

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté d'éducation physique et sportive

Pauses actives pendant le travail à l'ordinateur:
impact de contractions dynamiques sur la variabilité
d'activation musculaire du trapèze

par Dominique Georges

Mémoire présenté à la
Faculté d'éducation physique et sportive
en vue de l'obtention du grade de
Maître en science de l'activité physique

Janvier 2014

© Dominique Georges, 2014

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté d'éducation physique et sportive

Pauses actives pendant le travail à l'ordinateur:
impact de contractions dynamiques sur la variabilité
d'activation musculaire du trapèze

Dominique Georges

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes:

Isabelle Dionne, PhD	Présidente du jury
Alain Delisle, PhD	Directeur de recherche
Christian Larivière	Évaluateur externe
Félix Berrigan	Évaluateur interne

Mémoire accepté le _____

Sommaire

L'ordinateur est de plus en plus utilisé afin d'accomplir les tâches reliées au travail, et cela est d'autant plus vrai chez les femmes de 25 à 54 ans. Avec ce nouvel outil de travail vient de nouvelles blessures musculosquelettiques dites occupationnelles, et les douleurs à la région cervico-scapulaire semblent tenir à elles seules une place prépondérante. Comme beaucoup de travailleurs canadiens remplissent une partie considérable de leurs fonctions à l'aide d'un ordinateur, il est dès lors essentiel de mieux comprendre ces blessures et de trouver des façons d'y remédier.

Plusieurs théories ou modèles ont tenté d'expliquer les douleurs associées à ces blessures occupationnelles, de même que plusieurs formes d'interventions préventives ou thérapeutiques ont été évaluées. L'une de ces théories, nommée l'hypothèse des fibres Cendrillon, stipule que la durée de la sollicitation des fibres musculaires lentes serait tributaire des dommages qui leurs sont infligés, plutôt que le niveau de force que le muscle aurait à déployer. Comme le travail à l'ordinateur implique une faible contraction musculaire de longue durée, l'hypothèse des fibres Cendrillon représente une base crédible pour tenter de trouver des interventions efficaces qui limiteront les douleurs cervico-scapulaires dans ce contexte. Pour palier à ce problème, une intervention qui semble être prometteuse est l'introduction de pauses actives dans la séance de travail. Ces pauses auraient pour effet d'augmenter la variabilité de l'activation des fibres Cendrillon afin d'éviter leur surutilisation. À ce jour, les recherches ayant porté sur ce sujet suivaient une méthodologie peu réaliste pour appliquer l'intervention en milieu réel. De plus, les tâches de travail à l'ordinateur n'étaient que de très courte durée, ce qui est peu représentatif d'une vraie journée de travail.

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'impact des pauses actives dans un contexte se rapprochant davantage de la réalité. Nous avons comparé une séance de travail à l'ordinateur sans pause avec une séance comprenant des pauses actives, et ce au niveau de la variabilité d'activation musculaire et du

degré de douleur ressentie par les sujets. Nos hypothèses étaient: 1) la tâche avec des pauses actives comprenant un mouvement dynamique d'abduction des bras créera d'avantage de variabilité au sein du trapèze comparé à une séance de travail sans pause, 2) l'inconfort sera inférieur lors de la tâche comprenant les pauses actives comparé à la tâche sans pause.

Nos sujets étaient 15 femmes droitrière âgées de 20 à 35 ans. L'activité myographique des trapèzes droit et gauche était mesurée dans les divisions supérieures, transverses et inférieures. Les données ont été recueillies à l'aide d'un système d'EMG de surface Bagnoli-16 (Delsys Inc., Wellesley, MA, USA). Le niveau de douleur ressentie par les sujets était également mesuré à l'aide d'une échelle visuelle analogue. La tâche consistait à corriger un texte à l'aide de la souris tenue dans la main droite pendant une période de 90 minutes. Une séance avait lieu en continu, alors que l'autre séance incluait des pauses actives aux 15 minutes, consistant en une abduction dynamique des bras avec des poids de 1 Kg dans chaque main.

Aucune différence significative n'a été retrouvée au niveau de la douleur entre les deux types de séance. La division transverse du trapèze gauche (côté non-utilisé) fut la seule à voir sa variabilité augmenter, et ce avec des classes de durées plus courtes ($p < 0,05$).

