre en mouvement.

Le tronc étant la partie centrale du corps, il est donc primordial de pouvoir le stabiliser lors de n'importe quel type de déplacement. Cela permet d'une part de contrôler au mieux tous les mouvements, mais aussi de protéger et stabiliser la colonne vertébrale. Tous les muscles du tronc jouent un rôle dans cette fonction. En outre, des études antérieures à celle de P. W. Hodges et C. A. Richardson (Cresswell et al., 1992 et 1994) apportent des preuves de l'implication importante du muscle TrA dans cette stabilisation. En alternant des exercices de flexion et d'extension du tronc, la première des deux études (Cresswell et al., 1992) met en évidence une activité plus ou moins continue du TrA. Ensuite, la deuxième (Cresswell et al., 1994) prouve que si un poids est soudain ajouté au niveau des épaules du participant, les muscles du tronc réagissent à cette charge, mais le muscle TrA se contracte avant tous les autres. De plus, cette contraction est encore plus rapide et anticipe l'arrivée de la charge si les sujets l'ajoutent eux-mêmes. Cela permet donc une augmentation de la stabilité du tronc en vue de la charge à venir.

Cette étude (Hodges et Richardson, 1997) obtient des résultats quelque peu variés en fonction des directions des mouvements des bras. Tout de même, certaines informations intéressantes en ressortent. Contrairement aux autres muscles du tronc analysés, le muscle TrA est le seul à s'activer avant le deltoïde pour chacune des directions. En effet, peu importe que ce soit une flexion, une extension ou une abduction, l'activation de ce dernier précède celle du deltoïde et de ses muscles voisins. Ensuite, le temps de latence de son activation pour les trois types de mouvements dévoile de petites différences, mais celles-ci ne sont pas statistiquement significatives. Cela implique donc que le muscle TrA démarre sa contraction de la même manière même si la direction change.

En résumé, le muscle TrA travaille indépendamment des autres muscles du tronc. Lors d'un mouvement du bras, le muscle abdominal le plus profond (TrA) est celui qui anticipe au mieux la contraction des muscles responsables du mouvement des bras (deltoïde). Il effectue cette manœuvre par une contraction précédant celle des autres muscles du tronc, contraction qui n'est pas influencée par les forces réactives dues aux différences de mouvement des bras.

2.4. Changements d'activation des muscles abdominaux

En 2011, Francisco Vera-Garcia, Janice M. Moreside, Stuart M. McGill réalisent une étude appelée : « *Abdominal muscle activation changes if the purpose is to control pelvis motion or thorax motion* » (Vera-Garcia et al., 2011). L'intérêt principal de cette recherche est donc de comparer ces deux types de mouvements cités ci-dessus et, plus précisément analyser les types de recrutements des fibres dans les muscles du tronc pour chacun. La comparaison des mouvements thoraciques ou pelviens est établie dans les plans horizontal, sagittal et transverse. Contrairement à de précédentes études électromyographiques (position couchée, semi-couchée), celle-ci vise à comparer l'activation des muscles du tronc pour des mouvements thoraciques et pelviens dans la position debout.

« *The aim of this study was to compare muscle activation patterns of the abdominal wall and LD as well as lumbar spine kinematics in upright standing, when the motion is driven from the pelvis or from the thorax.* » (Vera-Garcia et al., 2011).

L'hypothèse de cette recherche est qu'il y aurait des différences dans la mesure EMG lors des exercices initiés du bassin ou du thorax. Pour cela, les neuf participantes doivent effectuer en position debout 4 mouvements thoraciques (haut du corps mobile / bassin immobile) et pel-

viens (bassin mobile / haut du corps immobile) et 4 exercices de musculation avec une pause de deux minutes entre chacun (éviter fatigue) :

- rotations thoraciques et pelviennes dans le plan horizontal.
- inclinaisons antérieures-postérieures du thorax et du bassin dans le plan sagittal.
- inclinaisons médiales-latérales du thorax et du bassin dans le plan transverse.
- cercles thoraciques et pelviens dans le plan horizontal.
- curl-up conventionnel (thorax).
- curl-up inverse (bassin).
- curl-up croisé (thorax).
- curl-up inverse croisé (bassin).

Les résultats sont les suivants pour la position debout. Les muscles obliques interne et externe ont des niveaux moyens d'activation supérieurs lorsque que le mouvement est initié du bassin pour tous les types d'exercices. Inversement, les rotations et les inclinaisons antérieures-postérieures activent plus fortement le grand dorsal lors des mouvements thoraciques. En revanche, le grand droit de l'abdomen (parties inférieure et supérieure) ne montre aucune différence statistique. Les résultats sont identiques pour l'analyse de l'activation maximale.

Pour la position couchée, il n'y a pas de différence statistique pour les activations des muscles obliques. Il en est de même pour la partie supérieure du grand droit et pour le grand dorsal. Seule la partie inférieure du grand droit se différencie et est plus active lors des mouvements thoraciques par rapport aux mouvements pelviens.

Dans cette étude, il faut tenir compte du fait que les sujets sont des spécialistes de la danse et qu'ils ont une facilité à isoler les mouvements du tronc et du bassin. Tout de même, il y a des variations dans les niveaux d'activation musculaire et dans l'amplitude du déplacement de la partie lombaire de la colonne vertébrale en fonction d'où le mouvement est initié, c'est-à-dire à partir du thorax ou du bassin.

2.5. Buts et hypothèses de la recherche

Le but de cette recherche est donc de comparer les activations des muscles de la partie lombaire du tronc lors de tâches diverses. Est-ce que l'entier de chaque muscle travaille d'une manière homogène ? Ou y a-t-il au contraire une différence dans l'activation des diverses parties (gauche-droite, haut-bas) à l'intérieur d'un même muscle ?

La supposition suivante est donc faite : certains exercices symétriques ou effectués dans l'axe du corps devraient montrer des mesures EMG plus homogènes sur la largeur que ceux qui impliquent une rotation. Ensuite, sur la longueur, les exercices dont le mouvement correspond à une flexion ou une extension devraient provoquer un travail différencié de la part des régions proximales et distales des muscles.

Le but de ce travail de Master est donc vérifier cela en utilisant des exercices de musculation provenant de plusieurs types (flexion, extension et rotation) et voir si les muscles travaillent de manière homogène dans deux axes différents. Tout d'abord, la comparaison se fera en largeur, c'est-à-dire sur les parties gauche et droite du tronc à des hauteurs correspondantes. En réalisant une symétrie axiale sur la disposition des électrodes, les capteurs de la partie gauche sont groupés et confrontés à leurs correspondants groupés également sur l'autre région. Ensuite, la recherche s'intéressera aux muscles sur leur longueur en mettant en relation le travail des extrémités d'un muscle, c'est-à-dire celui de la partie supérieure avec celui de la partie inférieure, et ceci pour chaque côté.

3. Méthode

3.1. Participants

L'intérêt de cette étude est basé sur le fonctionnement normal du corps humain, c'est-à-dire le fonctionnement d'une personne en bonne santé physique qui ne présente aucune maladie, ni blessure ou malformation pouvant affecter les performances sportives. Par exemple, les sujets ne doivent pas avoir de douleurs car cela pourrait influencer directement leurs performances lors des exercices de musculation du tronc en raison d'adaptations dues à cette douleur (Hodges et Tucker, 2009).

De plus, les sujets doivent être des sportifs entre 20 et 30 ans présentant une silhouette fine et sportive qui permet de distinguer les muscles en surface sans qu'ils ne soient recouverts d'une trop forte couche graisseuse. Cela facilite d'une part leur repérage afin de définir les sites de mesure mais aussi un contact rapproché entre les électrodes et les muscles ciblés (EMG de surface) et donc une meilleure qualité des signaux électriques mesurés². De plus, ils doivent être capables de fournir des efforts intenses et d'effectuer les exercices de musculation choisis dans cette étude. Enfin, les participants sont uniquement masculins car il est plus facile d'atteindre les muscles du tronc chez un homme.

3.2. Description des exercices

L'expérience comprend six exercices à effectuer. Il s'agit de tâches de musculation du tronc réparties dans trois types de mouvements, à savoir la flexion, l'extension et la rotation. Ces exercices sont tous effectués de manière isométrique dans le cadre de cette expérience grâce à une résistance limitant le mouvement (cf. Fig. 11).

- 1) L'enroulement vertébral consiste à élever la tête et le tronc dans l'axe du corps à partir d'une position allongée sur le dos avec les jambes fléchies au sol et sans appui des mains (pieds posés à plat) ou surélevées.
- 2) L'enroulement vertébral croisé est une variante du premier où l'élévation de la tête et du tronc se fait vers les côtés (tête vers l'extérieur du genou).

² Source : http://robin.candau.free.fr/M1%20UE1-E3.1_Morana.pdf, consulté le 10 décembre 2012.

- 3) L'enroulement vertébral inverse correspond à une élévation du bassin depuis une position allongée sur le dos avec les jambes surélevées et avec appui des mains au sol.
- 4) L'extension dorsale consiste à élever la tête et le tronc sans l'aide des mains depuis une position couchée sur le ventre.
- 5) L'élévation des jambes se fait à partir d'une position couchée sur le ventre. Les jambes s'élèvent en restant tendues.
- 6) La rotation du tronc s'effectue en position assise avec les pieds posés à plat sur le sol et les bras tendus devant soi. Elle consiste à faire tourner le tronc, les épaules et les bras comme un seul bloc.

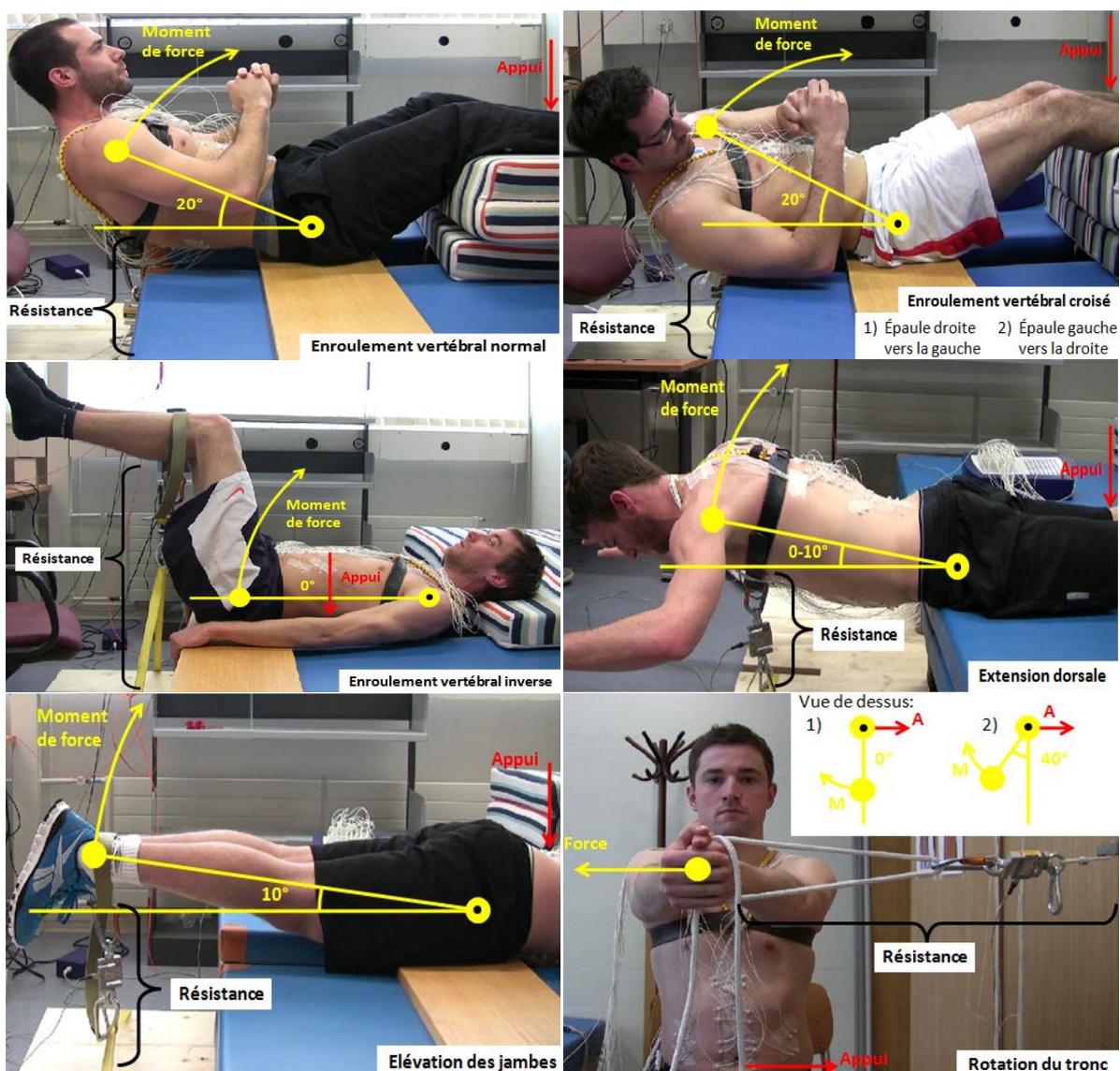


Fig. 11 : Illustration des six exercices isométriques. La flèche rouge indique direction de la force d'appui qui aide à produire le mouvement à l'extrémité opposée. Le cercle jaune pointé représente le centre de rotation du mouvement. Le cercle jaune simple indique la partie du corps effectuant le mouvement. La flèche (arc) jaune indique le moment de force.

3.3. Équipement de mesure



Fig. 12 : Capteur de force et boucles de fixation.

L'équipement de mesure se compose tout d'abord d'un capteur de force (FUTEK, LSB300, 200 lb, Californie, USA) (cf. Fig. 12). Il fonctionne par étirement et mesure la traction entre deux points, il donne ainsi la force émise pour exercer cette traction sans pour autant se déformer. Pour cela, le capteur de force doit être placé entre un point fixe et la personne réalisant la tâche (cf. Fig. 16). Avant de commencer les tests, l'appareil de force nécessite une mesure de calibration qui va permettre ensuite de transposer les résultats en « Newton » lors de l'analyse. Étant donné que cet appareil se retrouve dans des positions différentes (horizontale et verticale) lors des exercices, la force mesurée peut varier en fonction de l'attraction. Pour être le plus précis possible, la calibration se fait donc également dans des positions horizontales et verticales.