Les pauses actives n'ont pas réussi à créer un changement dans la variabilité du trapèze supérieur, cette division étant normalement la principale visée par les douleurs. Dans le même sens, elles n'ont pas réussi à diminuer l'inconfort des sujets. Cependant, il y avait si peu de douleur chez les sujets qu'une différence significative à ce niveau était difficile à obtenir.

Cette étude ne supporte pas pour l'instant le bénéfice que pourrait avoir l'implantation de pauses actives dynamique de faible intensité chez les travailleurs à l'ordinateur. Les résultats de notre étude ne supportent que partiellement notre hypothèse et ne vont que partiellement dans la même direction que la littérature. Le protocole utilisé n'a pas réussi à susciter une

douleur considérable chez les sujets. Avec un protocole suscitant davantage de douleur, il est de mise de considérer que cette même intervention pourrait peut-être avoir un impact sur la variabilité du trapèze et le niveau de douleur. De la même manière, un protocole créant un certain stress chez les sujets pourrait modifier l'impact de l'intervention. D'autres études sont recommandées à cet effet.

TABLE DES MATIÈRES

PAGE TITRE.....	1
PRÉSENTATION DU JURY.....	2
SOMMAIRE.....	3
REMERCIEMENTS.....	11
INTRODUCTION.....	12
1. L'ACCROISSEMENT DU TRAVAIL À L'ORDINATEUR.....	12
2. LES DOULEURS ET INCONFORTS RELIÉS AU TRAVAIL À L'ORDINATEUR	13
3. LES DOULEURS DE LA RÉGION DU COU ET DE L'ÉPAULE.....	14
4. LA MYALGIE DU TRAPÈZE.....	15
PREMIÈRE PARTIE: LA RECENSION DES ÉCRITS.....	17
1. L'ÉTILOGIE.....	17
1.1 Problématique multifactorielle.....	17
1.2 La position statique et l'hypothèse cendrillon.....	18
1.3 Les facteurs psychosociaux.....	20
2. LE MODÈLE DE L'ADAPTATION À LA DOULEUR.....	21
3. CARACTÉRISTIQUES ÉLECTROMYOGRAPHIQUES DE LA MYALGIE DU TRAPÈZE	23
3.1 Résultats incohérents.....	23
3.2 La fatigue.....	25
4. CARACTÉRISTIQUES POSTURALES.....	27
4.1 Différences posturales entre sujets sains et symptomatiques....	27
4.2 Différences entre la posture de repos et la posture de travail....	28
4.3 Différences posturales radiologiques.....	29
4.4 Résultats contradictoires.....	29
4.5 Signification clinique	30
4.6 Posture et électromyographie.....	31
5. LA PRÉVENTION ET LE TRAITEMENT DES DÉSORDRES MUSCULOSQUELETIQUES CHEZ LES TRAVAILLEURS UTILISANT UN POSTE INFORMATIQUE.....	31
5.1 Les approches thérapeutiques.....	32
5.1.1 Le rétrocontrôle musculaire.....	32
5.1.2 Les programmes d'exercices.....	36

5.2 Les approches préventives.....	40
5.2.1 L'ergonomie.....	40
5.2.2 Les pauses.....	42
5.2.2.1 Les pauses passives et les micro-pauses.....	43
5.2.2.2 Les pauses actives avec étirements.....	43
5.2.2.3 Les pauses actives avec mouvements spécifiques.....	44
5.2.2.4 Résultats contradictoires concernant les pauses actives.....	44
5.2.2.5 Limites.....	45
6. EN RÉSUMÉ.....	46
DEUXIÈME PARTIE: LE BUT ET LES HYPOTHÈSES.....	48
1. LE BUT.....	48
2. LES HYPOTHÈSES.....	49
CHAPITRE 3: LA MÉTHODOLOGIE.....	50
1. LES PARTICIPANTS.....	50
2. DEVIS DE RECHERCHE.....	51
3. LES VARIABLES.....	51
4. LES PROCÉDURES.....	51
4.1 Étapes préalables.....	51
4.2 La collecte de données.....	52
4.2.1 L'instrumentation.....	52
4.2.2 La tâche.....	53
4.2.3 L'intervention.....	54
4.2.4 L'acquisition des données.....	55
4.2.5 Le traitement des données.....	56
5. ANALYSES STATISTIQUES.....	59
QUATRIÈME PARTIE: LES RÉSULTATS.....	60
1. LA PRODUCTIVITÉ.....	60
2. ANALYSE DESCRIPTIVE DE L'ANALYSE MUSCULAIRE.....	61
3. EFFETS DE LA DURÉE DE LA TÂCHE ET DES INTERVENTIONS.....	64
3.1 Amplitude de l'activité musculaire.....	64
3.2 Variabilité de l'activité musculaire.....	67
3.3 Les repos musculaires.....	71
3.4 La douleur.....	74