La mesure des signaux électriques s'effectue grâce à des microélectrodes (Medi Factory, NL). Ce sont de petits capteurs circulaires (1 cm de diamètre, partie métallique au centre : 2 mm) très sélectifs directement liés à un câble en carbone blindé d'une longueur de 2.5 m. Dans le cadre de cette expérience, les câbles sont branchés chacun sur un canal de l'amplificateur, ce qui représente un total de 44 canaux occupés sur la station.

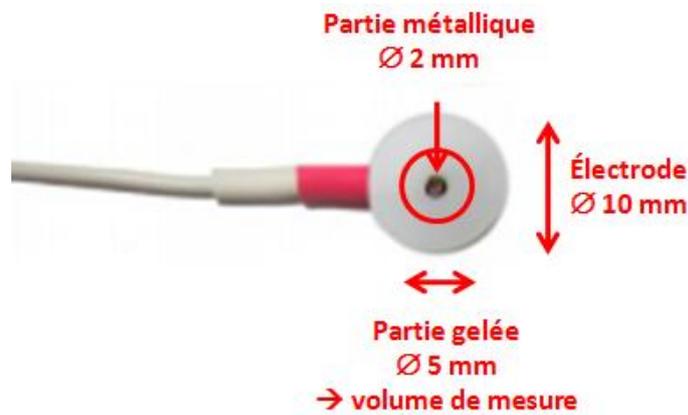


Fig. 13 : Microélectrode vue de dessous.

Les 44 microélectrodes (cf. Fig. 13) peuvent être mesurées grâce à une électrode de référence (patient ground : AMBU Blue Sensor P, P-00-S/50) posée sur une région électriquement neutre. C'est une électrode pré-gelée de plus grande taille (24 mm de diamètre) et recouverte par un plastique de protection.



Fig. 14 : Amplificateur de mesure EMG.

L'équipement comprend également un amplificateur (TMSi, Refa 136 canaux, Enschede, NL) (cf. Fig. 14) qui amplifie les signaux et les modifie (analogique → digital). Les 44 câbles provenant des électrodes se branchent sur cette station qui mesure des signaux unipolaires ainsi que des inputs auxiliaires comme la mesure de la force.

Les signaux provenant des électrodes et de l'amplificateur sont testés dans le logiciel « IMA-GO ». Ensuite, ce dernier enregistre les données mesurées en tant que « fichiers.bin ».

3.4. Équipement accessoire

Pour réaliser les exercices et intégrer les systèmes de mesure, le matériel accessoire suivant est utilisé. Comme certains exercices s'effectuent en position couchée et nécessitent la présence du capteur de force en dessous, il faut surélever l'endroit où les participants se positionnent grâce à une installation de support (cf. Fig. 15). Elle est composée de deux montages identiques posés côte à côte et espacés de 20-30 cm (selon la largeur du sujet) afin de permettre aux sujets de se coucher sans écraser les électrodes.

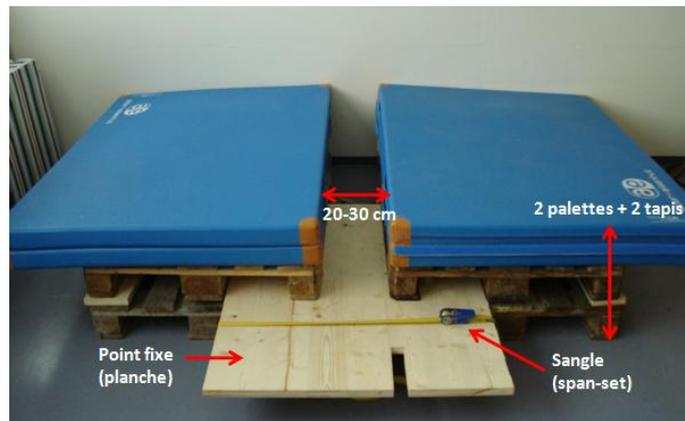


Fig. 15 : Installation de support.

Pour être utilisé, le capteur de force, muni de deux boucles, est fixé à la fois à un point d'attache fixe (planche, poignée) et à un point de fixation sur le sujet (ceinture, corde). Cette fixation permet également de limiter le mouvement du sujet. De plus, chaque exercice nécessite un équipement accessoire propre à sa disposition (cf. Fig. 16).

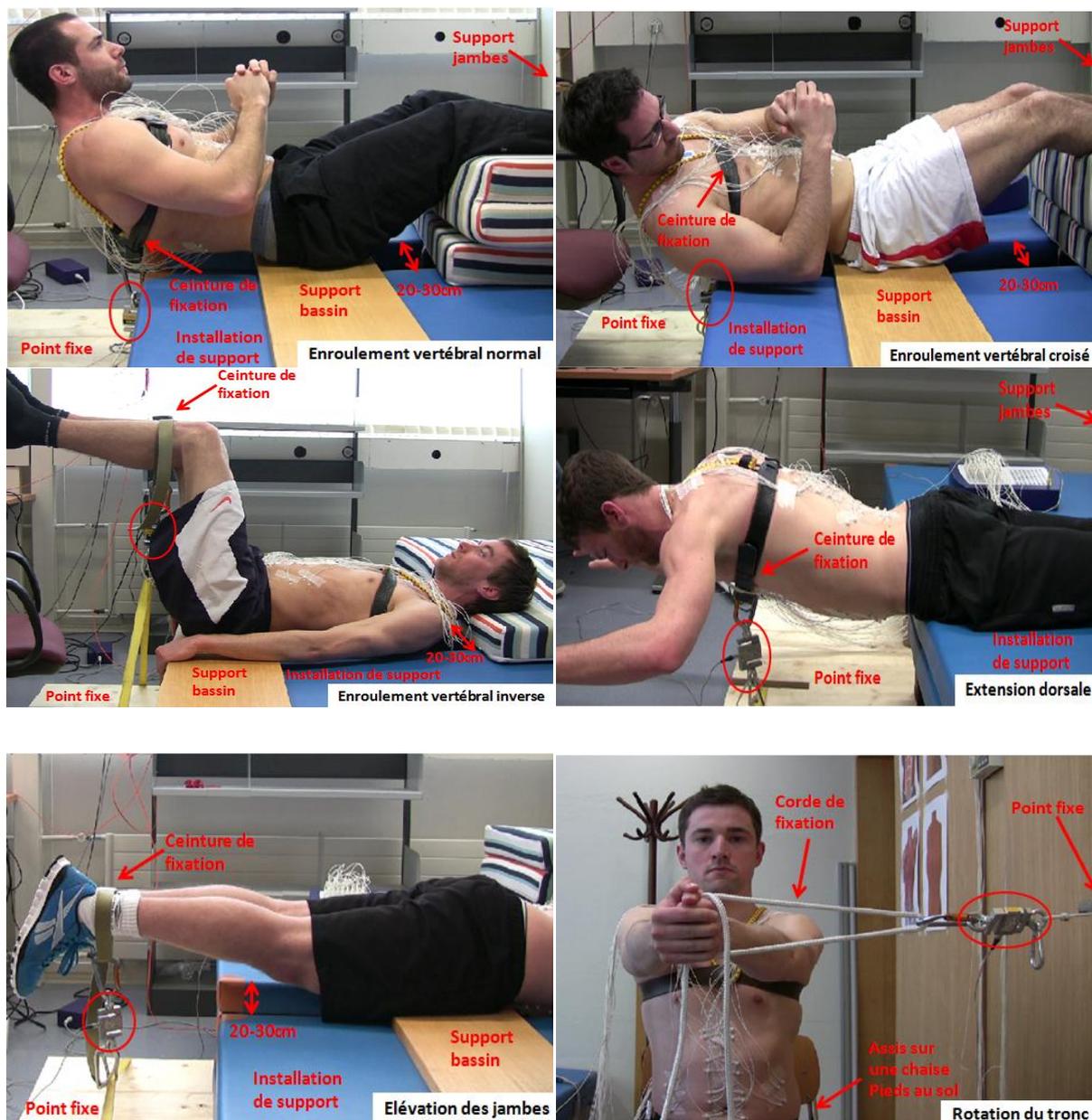


Fig. 16 : Equipement accessoire des différents exercices isométriques. Le cercle rouge indique la position du capteur de force positionné entre un point fixe et un point d'attache sur le sujet.

3.5. Expérience

Avant les tests, des mesures anthropométriques sont prises pour chaque sujet. Elles servent ensuite à la définition de l'amplitude des gestes à atteindre lors des exercices et donc à limiter les mouvements selon les caractéristiques corporelles de chaque sujet.

Il s'agit pour la première de la longueur des jambes qui prend en compte la distance de la hanche à la malléole (ex : élévation des jambes). La deuxième est la longueur du tronc mesu-

rée à partir de la septième vertèbre cervicale (C7) jusqu'à la dernière lombaire (L5) (ex : enroulement vertébral, extension dorsale).

Ensuite, les emplacements pour les électrodes doivent être rasés et la peau doit être nettoyée avec un produit à base d'alcool. On pose sur chaque électrode un adhésif, ainsi qu'une dose de gel (qualité conductrice) appliquée au centre de l'électrode sur la partie métallique (cf. Fig. 13) pour garantir une bonne conductibilité.

Dans le cadre de cette étude, la mesure EMG est effectuée par le biais de 22 paires d'électrodes de surface. Les électrodes sont disposées par paires et seuls les signaux bipolaires³ sont pris en compte. La partie antérieure ou ventrale compte 12 sites accueillant des paires de capteurs contre 10 pour la partie postérieure (cf. Fig. 17 et Fig. 18).

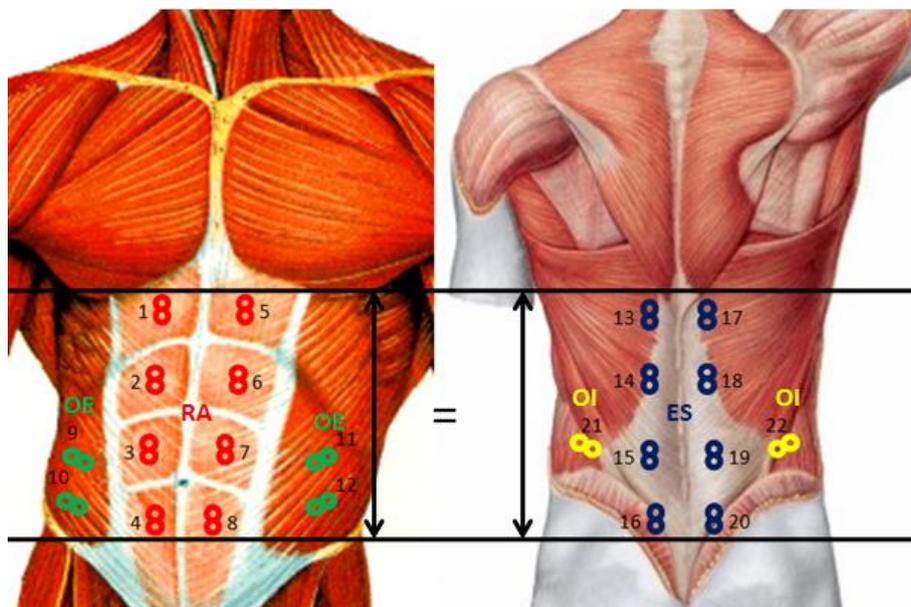


Fig. 17 : Pose des 22 paires d'électrodes sur les parties ventrale (gauche) et dorsale (droite). Les lignes horizontales indiquent que les électrodes des parties ventrale et dorsale sont disposées à la même hauteur et occupent le même espace.

Le muscle grand droit de l'abdomen (RA) recense 8 paires d'électrodes à raison de 4 par côté et 1 par partie. Les capteurs sont centrés sur leur fraction de muscle selon l'horizontale et la verticale. Ils sont placés environ à 5 cm de la ligne médiane du ventre.

L'activité des muscles abdominaux obliques externes (OE) est enregistrée par 2 paires d'électrodes de chaque côté. Ces dernières sont placées à une distance horizontale d'environ 10-12 cm par rapport au nombril. Les premiers en partant du haut se trouvent juste au-dessous des dernières côtes.

³ bipolaire = différence entre deux sites monopolaires.

Sur la partie dorsale, c'est à peu près la même disposition que sur la partie ventrale. On retrouve à nouveau deux groupes de 4 paires d'électrodes réparties de chaque côté le long de la colonne vertébrales suivant les muscles érecteurs du rachis (ES). Elles sont placées de manière symétrique, leur hauteur étant définie par celle des électrodes de devant (cf. Fig. 17-18).

Enfin, les parties latérales du dos sont uniquement recouvertes par 2 paires de capteurs, à savoir 1 de chaque côté. Ces électrodes visent l'activité du muscle abdominal oblique interne (OI) à son insertion sur le bassin. Elles se situent donc juste au-dessus de la crête iliaque et légèrement à l'extérieur de l'insertion du grand dorsal.

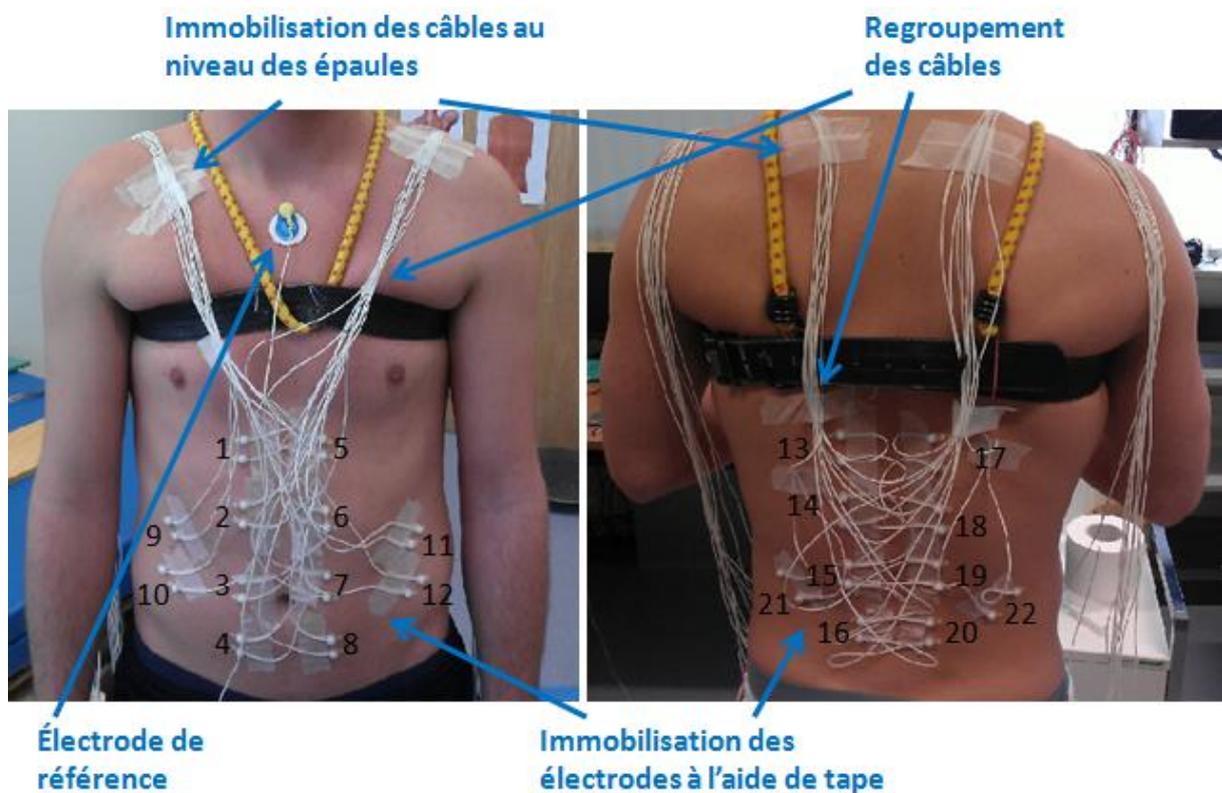


Fig. 18 : Sujets équipés des électrodes avec numérotation des 22 sites.

Durant la pose des électrodes sur le corps, il est nécessaire de contrôler non seulement leur adhérence, mais également leur bon fonctionnement, c'est-à-dire vérifier si elles transmettent correctement les signaux. De ce fait, les impédances de chaque capteur sont vérifiées.

3.5.1. Protocole d'expérience

Un protocole d'expérience précis permet de standardiser au mieux les modalités dans lesquelles les participants effectuent les épreuves, à savoir donner à chacun des conditions externes identiques afin de minimiser les éventuelles différences dues à des variations des conditions d'expérience.

Expérience :

- 1) Explication du déroulement de l'expérience.
- 2) Signature d'un document de droit et confidentialité par le sujet (cf. 8.1).
- 3) Explication des exercices.
- 4) Mesures anthropométriques.
- 5) Préparation du sujet (nettoyage de la peau, rasage) et pose des électrodes sur le corps.
- 6) Test d'impédance de l'EMG.
- 7) Calibration du capteur de force.
- 8) Exécution des 6 exercices.

Les exercices sont à effectuer de la manière suivante : les 5 premières tâches, qui sont des tâches de flexion et d'extension, sont faites dans un ordre différent (« randomised »⁴) pour chacun des participants. Le 6 (rotation) est toujours exécuté en dernier. De plus, chaque exercice contient deux parties distinctes, en premier une contraction à 100% de la force (MVC) et une deuxième à environ 50% de la force maximale (basée sur les sensations du sujet).

Les efforts durent environ 8-10 secondes et entre chaque exercice, il y a une pause de minimum 1 minute. Celle-ci peut augmenter jusqu'à une durée maximale de 2 minutes en raison du degré de fatigue du sujet.

⁴ Éviter des effets uniquement dus à l'ordre des exercices (influences d'un exercice sur le suivant).

3.6. Analyse

Les données sont analysées à l'aide de programmes écrits personnellement dans « MATLAB » (version 7.1.0.246, R14, 2005).

Seuls les fichiers des exercices réalisés à intensité moyenne sont pris en compte (contraction 50%). La première opération est une bipolarisation⁵ des 44 signaux monopolaires EMG provenant des 22 paires d'électrodes. Ensuite, on réalise un filtrage passe-haut (100Hz, Butterworth, first-order, bidirectionnel⁶). La fréquence est fixée à 100Hz afin d'éliminer la contamination par l'ECG (HP 50Hz) et d'améliorer l'extraction d'informations pertinentes (Staudenmann et al., 2007). On effectue ensuite une rectification à pleines ondes pour n'obtenir que des valeurs positives. Enfin, un filtrage passe-bas (1Hz, Butterworth, first-order, bidirectionnel) est réalisé. Les fichiers MVC correspondants sont traités exactement de la même manière et sont ensuite utilisés pour normaliser les signaux des contractions moyennes et les exprimer en pourcentage de la contraction volontaire maximale (%-MVC) (cf. Fig. 19 et Fig. 20).

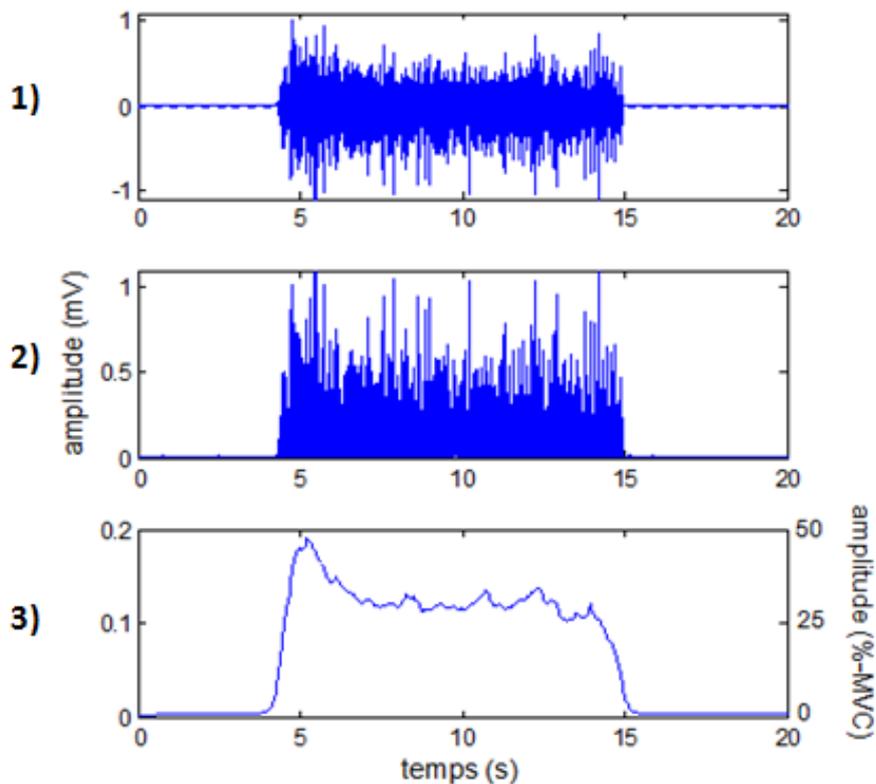


Fig. 19 : Traitement de l'EMG, enroulement vertébral normal, sujet 7. 1) filtrage passe-haut 2) rectification 3) filtrage passe-bas + normalisation (%-MVC).

⁵ Association des signaux provenant des 2 électrodes d'une même paire : signal 1 – signal 2 = signal bipolaire.

⁶ Filtrage bidirectionnel : filtrage dans les deux sens → « zero-phase filtering ».

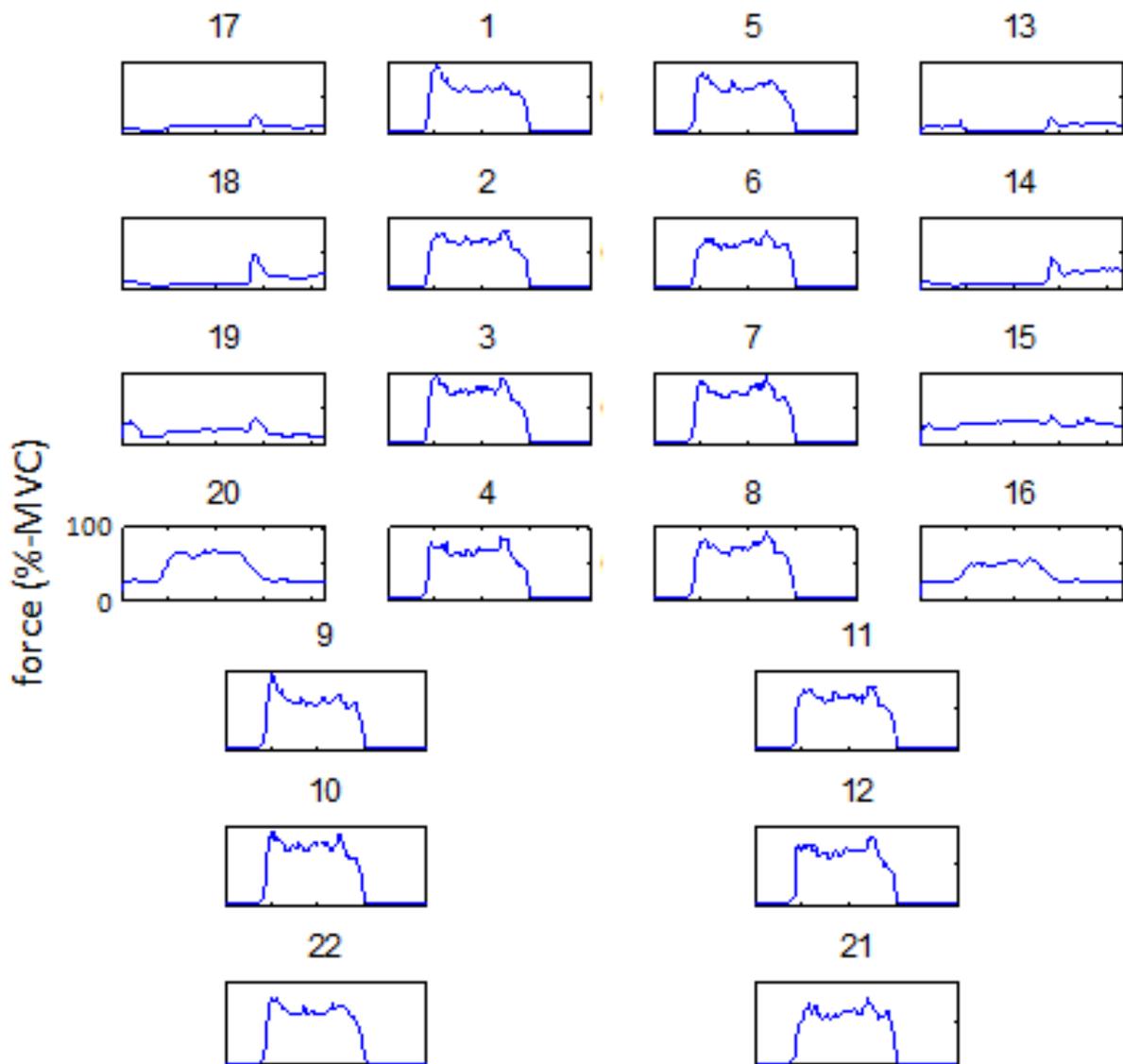


Fig. 20 : Amplitudes normalisées des 22 sites bipolaires, enroulement vertébral normal, sujet 7. La mesure comprend une phase de repos, l'exercice (contraction) puis à nouveau une phase de repos. 1 à 4 : RAD, 5 à 8 : RAG, 17 à 20 : ESd, 13 à 16 : ESg, 9-10-22 : OBd, 11-12-21 : OBg.

Les fichiers enregistrés lors de la mesure de calibration de la force sont uniquement filtrés avec un filtrage passe-bas (1 Hz, Butterworth, 1st order, bidirectional). Les valeurs moyennes des trois intervalles correspondant aux trois moments de la mesure (appareil posé sur le bureau, pendu dans le vide sans et avec un poids) sont ensuite calculées. Enfin, ces valeurs sont normalisées et transformées en « Newton ».

Les données du capteur de force permettent de définir l'intervalle sur la courbe de force qui sera pris en compte pour l'analyse. Il s'agit du plateau de contraction (moment de la contraction) (cf. Fig. 21).

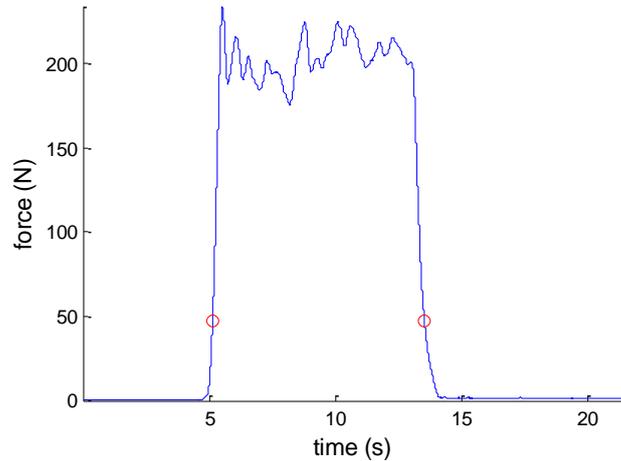


Fig. 21 : Délimitation du plateau de force (points rouges), enroulement vertébral normal, sujet 7.

3.6.1. Symétries latérale et proximale-distale

Symétrie latérale :

Pour l'analyse de la symétrie latérale, le choix est fait de comparer uniquement le travail global des parties droite et gauche d'un muscle. Pour 6 groupements de sites EMG (cf. Fig. 22), on calcule l'amplitude moyenne de la contraction (en prenant en compte les amplitudes de chaque site compris dans le groupe) sur toute la durée de la mesure enregistrée. On obtient alors une amplitude par groupe.