CINQUIÈME PARTIE: ANALYSE ET INTERPRÉTATION DES	
RÉSULTATS.....	76
1. L'ACTIVITÉ MUSCULAIRE.....	77
2. TRANSFERT DE L'ACTIVITÉ D'UNE DIVISION MUSCULAIRE À UNE AUTRE.....	80
3. LA VARIABILITÉ.....	83
4. LES REPOS MUSCULAIRE.....	83
5. LA DOULEUR.....	84
6. EXPLICATIONS POSSIBLES RELATIVES AUX DIFFÉRENCES DANS LES RÉSULTATS.....	85
7. RÉSULTATS DANS LE SOUS-GROUPE AYANT EU PLUS DE DOULEUR.....	86
8. LIMITES.....	90
9. AVENUES DE RECHERCHES.....	92
CONCLUSION.....	93
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	95

LISTE DES FIGURES

Figure 1 -	Positionnement des électrodes.....	55
Figure 2 -	Matrice EVA.....	58
Figure 3 -	Productivité des sujets.....	60
Figure 4 -	Valeurs moyennes de l'APDF 10 du trapèze transverse gauche pour chacune des interventions en fonction des différents blocs de temps.....	66
Figure 5 -	Valeurs moyennes de l'APDF 50 du trapèze transverse gauche pour chacune des interventions en fonction des différents blocs de temps.....	66
Figure 6 -	Moyenne des APDF 50 (avec pauses).....	81
Figure 7 -	Moyenne des APDF 50 (sans pauses).....	82
Figure 8 -	Comparaison des APDF 50 du trapèze supérieur gauche	87
Figure 9-	Comparaison des APDF 50 du trapèze supérieur droit	88
Figure 10-	Comparaison des indices de variabilité de durée du trapèze supérieur gauche.....	89
Figure 11-	Comparaison des indices de variabilité de durée du trapèze supérieur droit.....	89

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 - Valeurs moyennes et écart-type des APDF de tous les sujets (N=15) selon chaque intervention et chaque bloc de temps, pour le côté droit, et pour le côté gauche.....	62
Tableau 2 - Effets principaux des APDF	65
Tableau 3 - Résultats des indices d'intensité et de durée de l'EVA.....	69
Tableau 4 - Résultats des repos musculaires relatifs.....	72
Tableau 5 - Analyse descriptive du niveau de douleur	74
Tableau 6 - Résultats de l'ANOVA de l'échelle visuelle analogue pour la douleur.....	75
Tableau 7 - Comparaison de l'activité musculaire des trapèzes supérieurs avec d'autres études	78

Remerciements

Je tiens à remercier sincèrement les personnes suivantes qui ont contribué à la réalisation de ce projet. Merci à mon directeur Alain Delisle, PhD, pour son aide, son rôle de mentor et ses conseils judicieux, merci à François Thénault pour son extraordinaire travail au laboratoire de biomécanique, sa patience à toute épreuve et ses encouragements. Enfin, merci à ma famille pour leur soutien et leur compréhension, et merci à mon amie Caroline Doyon pour son aide, ses conseils et ses innombrables paroles d'encouragement.