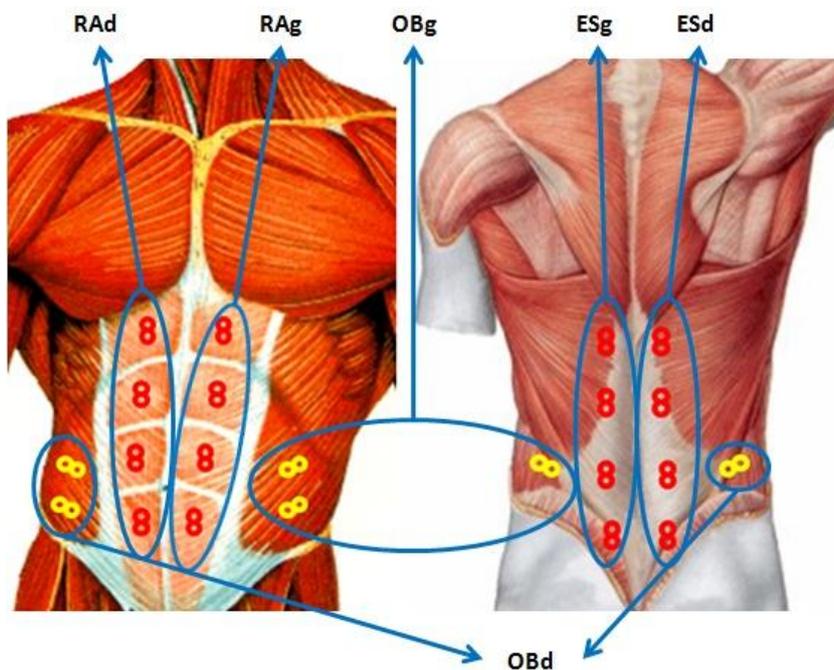


Fig. 22 : Groupements de sites bipolaires analysés (symétrie latérale).

Symétrie proximale-distale :

Pour la symétrie proximale-distale, on veut comparer l'activité des sites proximaux avec celle des sites distaux. Parmi les 22 sites, on ne sélectionne donc que les 12 sites situés aux extrémités proximales et distales des muscles mesurés (cf. fig. 23). À nouveau, on a une amplitude par site sélectionné.

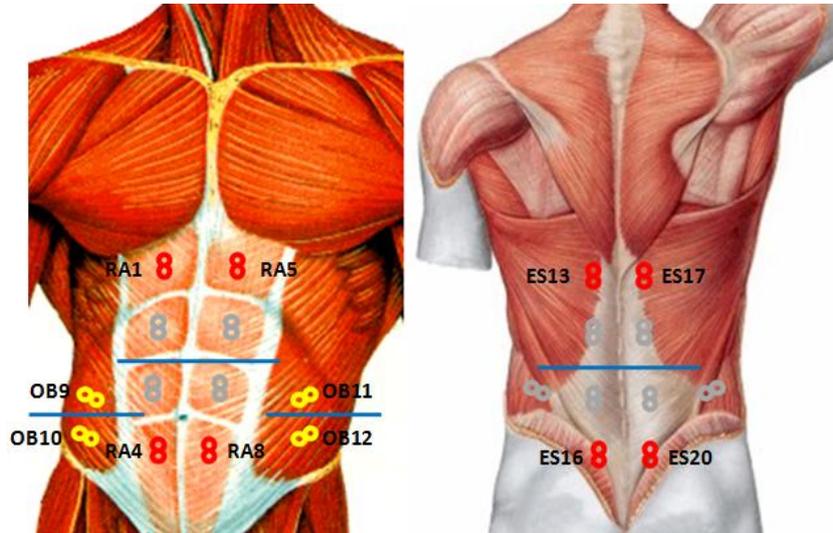


Fig. 23 : Sites EMG analysés (symétrie proximale-distale).

Détermination :

Avec ces amplitudes moyennes sélectionnées (latérale : 6 // proximale-distale : 12), on détermine alors une valeur représentative de la grandeur et une corrélation.

En premier lieu, on calcule une valeur représentant la contraction moyenne sur l'intervalle de temps correspondant au plateau de contraction pour chaque amplitude. On obtient alors une seule valeur moyenne par site ou groupe sélectionné. Cette valeur est exprimée en pourcentage par rapport à une contraction maximale (%-MVC).

Ensuite, on étudie la corrélation entre les amplitudes de chaque paire de sites ou de groupes à comparer. Elle représente le lien entre deux variables (ici les amplitudes). Pour cela, on calcule le coefficient de corrélation entre chaque variable. Il s'agit d'une mesure non paramétrique de la dépendance statistique entre deux variables, mesure comprise entre -1 et 1. Elle représente le degré avec lequel la relation entre les deux variables peut être décrite par une fonction monotone. Si les valeurs sont extrêmes (-1 et 1), une variable est une parfaite représentation monotone de l'autre et inversement. On sélectionne enfin les coefficients illustrant les paires qu'on veut comparer.

Pour la symétrie latérale :

- | | | |
|----------------|---------------|---------------|
| 1) RAd vs RAg. | 2) ESd vs ESg | 3) OBd vs OBg |
|----------------|---------------|---------------|

Pour la symétrie proximale-distale :

- | | | |
|---------------|-----------------|------------------|
| 1) RA1 vs RA4 | 5) OB9 vs OB10 | 9) ES17 vs ES20 |
| 2) RA5 vs RA8 | 6) OB11 vs OB12 | 10) ES13 vs ES16 |

3.7. Méthodes statistiques

La première méthode est un test ANOVA dans « MATLAB » qui permet d'évaluer les différences d'amplitude des courbes de contraction moyenne de deux sites. Il s'agit d'un test avec un design de mesures répétées (« repeated mesures design »), c'est-à-dire qu'il teste toutes les conditions, mais avec les sujets fixés. En effet, on s'intéresse uniquement aux différences entre les conditions et non pas à celles entre les sujets.

Pour la symétrie latérale, ce test met en lien 3 variables différentes, à savoir 15 sujets, 2 conditions (droite-gauche) et 3 muscles (RA, ES, OB). Pour la symétrie proximale-distale, il fait de même avec 15 sujets et 2 conditions (proximale-distale), mais avec 6 muscles différents (RAd, RAg, OBd, OBg, ESd, ESg). On ne prend en compte que la p-valeur générale concernant les changements de variations.

Des tests ANOVA supplémentaires (post-hoc) sont réalisés pour chacune des paires à analyser (ANOVA : 15 sujets, 2 conditions, muscle fixé, « repeated mesures design »). On doit ensuite effectuer une correction. Pour les 3 tests supplémentaires de la symétrie latérale, les p-valeurs obtenues doivent être multipliées par 3 ($p*3$) alors que pour les 6 tests de la symétrie proximale-distale, on multiplie par 6 ($p*6$).

Ensuite, les p-valeurs correspondant aux coefficients de corrélation sont calculées pour voir si ces corrélations sont significatives et peuvent être prises en comptes.

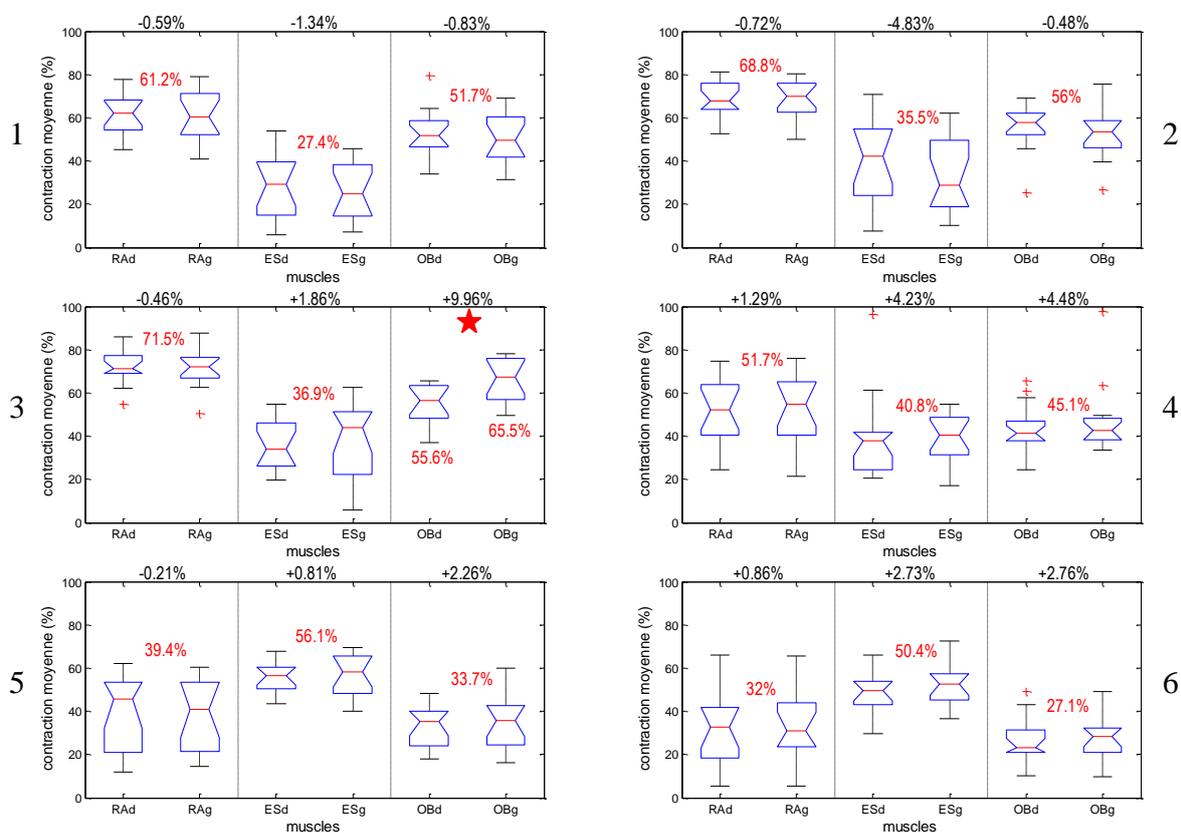
Le niveau de significativité des tests est fixé à 5%.

4. Résultats

L'étude a été réalisée sur 15 sujets masculins âgés de 25 ± 2 ans. Il s'agit pour tous d'étudiants en sciences du sport à l'Université de Fribourg pratiquant chacun au minimum 5 heures de sport par semaine.

4.1. Symétrie latérale

Pour cette hypothèse, les comparaisons se font uniquement entre les parties droite et gauche de trois muscles ou groupes de muscles : RAd vs RAg, ESd vs ESg, OBd vs OBg (cf. 3.6.1).



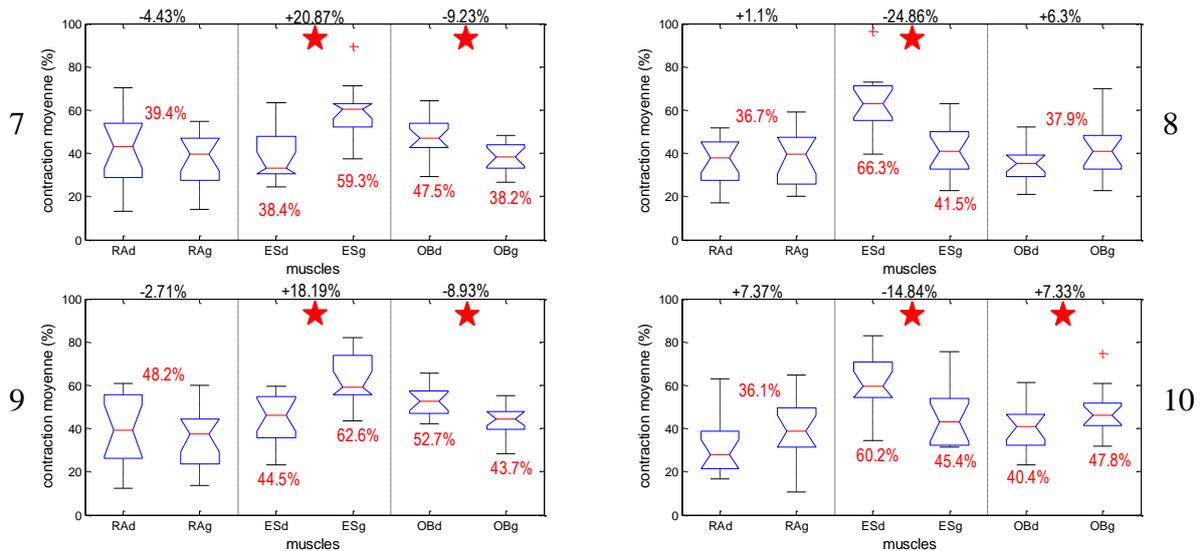


Fig. 24 : Représentation des distributions des valeurs moyennes (en %) de contraction (une par sujet) sur le plateau pour chaque partie droite-gauche des muscles à comparer deux à deux (cf. séparations verticales), croix rouges : « outliers » (sujets trop éloignés de la moyenne), RA : rectus abdominis, ES : erector spinae, OB : obliques, d : droite, g : gauche, 1 : enroulement vertébral normal, 2 : enroulement vertébral croisé à gauche, 3 : enroulement vertébral croisé à droite, 4 : enroulement vertébral inverse, 5 : extension dorsale, 6 : élévation des jambes, 7 : rotation du tronc à gauche, 0°, 8 : rotation du tronc à droite, 0°, 9 : rotation du tronc à gauche, 40°, 10 : rotation du tronc à droite, 40°, nombre en noir : différence de contraction entre droite et gauche (moyenne gauche – moyenne droite), nombre en rouge : contraction moyenne du muscle (si symétrie) ou des parties de muscle.

Tab. 1 : Tableau des *p*-valeurs générales (*p*) et post-hoc (*p*₁, *p*₂, *p*₃) correspondant aux 10 formes d'exercices (cf. Fig.24), en rouge : *p*-valeurs inférieures à 5%.

1 : $F_{1,14} = 0.19$; $p = 0.67$	$p_1 = 1$ $p_2 = 1$ $p_3 = 1$	2 : $F_{1,14} = 0.63$; $p = 0.43$	$p_1 = 1$ $p_2 = 1$ $p_3 = 1$
3 : $F_{1,14} = 3.6$; $p = 0.06$	$p_1 = 1$ $p_2 = 1$ $p_3 = 0.001$	4 : $F_{1,14} = 2.53$; $p = 0.12$	$p_1 = 0.53$ $p_2 = 0.25$ $p_3 = 0.24$
5 : $F_{1,14} = 0.33$; $p = 0.57$	$p_1 = 1$ $p_2 = 1$ $p_3 = 0.79$	6 : $F_{1,14} = 1.09$; $p = 0.3$	$p_1 = 1$ $p_2 = 0.43$ $p_3 = 0.38$
7 : $F_{1,14} = 0.84$; $p = 0.36$	$p_1 = 0.23$ $p_2 = 0.001$ $p_3 = 0.02$	8 : $F_{1,14} = 4.64$; $p = 0.03$	$p_1 = 1$ $p_2 = 0.002$ $p_3 = 0.14$
9 : $F_{1,14} = 0.87$; $p = 0.35$	$p_1 = 1$ $p_2 = 0.001$ $p_3 = 0.0003$	10 : $F_{1,14} = 0$; $p = 0.98$	$p_1 = 0.051$ $p_2 = 0.0001$ $p_3 = 0.01$

En comparant les résultats des parties droite et gauche de chaque muscle pour l'enroulement vertébral normal (cf. Fig. 24, 1), on n'observe aucune différence significative ($F_{1,14} = 0.19$; $p = 0.67$), les contractions divergeant de moins de 2%. L'enroulement vertébral croisé respectivement vers la gauche (cf. Fig.24, 2) puis vers la droite (cf. Fig.24, 3) obtient également des p-valeurs générales non-significatives ($F_{1,14} = 0.63$; $p = 0.43$ // $F_{1,14} = 3.6$; $p = 0.06$), la plupart des différences de contraction ne dépassant pas 5%. Les tests complémentaires le confirment pour le mouvement vers la gauche ($p_{1,2,3} = 1.0$) et également pour les muscles RA et ES ($p_{1,2} = 1.0$) dans l'autre direction. Vers la droite, les parties du muscle OB travaillent différemment ($p_3 = 0.001$) avec une activité plus intense (9.96%) du côté opposé à la direction du mouvement. L'enroulement vertébral inverse (cf. Fig. 24, 4) obtient des différences de contraction de l'ordre de 2% pour RA et 4-5% pour les deux autres muscles, mais le test principal indique qu'aucune n'est significative ($F_{1,14} = 2.53$; $p = 0.12$).

Les exercices d'extension du tronc (cf. Fig. 24, 5-6) obtiennent une p-valeur générale affirmant qu'il n'y a respectivement aucune différence significative dans les contractions moyennes des parties droite et gauche de chaque muscle ($F_{1,14} = 0.33$; $p = 0.57$ // $F_{1,14} = 1.09$; $p = 0.3$). En effet, ces divergences ne dépassent pas 3%.

La p-valeur générale pour la rotation à gauche en position 0° (cf. Fig. 24, 7) n'indique aucune différence significative ($F_{1,14} = 0.84$; $p = 0.36$). Le travail du muscle RA, faiblement divergent (4.43%), est jugé symétrique ($p_1 = 0.23$). Les tests post-hoc indiquent en revanche que les contractions des muscles ES et OB connaissent des différences significatives ($p_2 = 0.001$ // $p_3 = 0.02$). ES exerce une activité plus intense (20.87%) du côté de la rotation tandis que c'est l'inverse pour OB (9.23%).

Au contraire, la rotation à droite se distingue statistiquement ($F_{1,14} = 4.64$; $p = 0.03$) d'une manière générale. Le test supplémentaire ne montre pas de différence statistique ($p_1 = 1.0$ // $p_3 = 0.14$) pour RA (1.1%) et OB (6.3%). Le muscle ES a en revanche un travail différencié ($p_2 = 0.002$) avec une plus forte activation (24.86%) du côté de la rotation.

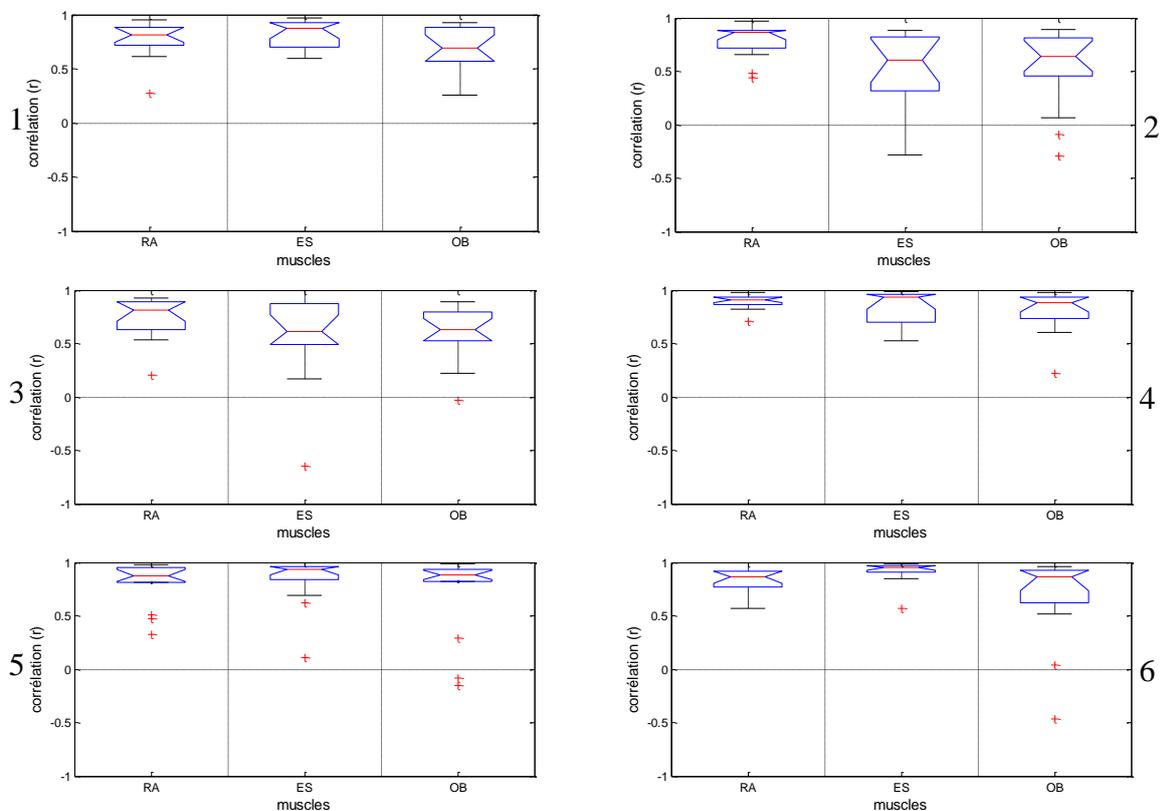
Les rotations avec une ouverture à 40° (cf. Fig. 24, 9-10) ne montrent aucune différence significative (gauche : $F_{1,14} = 0.87$; $p = 0.35$ // droite : $F_{1,14} = 0$; $p = 0.98$). Vers la gauche, (cf. Fig. 24, 9) le travail des deux parties du RA (2.71%) est similaire ($p_1 = 1.0$). En revanche, pour OB, la contraction est plus forte (8.93%) du côté opposé à la contraction tandis que celle de ES est bien plus importante (18.19%) du côté de la rotation, avec des différences significatives ($p_2 = 0.001$ // $p_3 = 0.0003$). Lors de la rotation vers la droite (cf. Fig. 24, 10), on constate les mêmes différences mais inversées, à savoir un travail plus intense à droite (14.84%) et

significatif ($p_2 = 0.0002$) pour ES. Il y a également une hausse significative de l'activité du côté gauche (7.33%) pour OB ($p_3 = 0.01$). Le muscle RA diverge pas de manière significative ($p_1 = 0.051$).

De plus, on peut aussi remarquer des différences dans l'activation des muscles selon l'exercice ou le type d'exercice effectué. En effet, les exercices de flexion avec le bassin fixe ont en principe une activation moyenne plus forte pour le RA (61-72%) que pour les deux autres. Le muscle ES est celui dont la contraction est la plus faible (27-37%) alors qu'OB se situe entre les deux (51-66%). L'enroulement vertébral normal a une activation générale légèrement plus faible que la variante croisée. Le dernier, l'enroulement vertébral inverse, obtient les mêmes résultats mais avec des écarts moins marqués entre les muscles et des contractions généralement plus faibles. (RA : 51.7%, ES : 40.8%, OB : 45.1%).

Les exercices d'extension du tronc ont par contre des résultats inverses. Ici, c'est le muscle ES qui domine au niveau de l'intensité de contraction (50-57%). Ensuite vient le RA (32-40%) puis le muscle OB (27-34%).

Dans les rotations, c'est à chaque fois la partie d'ES située du même côté que la direction du mouvement qui exerce la plus forte contraction (59-67% contre 36-53% pour les autres).



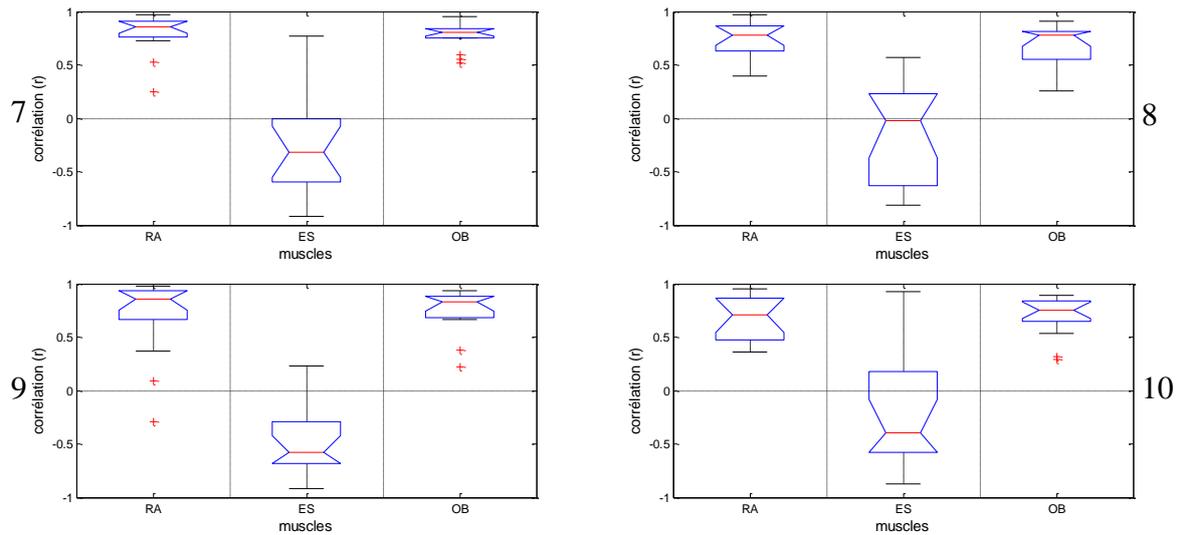


Fig. 25 : Représentation des distributions des coefficients de corrélation (droite vs gauche) (un par sujet) pour chaque muscle, croix rouges : « outliers » (sujets trop éloignés de la moyenne), RA : rectus abdominis, ES : erector spinae, OB : obliquus, 1 : enroulement vertébral normal, 2 : enroulement vertébral croisé à gauche, 3 : enroulement vertébral croisé à droite, 4 : enroulement vertébral inverse, 5 : extension dorsale, 6 : élévation des jambes, 7 : rotation du tronc à gauche, 0°, 8 : rotation du tronc à droite, 0°, 9 : rotation du tronc à gauche, 40°, 10 : rotation du tronc à droite, 40°.

Les corrélations des parties droite et gauche de RA (cf. Fig. 26) sont en principe élevées pour tous les exercices, excepté la rotation à droite en position 40° où elle est moyenne à forte. Le muscle OB a des dépendances variées. Elles sont fortes pour l'enroulement vertébral inverse, l'extension dorsale et la rotation à gauche à 0° (cf. Fig. 26, 4-5-7). Pour les rotations et les enroulements vertébraux restants ainsi que pour l'élévation des jambes (cf. Fig. 26, 6-8-9-10), elles sont moyennes à fortes. Les corrélations d'ES sont encore plus variées avec tout d'abord des dépendances fortes voire très fortes pour l'enroulement vertébral inverse et les deux exercices d'extension. Les enroulements vertébraux normal et croisé admettent des corrélations moyennes à fortes. Pour le dernier exercice, la dépendance diffère selon les conditions d'exercices. Les deux rotations à droite ont des corrélations allant de faiblement positives à moyennement négatives (cf. Fig. 26, 8-10) alors que les deux autres sont nulles à négativement moyennes (cf. Fig. 26, 7) et moyennes à fortes négativement (cf. Fig. 26, 9).

4.2. Symétrie proximale-distale

Pour cette deuxième hypothèse, les comparaisons se font entre les sites proximaux et distaux de six parties de muscles : RA1 vs RA4, RA5 vs RA8, OB9 vs OB10, OB11 vs OB12, ES17 vs ES20, ES13 vs ES16 (cf. 3.6.1).