INTRODUCTION

1. L'accroissement du travail à l'ordinateur

Les activités économiques de la société moderne dans laquelle nous vivons ont vu plusieurs changements s'imposer au courant des quelques dernières décennies. Les activités agricoles et manufacturières regroupent de moins en moins de travailleurs, et ce au profit des emplois de bureau. Dans un passé qui n'est toutefois pas si lointain, les dactylographes, les copistes au carbone et les calculatrices représentaient les outils principaux d'un travailleur de bureau. Aujourd'hui, l'ordinateur est l'outil de travail principal pour bien des travailleurs. De surcroît, il est utilisé pour bien d'autres fonctions que l'écriture et le calcul, et son utilisation se prolonge souvent une fois les heures de travail terminées, que ce soit pour de la recherche d'informations personnelles ou pour les loisirs.

Dans le contexte du travail, l'utilisation de l'ordinateur touchait 33 % des travailleurs canadiens en 1989. En une seule décennie, l'augmentation a été spectaculaire : la proportion des travailleurs utilisant un ordinateur à leur emploi principal est passée à 57 % en 2000 et, de ces travailleurs, près de 80 % l'utilisait chaque jour (Marshall, 2001). Cela représente près du double de travailleurs en seulement 10 ans, portant concrètement le nombre de travailleurs canadiens qui utilisent un ordinateur chaque jour à 6,4 millions. Cette croissance est présente au Canada, mais elle est aussi retrouvée dans plusieurs autres pays industrialisés tels les États-Unis, la Suède, la Finlande et la France (Marshall, 2001).

Les femmes utiliseraient l'ordinateur au travail davantage que les hommes, et ce constat tend à se maintenir avec les années. En effet, en 1989, 38 % des femmes travaillaient avec un ordinateur, comparé à 32 % chez les

hommes. En 2000, les proportions sont de 60 % chez les femmes et 54 % chez les hommes (Marshall, 2001).

Le revenu, le secteur d'activité et l'âge influencent également l'utilisation de l'ordinateur au travail. Ainsi, plus le revenu annuel augmente, plus la proportion des travailleurs utilisant l'ordinateur est élevée. Les secteurs où l'ordinateur est utilisé le plus fréquemment sont les professions libérales (86 %), les emplois de bureau (84 %) et les postes de gestion. Enfin, les personnes appartenant au groupe d'âge 15-24 ans étaient moins susceptibles d'utiliser un ordinateur dans le cadre de leur emploi que ne l'étaient les gens du groupe 25-54 ans, mais ils l'étaient davantage que les 55 ans et plus (Marshall, 2001). Bien que ces données datent de 2001, on peut aisément supposer que ces tendances sont les mêmes ou se sont accentuées.

En résumé, l'ordinateur est de plus en plus utilisé afin d'accomplir les tâches reliées au travail, et cela est d'autant plus vrai chez les femmes de 25 à 54 ans occupant une profession libérale, un poste de gestion ou un emploi de bureau.

2. Les douleurs et inconforts reliés au travail à l'ordinateur

Avec ce nouvel outil de travail viennent des blessures musculosquelettiques dites occupationnelles telles que l'épicondylite, le syndrome du tunnel carpien, les cervicalgies, les myalgies, et plusieurs autres. De manière générale dans la population des travailleurs du Québec, les douleurs au cou semblent tenir à elles seules une place prépondérante, atteignant une prévalence annuelle de 47,8 % selon une étude parue en 2005 (Leroux, Brisson et Montreuil, 2005). La situation serait semblable dans d'autres pays industrialisés : 33,7 % au Royaume-Uni et 27,1 % en Norvège (Eriksen, Natvig, Knardahl et Bruusgaard, 1999; Palmer, Walker-Bone, Griffin, Syddall, Pannett et Coggon, 2001).

Dans une étude néerlandaise visant spécifiquement les gens qui travaillent à l'ordinateur, une prévalence sur un an de 54 % a été rapportée en ce qui a trait à la présence d'au moins une douleur dans les régions du cou, de l'épaule, du bras ou de la main. Les sites les plus fréquemment rapportés étaient le cou (33 %) et l'épaule (31 %), suivi par la partie supérieure du bras (12 %) et la main (11 %) (Eltayeb, Staal, Kennes, Lamberts et De Bie, 2007). De surcroît, une étude danoise impliquant 9480 personnes travaillant à l'ordinateur a rapporté une prévalence de 4,1 % et 3,4 % de douleur modérée à sévère pour le cou et l'épaule respectivement (Brandt, Andersen, Lassen, Kryger, Overgaard, Vilstrup et Mikkelsen, 2004).