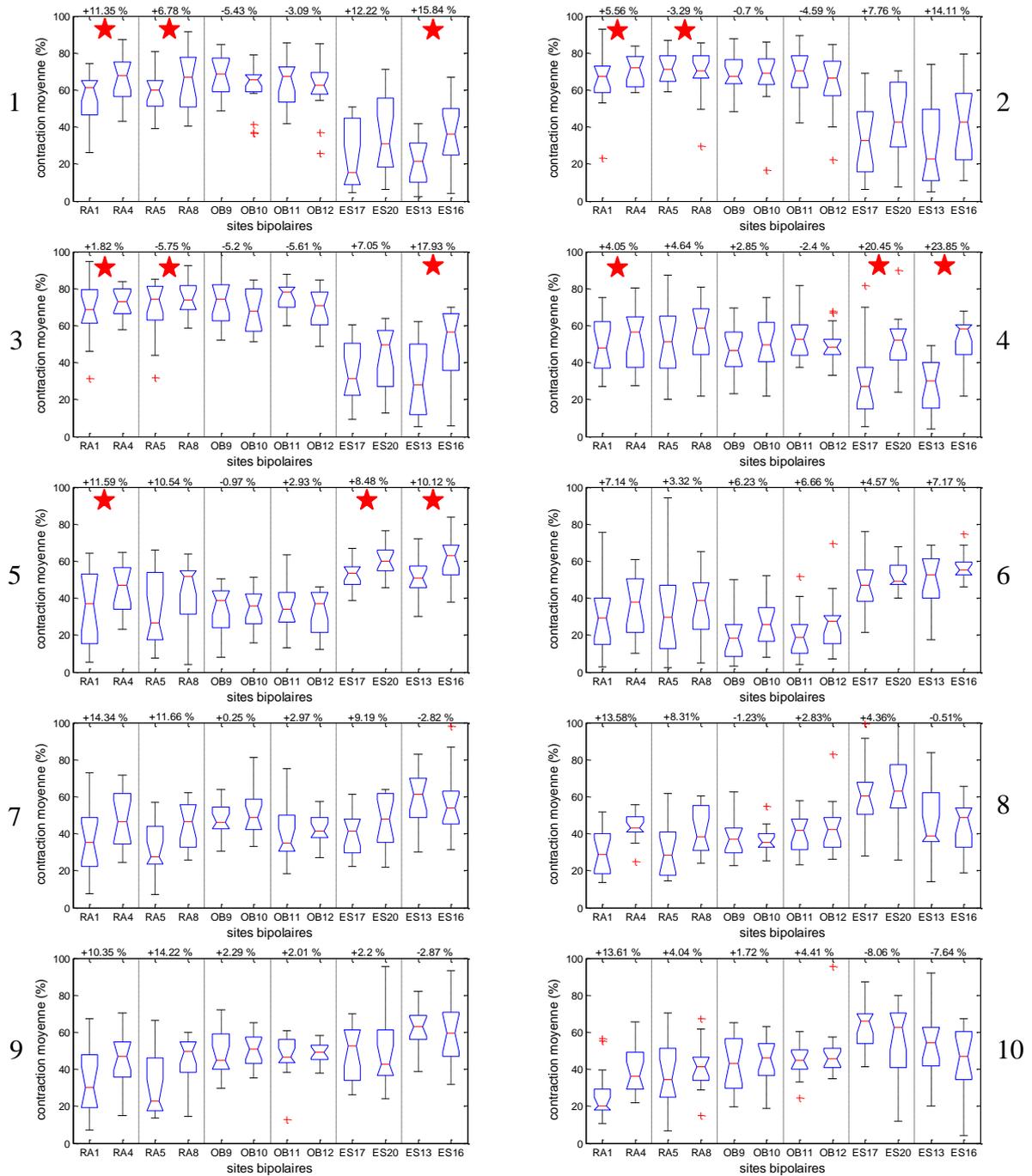


Fig. 26 : Représentation des distributions des valeurs moyennes (en %) de contraction (une par sujet) pour chaque partie proximale-distale des muscles à comparer deux à deux (cf. séparations verticales), croix rouges : « outliers » (sujets trop éloignés de la moyenne), RA : rectus abdominis, ES : erector spinae, OB : obliquus, nombre

impair : proximal, nombres pair : distal, 1 : enroulement vertébral normal, 2 : enroulement vertébral croisé à gauche, 3 : enroulement vertébral croisé à droite, 4 : enroulement vertébral inverse, 5 : extension dorsale, 6 : élévation des jambes, 7 : rotation du tronc à gauche, 0°, 8 : rotation du tronc à droite, 0°, 9 : rotation du tronc à gauche, 40°, 10 : rotation du tronc à droite, 40°, nombre en noir : différence de contraction entre droite et gauche (moyenne distale – moyenne proximale).

Tab. 2 : Tableau des *p*-valeurs générales (*p*) et post-hoc (*p*₁, *p*₂, *p*₃, *p*₄, *p*₅, *p*₆) correspondant aux 10 formes d'exercices (cf. Fig.27), en rouge : *p*-valeurs inférieures à 5%.

1 : $F_{1,14} = 9.55$; $p = 0.002$	$p_1 = 0.20$ $p_2 = 1$ $p_3 = 0.29$	$p_4 = 1$ $p_5 = 0.23$ $p_6 = 0.01$	2 : $F_{1,14} = 2.31$; $p = 0.13$	$p_1 = 0.72$ $p_2 = 1$ $p_3 = 1$	$p_4 = 1$ $p_5 = 0.42$ $p_6 = 0.32$
3 : $F_{1,14} = 3.14$; $p = 0.08$	$p_1 = 1$ $p_2 = 1$ $p_3 = 1$	$p_4 = 0.71$ $p_5 = 0.33$ $p_6 = 0.03$	4 : $F_{1,14} = 19.32$; $p = 0.0002$	$p_1 = 0.39$ $p_2 = 0.51$ $p_3 = 1$	$p_4 = 1$ $p_5 = 0.004$ $p_6 = 0.0004$
5 : $F_{1,14} = 19.84$; $p = 0$	$p_1 = 0.005$ $p_2 = 0.07$ $p_3 = 1$	$p_4 = 1$ $p_5 = 0.01$ $p_6 = 0.02$	6 : $F_{1,14} = 8.42$; $p = 0.004$	$p_1 = 0.46$ $p_2 = 1$ $p_3 = 0.07$	$p_4 = 0.48$ $p_5 = 1$ $p_6 = 0.47$
7 : $F_{1,14} = 7.4$; $p = 0.0004$	$p_1 = 0.006$ $p_2 = 0.03$ $p_3 = 1$	$p_4 = 1$ $p_5 = 0.54$ $p_6 = 1$	8 : $F_{1,14} = 4.67$; $p = 0.03$	$p_1 = 0.001$ $p_2 = 0.03$ $p_3 = 1$	$p_4 = 1$ $p_5 = 1$ $p_6 = 1$
9 : $F_{1,14} = 5.57$; $p = 0.02$	$p_1 = 0.04$ $p_2 = 0.02$ $p_3 = 1$	$p_4 = 1$ $p_5 = 1$ $p_6 = 1$	10 : $F_{1,14} = 0.53$; $p = 0.47$	$p_1 = 0.0006$ $p_2 = 1$ $p_3 = 1$	$p_4 = 0.85$ $p_5 = 0.22$ $p_6 = 1$

Le résultat général de l'enroulement vertébral normal (cf. Fig. 28, 1) précise qu'il y a des différences significatives ($F_{1,14} = 9.55$; $p = 0.02$). Selon les tests complémentaires, le travail est similaire pour la quasi-totalité des parties de muscles ($p_{1,2,3,4,5} > 0.18$) avec des différences dans la contraction moyenne inférieures à 13%. La partie gauche du ES diffère significativement ($p_6 = 0.01$) en faveur d'un travail supérieur (15.84%) pour sa partie distale. Vers la gauche (cf. Fig. 28, 2) comme vers la droite (cf. Fig. 28, 3), l'enroulement vertébral croisé n'admet respectivement aucune différence significative ($F_{1,14} = 2.31$; $p = 0.13$ // $F_{1,14} = 3.14$; $p = 0.08$). À gauche, les écarts ne dépassent pas 15%. Les tests post-hoc à droite confirment la non significativité des divergences ($< 8\%$) pour les 6 premières paires ($p_{1,2,3,4,5} > 0.3$). En revanche, il y a une différence significative pour la partie gauche d'ES ($p_6 = 0.03$) qui admet une contraction supérieure de la partie distale (17.93%). L'enroulement vertébral inverse a des différences significatives pour certains muscles ($F_{1,14} = 19.32$; $p = 0.0002$). Les muscles RA et OB ne divergent que légèrement ($< 5\%$) et cela n'est pas significatif ($p_{1,2,3,4} > 0.18$). Par contre, des différences claires ($p_5 = 0.004$ // $p_6 = 0.0004$) apparaissent pour ES dont la partie inférieure exerce un travail plus intense (droite : 20.45%, gauche : 23.85%). Pour toutes les

flexions, on constate alors que le muscle ES travaille plus fortement dans sa partie inférieure même si les différences ne sont pas toutes significatives.

L'extension dorsale (cf. Fig. 28, 5) connaît des différences statistiques ($F_{1,14} = 19.84$; $p = 0$). Le muscle OB n'a que des différences inférieures à 3%, donc pas significatives ($p_3 = 1.0$ // $p_4 = 1.0$). Ensuite, le muscle RA montre des contractions plus importantes pour sa partie distale (droite : 11.59%, gauche : 10.54%), mais seule la différence à droite est significative ($p_1 = 0.005$ / $p_2 = 0.07$). Enfin, la contraction des muscles du dos (ES) montre clairement une divergence significative de fonctionnement ($p_5 = 0.01$ // $p_6 = 0.02$) avec des écarts de contraction moyenne en faveur de la partie distale (droite : 8.48%, gauche : 10.12%). Le résultat pour l'élévation des jambes (cf. Fig. 28, 6) indique des différences significatives ($F_{1,14} = 8.42$; $p = 0.004$) mais les tests post-hoc n'en voient aucune ($p_{1,2,3,4,5,6} > 0.06$) (écarts < 8%). De même que les flexions, les extensions produisent une contraction plus intense, significative ou non, de la partie distale du muscle ES.

Que la rotation sans ouverture (0°) soit réalisée vers la gauche (cf. Fig. 28, 7) ou vers la droite (cf. Fig. 28, 8), la contraction moyenne indique des différences significatives ($F_{1,14} = 7.4$; $p = 0.0004$ // $F_{1,14} = 4.67$; $p = 0.03$). Les divergences inférieures à 3% pour les parties du muscle OB ne sont respectivement pas significatives ($p_{3,4} = 1.0$ // $p_{3,4} = 1.0$). Il en est de même pour le muscle ES ($p_{5,6} > 0.54$ // $p_{5,6} = 1.0$) (écarts < 10%). Par contre, les sites RA connaissent des différences significatives statistiquement ($p_1 = 0.006$, $p_2 = 0.03$ // $p_1 = 0.001$, $p_2 = 0.03$). En effet, pour chaque variante d'exercice et chaque côté de muscle, la contraction est plus forte pour les parties inférieures (entre 8 et 15%).

Lors de la rotation à gauche avec ouverture à 40° (cf. Fig. 28, 9), il y a des différences significatives ($F_{1,14} = 5.57$; $p = 0.02$). On constate que les contractions des muscles OB et ES ne se différencient pas ($p_{3,4,5,6} = 1.0$), avec des écarts inférieurs à 3%. En revanche, RA connaît des différences significatives ($p_1 = 0.04$ // $p_2 = 0.02$) avec une activité plus importante dans les parties inférieures du muscle (droite : 10.35%, gauche 14.22%). Pour la rotation à droite, il n'y a pas de différence significative dans l'amplitude de contraction ($F_{1,14} = 0.53$; $p = 0.47$). Selon les tests supplémentaires, la partie droite de RA ($p_1 = 0.0006$) admet une activité significativement plus forte dans sa partie inférieure (13.61%). Tous les autres sites ne montrent aucune différence significative ($p_{2,3,4,6} > 0.2$), les divergences de contraction étant inférieures à 9%. Pour toutes les rotations, le muscle RA a un travail plus prononcé de la partie distale, que ce soit significatif ou non.

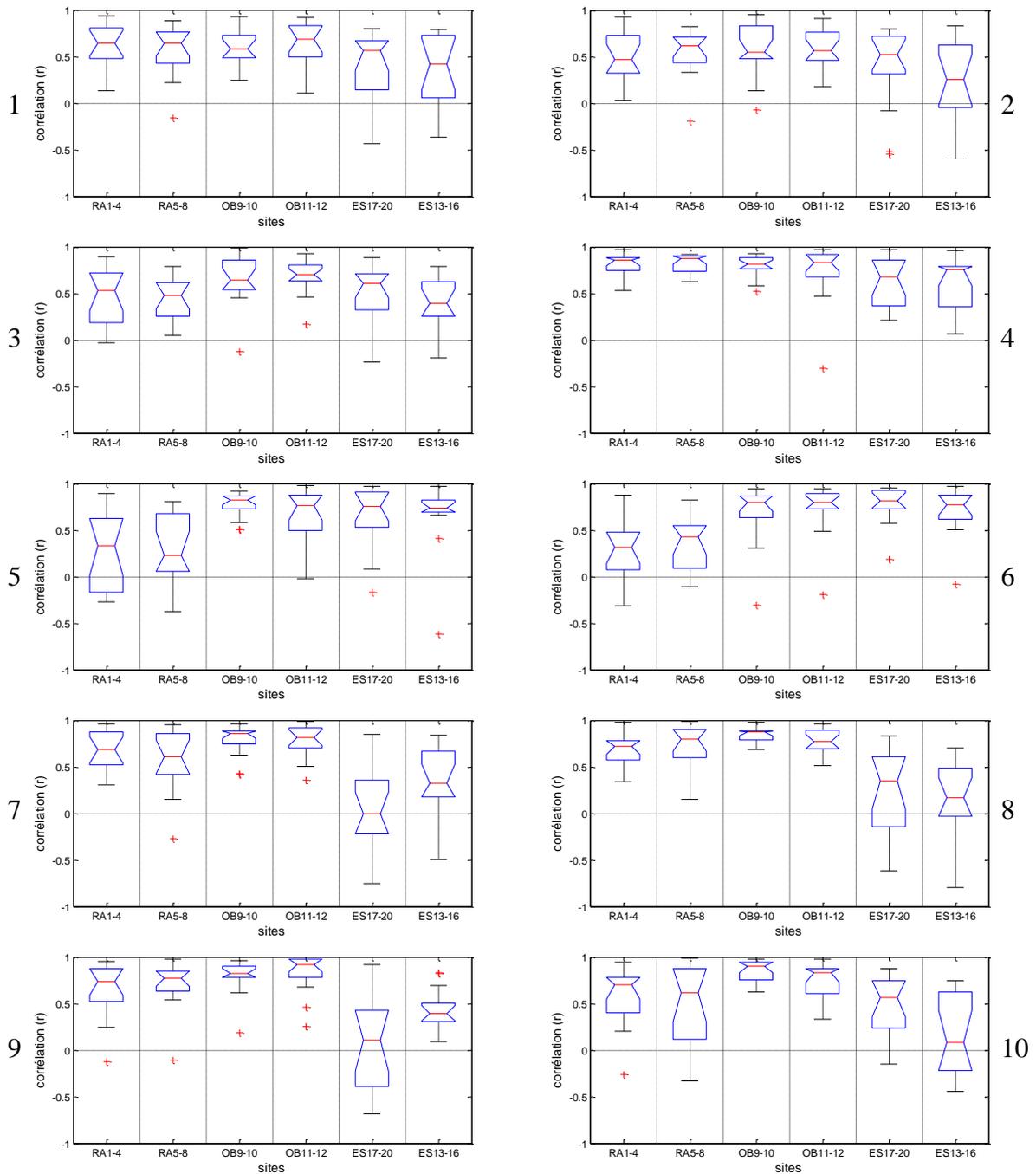


Fig. 27 : Représentation des distributions des coefficients de corrélation (proximale vs distale) (un par sujet) pour chaque partie de muscle, croix rouges : « outliers » (sujets trop éloignés de la moyenne), RA : rectus abdominis, ES : erector spinae, OB : obliquus, 1 : enroulement vertébral normal, 2 : enroulement vertébral croisé à gauche, 3 : enroulement vertébral croisé à droite, 4 : enroulement vertébral inverse, 5 : extension dorsale, 6 : élévation des jambes, 7 : rotation du tronc à gauche, 0°, 8 : rotation du tronc à droite, 0°, 9 : rotation du tronc à gauche, 40°, 10 : rotation du tronc à droite, 40°.

Les parties droite et gauche du muscle OB ont généralement une corrélation moyenne à forte entre leur site proximal et leur site distal. Cette dépendance est particulièrement forte pour les exercices de rotation (cf. Fig. 29, 7 à 10) ainsi que pour l'enroulement vertébral inverse et l'élévation des jambes (cf. Fig. 29, 4-6). On constate également que les parties droite et gauche n'ont pas toujours la même force de dépendance, c'est le cas de l'extension dorsale qui a une dépendance forte à droite et moyenne-forte à gauche.

Le muscle RA montre des corrélations variées selon les exercices. L'enroulement vertébral normal (cf. Fig. 29, 1) admet une dépendance moyenne à forte alors que l'enroulement vertébral inverse (cf. Fig. 29, 4) a des corrélations fortes. Cela varie aussi pour le même exercice, comme par exemple l'enroulement vertébral croisé qui, vers la gauche (cf. Fig. 29, 2), a une dépendance moyenne et vers la droite (cf. Fig. 29, 3) faible-moyenne. Celles des exercices d'extension (cf. Fig. 29, 5-6) vont de presque nulles à moyennes, voire même faiblement négative pour la partie droite lors de l'extension dorsale (cf. Fig. 29, 5). Enfin, les rotations (cf. Fig. 29, 7 à 10) ont des corrélations moyennes à fortes, excepté une faible à forte pour la partie gauche lors de la rotation à droite 40° (cf. Fig. 29, 10).

Les extensions (cf. Fig. 29, 5-6) et l'enroulement vertébral inverse (cf. Fig. 29, 4) ont des dépendances moyennes à fortes pour ES. Elles sont par contre moyennes ou faibles-moyennes pour les autres flexions (cf. Fig. 29, 1 à 3). La corrélation proximale-distale lors des rotations (cf. Fig. 29, 7 à 10) se répartit entre moyennement négative et moyennement positive. On peut constater qu'elle est généralement plus faible du côté opposé à la direction du mouvement.

5. Discussion

Le but de cette étude est de comparer l'activation des différentes parties des muscles du tronc et de voir si elles exercent un travail homogène ou non à l'intérieur d'un même muscle lors de divers exercices de musculation. Deux domaines de comparaison obtiennent de l'intérêt. Tout d'abord, il s'agit de vérifier le travail global des parties droite et gauche d'un même muscle et de voir si celui-ci exerce un travail symétrique sur la largeur. Ensuite vient l'analyse des sites proximaux et distaux d'un muscle qui permet de voir si le travail est identique sur la longueur.

Les hypothèses de cette étude comprennent un travail homogène des muscles sur leur largeur lors d'exercices réalisés dans l'axe du corps, mais pas lors des tâches comprenant une rotation partielle ou complète du tronc. Pour la comparaison du travail sur la longueur du muscle, elles supposent une hétérogénéité de l'activation pour les flexions et les extensions. Les rotations ne devraient en revanche pas montrer de différences. Avec l'aide d'une mesure EMG de surface, cette étude a donc obtenu les résultats suivants.

Symétrie latérale :

En ce qui concerne la symétrie latérale, les résultats divergent selon les exercices mais sont proches des hypothèses. En effet, les exercices symétriques font travailler tous les muscles du tronc de manière homogène sur leur largeur. Tout d'abord, l'enroulement vertébral normal tout comme l'enroulement vertébral inverse ne présentent aucune différence statistique. Les deux exercices d'extension dorsale et d'élévation des jambes ont eux aussi un travail homogène latéralement. Pour ces quatre tâches, le but est d'élever le tronc ou les jambes dans l'axe du corps. Le mouvement se fait alors uniquement vers le haut et/ou vers l'avant sans aucun déplacement sur les côtés. À ce moment, il est donc logique que les deux parties gauche et droite du tronc fournissent un travail similaire pour permettre le mouvement symétrique. Dans le cas contraire, une contraction plus intense sur l'un des côtés, spécialement de la part des muscles OB (OI et OE) ou ES, provoquerait une inclinaison de la colonne vertébrale sur ce côté (cf. 2.2).

En revanche, les rotations font apparaître nettement des distinctions, même si au départ, les p-valeurs générales n'indiquent pas toutes des différences statistiques. Le test général est en effet influencé par les résultats de chaque muscle. Pour la rotation 0° à gauche et les deux rotations en position 40°, la non régularité des différences de contraction (certaines positives,

certaines négatives) dans les trois muscles ne permet pas au test principal de distinguer une différence généralisable. Chacune de ces conditions a en fait une différence significative pour la partie droite d'un muscle et une pour la partie gauche d'un autre muscle. Le test général ne voit alors rien de généralisable et sa p-valeur est supérieure à 5%.

Dans toutes les conditions de rotation (gauche – droite / 0° – 40°), le muscle ES présente des différences claires dans son activation. À chaque fois, la contraction est bien plus intense du côté de la rotation, ce qui correspond à la fonction du muscle ES (cf. 2.2). Le muscle OB se distingue également lors de la rotation. En effet, dans toutes les conditions sauf le mouvement vers la droite à 0° , il connaît des différences statistiques nettes en faveur d'une contraction supérieure de la partie opposée au mouvement. Même si elle n'est pas statistiquement prouvée, une tendance similaire se présente pour l'autre condition (droite 0°). Ces résultats ne sont pas étonnants au vu de la fonction des muscles qui composent OB. Parmi eux, la contraction d'un seul muscle OE provoque, en plus de l'inclinaison de son côté, la rotation du thorax vers le côté opposé. Il est donc normal qu'une partie latérale s'active plus que l'autre lorsqu'on veut exercer une rotation. Enfin, le muscle RA ne fait apparaître aucune différence statistique pour toutes les conditions.

La tâche restante, l'enroulement vertébral croisé, obtient des résultats en partie étonnants. Tout d'abord, le test général ne voit pas de différences significatives pour la variante à droite. Le rapport entre les parties gauche et droite en est à nouveau responsable en raison de sa non régularité et du grand nombre de variations selon les muscles et les sujets. Pour les deux directions, les muscles RA et ES travaillent de manière bien homogène. Vers la gauche, le travail d'OB est jugé parfaitement symétrique alors qu'il ne l'est pas vers la droite. Pour cette direction, il connaît une activation plus prononcée du côté opposé au sens du mouvement.

Dans l'ensemble, le muscle RA travaille donc toujours de manière symétrique latéralement, peu importe le type d'exercice. Cela peut s'expliquer par le fait que ses parties droite et gauche sont très proches l'une de l'autre et que le muscle a uniquement pour fonction la flexion du tronc (sans rotation). Ses parties latérales ont de plus une forte dépendance et exerce un travail bien synchronisé. Le muscle ES travaille de façon homogène excepté dans les exercices de rotation où il a une activation différenciée afin de contribuer à la rotation du tronc. Dans ces exercices, le muscle ES fait exception avec des dépendances nulles à moyennement négatives. Dans ce cas, son travail n'est pas synchronisé ou alterné. Pour les autres tâches, son travail est bien synchronisé. Enfin, le muscle OB a une activation hétérogène dès que le mouvement sort de l'axe du corps, sauf un résultat étonnant lors de l'enroulement vertébral croisé

à droite. Pour cet exercice vers les deux côtés, la corrélation est moyenne à forte. Pour les tâches symétriques, son travail est homogène et bien synchronisé (corrélation forte).

Symétrie proximale-distale :

Comme précédemment, certaines p-valeurs générales n'indiquent aucune différence significative entre les sites proximaux et distaux alors qu'il y a des divergences lorsqu'on les teste deux à deux. C'est le cas de l'enroulement vertébral croisé à droite et de la rotation à droite en position 40° où les irrégularités des pourcentages de différence de contraction influencent le test général.

C'est en revanche le cas inverse pour l'élévation des jambes. Le test général indique ici des différences significatives en raison de différences proximales-distales régulières (toutes positives). En effet, toutes les contractions sont supérieures pour les parties inférieures des muscles, mais ces écarts ne sont pas importants (< 8%) et, pris deux à deux, ne sont pas jugés significatifs.

Pour tous les exercices, les parties proximales et distales des muscles OB ne présentent aucune différence statistique. Cela signifie donc que le muscle travaille de manière homogène dans sa longueur. Ce résultat peut être expliqué par un élément propre à cette étude. Les sites OB pris en compte pour analyser la symétrie proximale-distale (OB9 vs OB10, OB11 vs OB12) sont très proches les uns des autres de par leur configuration (cf. Fig. 23). Il est donc difficile de voir une différence marquée de travail sur la longueur. En outre, les parties de ce muscle connaissent toujours des corrélations fortes entre elles, donc un travail bien synchronisé.

Les deux autres muscles obtiennent des résultats quelque peu inverses l'un par rapport à l'autre. Le premier, RA, n'admet qu'une seule différence sur les exercices de flexion et d'extension. Malgré quelques légères tendances à un travail supérieur de la partie distale, notamment pour l'enroulement vertébral inverse ou pour l'extension dorsale, seule la partie droite pour l'extension dorsale révèle une différence significative avec un travail plus prononcé de la partie inférieure. En revanche, pour tous les exercices de rotation, excepté celle à droite à 40°, le travail est différent. En effet, la partie inférieure a à chaque fois une activation plus importante. Le muscle RA connaît généralement un travail homogène sur sa longueur lorsqu'il doit se fléchir ou s'étendre, mais pas lorsqu'il y a une rotation. En outre, les parties proximales et distales du RA ont généralement des dépendances moyennes à fortes, donc un travail synchronisé sauf pour l'enroulement vertébral croisé à droite et l'extension dorsale. Le travail n'y est que moyennement synchronisé, voire pas du tout.

Au contraire, le muscle ES exerce un travail homogène lors des tâches de rotation ainsi que pour l'élévation des jambes. Pour l'extension dorsale et l'enroulement vertébral inverse, les différences d'activation sont claires avec une contraction bien plus importante de la partie distale. Les parties d'ES ont toujours une certaine tendance à une contraction plus prononcée de la partie inférieure pour les deux derniers enroulements vertébraux sans que ce soit pour autant significatif partout. Seules les parties gauches d'ES ont une divergence claire pour l'enroulement vertébral normal et croisé à droite. Enfin, la dépendance entre les sites varie selon les exercices. Pour les enroulements vertébraux normal et croisé, la corrélation est faible à moyenne (travail faiblement synchronisé). L'enroulement vertébral inverse, l'extension dorsale et l'élévation des jambes demandent un travail bien synchronisé d'ES avec une dépendance moyenne à forte. Enfin, les rotations à 0° ont un travail pas du tout voire moyennement synchronisé et celles à 40° ont des corrélations allant de moyennement positives à moyennement négatives, ce qui implique un travail soit un peu synchronisé soit un peu alterné.

Co-contractions

En regardant le travail des différents muscles ou groupes de muscles, on constate que les mouvements du tronc nécessitent à la fois une activation des muscles agonistes au mouvement mais aussi des antagonistes. En effet, les exercices réalisés dans cette étude montrent des co-contractions importantes. Pour les tâches de flexion, le muscle RA s'active de manière importante (51-72% selon les exercices), ce qui est normal étant donné sa fonction de fléchisseur du tronc, de même que le muscle OB (45-66%) qui est agoniste. Le muscle ES, qui est extenseur, ne reste pas inactif mais effectue une co-contraction moyenne simultanée (27-41%). Les exercices d'extension montrent également des co-contractions (32-40%, 27-34%) des fléchisseurs (RA, OB) antagonistes à celle de l'extenseur ES (50-57%).

Dans les rotations, la partie d'ES en partie responsable du mouvement (située du même côté que la direction du mouvement) se contracte fortement (59-67%). La partie opposée exerce aussi une contraction simultanée (38-46%). Les autres muscles ont aussi toujours des co-contractions variées, mais aucune n'est nulle.

On voit donc que les mouvements du tronc ne nécessitent pas qu'une activation des muscles responsables des mouvements, mais qu'il s'agit d'une combinaison d'activations différenciée de tous les muscles.

Recherches liées

Dans les résultats de cette étude, plusieurs éléments peuvent être mis en lien avec d'autres recherches antérieures. Tout d'abord, on remarque que tous les muscles du tronc ne travaillent pas de la même manière lors d'un exercice moteur. En effet, pour une même tâche, certains effectuent un travail symétrique sur la largeur mais pas sur la longueur alors que d'autres font l'inverse en même temps. De plus, les muscles s'activent à des pourcentages d'intensité différents qui varient selon la tâche à effectuer. Les différences d'activation entre les muscles varient également. Cela signifie que le tronc ne fonctionne pas comme un bloc homogène, mais qu'il est composé de nombreux éléments agissant de manière indépendante. Cela rejoint alors une étude qui a comparé l'activation des différents muscles du tronc et qui en a conclu que ces muscles travaillaient indépendamment (Hodges et Richardson, 1997).

En 2011, une étude a comparé l'activation des muscles du tronc lors d'exercices initiés du bassin par rapport à des exercices initiés du thorax (Vera-Garcia et al., 2011). Elle en a conclu que l'activation des parties de muscles pouvaient changer en fonction de quel était le point fixe dans l'exercice (thorax ou bassin). Ces propos apparaissent également dans notre étude si on compare les résultats d'exercices deux à deux. En effet, ces résultats ne sont pas les mêmes pour les exercices suivants : enroulement vertébral normal (point fixe : bassin) vs enroulement vertébral inverse (point fixe : thorax), extension dorsale (point fixe : bassin) vs élévation des jambes (point fixe : thorax). Pour ce dernier, il n'y a aucune différence statistique pour la symétrie proximale-distale alors que pour l'extension dorsale, une différence significative existe au niveau du RA et deux autres au niveau d'ES. L'apparition de différences significatives est une conséquence du changement de rapport entre les sites proximaux et distaux. Cela nécessite que la variation du point fixe de l'exercice provoque des changements différents pour les sites proximaux et distaux. Les activations des muscles pour ces deux tâches sont donc différenciées selon l'orientation de l'exercice (point fixe-mobile).

Il en est de même pour l'enroulement vertébral normal et inverse. Le premier obtient une seule différence proximale-distale alors que le deuxième en a deux. À nouveau, les changements de significativité prouvent que les deux parties des muscles varient leur activation indépendamment l'une de l'autre. Pour ces deux exemples, on a donc bien un changement d'activation des parties de muscles en fonction du point fixe de l'exercice.

6. Conclusion

Le but de cette étude était de comparer l'activation à l'intérieur des muscles du tronc lors de divers exercices moteurs et de voir si le travail est homogène sur la largeur et la longueur.

Les résultats de cette étude ont tout d'abord confirmé d'une manière générale l'hypothèse de départ concernant la symétrie latérale. En effet, lors d'exercices effectués dans l'axe du corps (sans rotation du tronc), tous les muscles effectuent un travail symétrique sur la largeur. Mais ce n'est pas tout, le muscle RA exerce toujours un travail symétrique peu importe la tâche. En revanche, l'enroulement vertébral croisé, qui comprend une rotation du tronc, ne montrent que des résultats jugés symétrique, excepté pour OB lors de la variante vers le droite. Enfin, les rotations du tronc provoquent des différences significatives d'activation des parties gauche et droite d'ES et d'OB sauf une variante où OB ne montre qu'une légère tendance. Pour ces exercices ES s'active plus fortement du côté de la rotation alors qu'OB a une contraction supérieure du côté opposé.

Pour la symétrie proximale-distale, l'hypothèse de départ est contredite. Tout d'abord, certains exercices de flexion (enroulement vertébral croisé gauche) ou d'extension (élévation des jambes) n'ont aucune différence apparente. Les autres présentent des écarts significatifs mais uniquement sur l'une ou les deux parties du muscle ES. RA et OB exercent eux un travail similaire. Seule l'extension dorsale montre une différence supplémentaire pour une partie du muscle RA. Ensuite, les rotations dévoilent systématiquement des divergences sur les deux parties de RA (sauf droite 40°, seulement partie droite) alors que les parties proximales et distales des deux autres muscles travaillent de manière homogène. Pour toutes les significativités remarquées, la contraction est supérieure dans la partie distale des muscles. Pour le reste, les muscles RA et ES ont tendance à suivre le même principe alors que la supériorité chez OB est alternée entre les parties proximales et distales.

Les résultats de cette recherche pour la symétrie latérale suivent les principes théoriques de l'anatomie concernant les fonctions des différents muscles ou groupes de muscles. En revanche, la différenciation du travail sur la longueur du muscle nécessiterait une étude approfondie afin de voir s'il est possible de trouver des fonctions différenciée pour les parties proximales et distales des muscles du tronc. Il serait alors intéressant notamment pour les flexions et extensions de tester ces hypothèses en variant les conditions d'exercices (amplitude/hauteur des mouvements) et d'en comparer les résultats.

7. Sources

Basmajian J. V., De Luca C. J. (1985). *Muscles Alive : Their function revealed by electromyography*, 5^e édition, Baltimore : Williams & Wilkins.

Belen'kii V., Gurfinkel V. S., Paltsev Y. (1967). Elements of control of voluntary movements, *Biofizika* 12, p. 131-141.

Bettinzoli F. (2005), *Appareil locomoteur : anatomie et radiologie*, Montagnola-Switzerland : Bio Media SA.

Clark K. M., Holt L. E, Sinyard J. (2003). Electromyographic comparison of the upper and lower rectus abdominis during abdominal exercises, *J. Strength. Cond. Res.* 17, p. 475-483.

Cresswell A. G., Grundstrom H., Thorstensson A. (1992). Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man, *Acta. Physiol. Scand.* 144, p. 409-418.

Cresswell A. G., Oddsson L., Thorstensson A. (1994). The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing, *Exp. Brain. Res.* 98, p. 336-341.

Day S.. *Important Factors in Surface EMG Measurement*, consulté le 3 janvier 2013, disponible sur :

http://www.andrewsterian.com/courses/214/EMG_measurement_and_recording.pdf

De Faria N. F., Berzin R. F., Da Cunha Souza G. (1997). Electromyographic study of the portions of the abdominal rectus muscle, *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 37, p. 491-501

Faller A., Sprumont P., Schünke M. (2006). *Le corps humain*, Bruxelles : De Boeck.

Hodges P. W., Butler J. E., McKenzie D. K., Gandevia S. C. (1997). Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments, *Journal of Physiology* 505.2, p. 539-548.

Hodges P. W., Moseley G. L. (1997). Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments, *Journal of Physiology* 505.2, p. 539-548.

- Hodges P. W., Richardson C.A. (2003). Pain and motor control of the lumbopelvic region : effect and possible mechanisms, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13, p. 361-370.
- Hodges P. W., van den Hoorn W., Dawson A., Cholewicki J. (2009). Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence, *Journal of Biomech.* 42, p. 61-66.
- Hodges P. W., Tucker K. (2011). Moving differently in pain : A new theory to explain the adaptation to pain, *Pain* 152, p. 90-98.
- Hodges P. W. (2011). Pain and motor control : From the laboratory to rehabilitation, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21, p. 220-228.
- Konrad P. (2006). *The ABC of EMG : a practical introduction to kinesiological electromyography.*
- Lund J. P., Donga R., Widmer C. G., Stohler C. S. (1991). The pain-adaptation model : a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity, *Can. Journal of Physiology and Pharmacology* 69, p. 683-694.
- Maihöfner C., Baron R., DeCol R., Binder A., Birklein F., Deuschl G. et al. (2007). The motor system shows adaptative changes in complex regional pain syndrome, *Brain* 130, p. 2671-2687.
- Marras W. S., Ferguson S. A., Burr D., Davis K. G., Gupta P. (2004). Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions, *Spine Journal* 4, p. 64-75.
- Martin P. G., Weerakkody N., Gandevia S. C., Taylor J. L. (2008). Group III and IV muscle afferents differentially affect the motor cortex and motoneurons in humans, *Journal of Physiology* 586, p. 1277-1289.
- McGill S. M., Grenier S., Kavcic N., Cholewicki J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13, p. 353-359.

Médecine des Arts, *définition de l'EMG*.

Consulté le 6 avril 2013, disponible sur :

<http://www.medecine-des-arts.com/+Elecromyogramme-de-surface-EMG-.html>

Morana C.. *M1 UE1 E3.1 – Performance : de l'athlète jusqu'au muscle*, consulté le 10 décembre 2012, disponible sur :

http://robin.candau.free.fr/M1%20UE1-E3.1_Morana.pdf

Musculation.com, *vidéos d'exercices de musculation*.

Consulté le 1^{er} décembre 2012, disponible sur :

<http://www.musculation.com/abdos1.htm>

Passion4Profession, *vidéos d'exercices de musculation et descriptions*.

Consulté le 1^{er} décembre 2012, disponible sur :

<http://www.passion4profession.net/fr/exercices-abdominaux/>

Preuss R., Fung J. (2008). Musculature and biomechanics of the trunk in the maintenance of upright posture, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18, p. 815-828.

Roland M. (1986). A critical review of the evidence for a pain-spasm-pain cycle in spinal disorders, *Clin. Biomech.* 1, p. 102-109.

Sarti M. A., Monfort M., Fuster M. A., Villaplana L. A. (1996). Muscle activity in upper and lower rectus abdominis during abdominal exercises, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 77, p. 1293-1297.

Staudenmann D., Potvin J. R., Kingma I., Stegeman D. F., van Dieën J. H. (2007). Effects of EMG processing on biomechanical models of muscle joint systems : Sensitivity of trunk muscle moments, spinal forces and stability, *Journal of Biomechanics* 40, p. 900-909.

Staudenmann D., Roeleveld K., Stegeman D. F., van Dieën J. H. (2010). Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – A tutorial and review, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, p. 375-387.

TMSi, *informations sur l'équipement de mesure*.

Consulté le 28 décembre 2012, disponible sur :

<http://www.tmsi.com>

Tsao H., Galea M. P., Hodges P. W. (2008). Reorganization of the motor cortex is associated with postural control deficits in recurrent low back pain, *Brain 131*, p. 2161-2171.

Tucker K. J., Hodges P. W. (2009). Motoneurone recruitment is altered with pain induced in non-muscular tissue, *Pain 141*, p. 151-155.

Vera-Garcia F. J., Moreside J. M., McGill S. M. (2011). Abdominal muscle activation changes if the purpose is to control pelvis motion or thorax motion, *Journal of Electromyography and Kinesiology 21*, p. 893-903.

Whiting W. C., Rugg S., Coleman A., Vincent W. J. (1999). Muscle activity during sit-ups using abdominal exercises devices, *Strength. Cond. Res. 13*, p. 339-345.

Wikipedia, *définition de l'EMG*.

Consulté le 6 avril 2013, disponible sur :

<http://fr.wikipedia.org/wiki/%C3%89lectromyogramme>

Zazulak B. T., Ponce P. L., Straub S. J., Medvecky M. J., Avedisian L., Hewett T. E. (2005). Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing, *Journal of Orthop. Sports Phys. Ther. 35*, p. 292-299.

8. Annexes

8.1. Document de droit et confidentialité

Sciences du Mouvement et du Sport, Département de Médecine, Université de Fribourg

Consentement pour l'étude :

« Les muscles de la partie lombaire du tronc travaillent-ils d'une manière homogène lors de divers exercices moteurs ? »

Je, soussigné, certifie :

- avoir compris et accepté les informations données
- avoir pu poser toutes les questions souhaitées et avoir reçu des réponses satisfaisantes.
- être informé que toutes les données personnelles et les résultats obtenus à mon sujet, ainsi que ma participation à l'étude sont confidentiels et ne seront disponibles que pour les chercheurs directement impliqués dans cette étude.
- être informé que les résultats obtenus lors de l'étude seront publiés de manière anonyme, et sous une forme qui ne peut pas m'identifier, dans une ou plusieurs publications scientifiques. J'y ai donné mon accord.
- consentir à participer volontairement à l'étude susmentionnée comme sujet.

Participant de l'étude

Nom :

Prénom :

Signature :

Personne ayant conduit l'entretien de consentement

Je confirme avoir personnellement expliqué au sujet désigné ci-dessus la nature, le but, la durée, les effets et risques prévisibles de l'étude.

Nom : Andrey

Prénom : Grégoire

Signature :

8.2. Sources des figures

- Figure 1 : Konrad P. (2005), The ABC of EMG (p. 4).
- Figure 2 : Konrad P. (2005), The ABC of EMG (p. 18).
- Figure 3 : http://robin.candau.free.fr/M1%20UE1-E3.1_Morana.pdf
- Figure 4: Konrad P. (2005), The ABC of EMG (p. 20).
- Figure 5 : Konrad P. (2005), The ABC of EMG (p. 10).
- Figures 6 à 10 : Bettinzoli F. (2005), Appareil locomoteur : anatomie et radiologie.
- Figure 11 : Photos prises durant les expériences (07.03.13–02.04.13).
- Figure 12 : Photo prise le 21.03.13 (Université de Fribourg).
- Figure 13 : http://www.tmsi.com/images/stories/Accessorylist_2013.pdf
- Figure 14 : Photo prise le 21.03.13 (Université de Fribourg).
- Figure 15 : Photo prise le 21.03.13 (Université de Fribourg).
- Figure 16 : Photos prises durant les expériences (07.03.13–02.04.13).
- Figure 17 : <http://blog.fysiki.com/wp-content/uploads/2010/12/abdos.jpg>
http://www.corpshumain.ca/muscle_dos.php
- Figure 18 : Photos prises durant les expériences (07.03.13 – 02.04.13).
- Figure 19-20-21 : Figures créées sur MATLAB avec les données EMG.
- Figure 22-23 : <http://blog.fysiki.com/wp-content/uploads/2010/12/abdos.jpg>
http://www.corpshumain.ca/muscle_dos.php
- Figures 24-26-27-29 : Figures créées sur MATLAB avec les données EMG.
- Figures 25-28 : Tableaux créés avec les données de MATLAB.

9. Remerciements

La réalisation de ce travail a été rendue possible grâce à l'intervention de plusieurs personnes. Tout d'abord, mes remerciements vont à Monsieur Didier Staudenmann, co-conseiller, pour m'avoir suivi durant toute la période de travail et m'avoir donné des conseils avisés.

Ensuite, je remercie également Monsieur Wolfgang Taube pour son rôle de conseiller, mais aussi pour la mise à disposition d'un laboratoire pour effectuer les expériences ainsi que le prêt de tout l'équipement de mesure.

Un grand merci à Madame Marie Javet, étudiante de Master en stage à l'Université de Fribourg, pour son aide précieuse durant les expériences.

Mes remerciements s'adressent naturellement aux quinze sujets qui se sont portés volontaires pour prendre part à cette étude. Merci pour leur disponibilité et leur patience.

Enfin, je remercie ma famille et mes proches pour leur présence, leur aide et leur soutien continus durant la réalisation de ce travail de Master.

10. Déclaration personnelle

"Je, soussigné, certifie avoir réalisé le présent travail de façon autonome, sans aide illicite quelconque. Tout élément emprunté littéralement ou mutatis mutandis à des publications ou à des sources inconnues, a été rendu reconnaissable comme tel."

Fribourg, le 1^{er} juillet 2013

Grégoire Andrey

11. Droits d'auteur

"Je, soussigné, reconnais que le présent travail est une partie constituante de la formation en Sciences du Mouvement et du Sport à l'Université de Fribourg. Je m'engage donc à céder entièrement les droits d'auteur - y compris les droits de publication et autres droits liés à des fins commerciales ou bénévoles - à l'Université de Fribourg.

La cession à tiers des droits d'auteur par l'Université est soumise à l'accord du soussigné uniquement.

Cet accord ne peut faire l'objet d'aucune rétribution financière."

Fribourg, le 1^{er} juillet 2013

Grégoire Andrey