En définitive, les douleurs de la région du cou et de l'épaule chez les travailleurs utilisant un ordinateur régulièrement sont fréquentes. Cette situation est vraie au Québec, mais semble être une caractéristique du monde du travail des pays industrialisés en général. Comme beaucoup de travailleurs canadiens remplissent une partie considérable de leurs fonctions à l'aide d'un ordinateur, il est dès lors essentiel de mieux comprendre ces problèmes de santé et de trouver des façons d'y remédier.

3. Les douleurs de la région du cou et de l'épaule

Il est très souvent difficile d'associer un diagnostic précis aux troubles musculosquelettiques retrouvés en milieu de travail. La description de la douleur par le patient peut correspondre à des signes légers de différentes pathologies, les signes et symptômes peuvent facilement être classés dans différents diagnostics, ou au contraire ne semblent être compatible avec aucun diagnostic (Sluiter, Rest, Frings-Dresen, 2001).

Les douleurs se localisant entre le cou et l'épaule sont généralement qualifiées de douleurs non spécifiques du cou ou de troubles cervicaux avec irradiation. Ces derniers excluent les troubles radiculaires avec zones d'irradiations précises, et incluent les troubles avec zones d'irradiations diffuses résultant d'une irritation des tissus conjonctifs profonds, des os, des

articulations zygapophysiales, des disques intervertébraux et des muscles (Sluiter et al., 2001).

Malgré l'absence d'un consensus final sur les critères diagnostics, les diagnostics fréquemment retrouvés dans le cadre des troubles musculosquelettiques reliés au travail touchant la région cou/épaule sont la myalgie du trapèze, la cervicalgie et le syndrome de tension cervicale (Juul-Kristensen, Kadefors, Hansen, Byström, Sandsjö et Sjøgaard, 2006). Nous nous intéresserons ici à la myalgie du trapèze.

4. La myalgie du trapèze

La myalgie du trapèze se veut, par définition, une douleur musculaire ressentie au sein du trapèze. Le muscle trapèze couvre une grande zone du cou, de l'épaule postéro-supérieure et du dos. Il provient de l'occiput, du ligament nuchal et des vertèbres thoraciques, jusqu'à T10. Ses insertions sont sur le 1/3 latéral de la clavicule, sur l'acromion et sur l'épine de la scapula. Il est divisé en 3 sections : le trapèze supérieur, le moyen et l'inférieur. Dans les cas de douleurs cervicoscapulaires, il serait donc plus précis de parler de myalgie du trapèze supérieure.

Parmi les affections du cou et de l'épaule touchant les travailleurs de bureau, la myalgie du trapèze est retrouvée fréquemment. Dans une étude portant sur la prévalence des signes et symptômes de la région cou-épaule retrouvés chez les femmes travaillant à un poste informatique, Juul-Kristensen et al. (2006) ont pu poser le diagnostic de myalgie du trapèze dans 38 % des cas, syndrome de tension cervicale dans 17 % des cas et cervicalgie dans 17% des cas. Les critères diagnostic de cette étude pour la myalgie du trapèze étaient de la douleur au cou, une sensation de raideur dans le trapèze, et des points gâchettes palpables dans ce muscle. Veierstedt et Westgaard (1993) ont utilisé les critères diagnostics suivant pour cette affection : douleur au cou et à l'épaule depuis au moins 2 semaines et atteignant un niveau d'intensité rendant

le travail difficile, ainsi que la présence d'au moins un point gâchette douloureux dans le trapèze présent à la palpation.

La myalgie du trapèze est donc une condition commune et relativement facile à diagnostiquer, ne nécessitant aucun examen invasif ou techniquement complexe. Cependant, au-delà de la nomenclature qu'on lui associe aisément, il est important de connaître les mécanismes qui sous-tendent cette condition et, ultimement, de cibler des stratégies préventives et thérapeutiques efficaces.

PREMIÈRE PARTIE : LA RECENSION DES ÉCRITS

1. L'étiologie

1.1 *Problématique multifactorielle*

L'étiologie des douleurs de la région du cou et de l'épaule chez les travailleurs de bureau demeure encore floue. Nous savons toutefois qu'une étiologie précise n'est pas en cause, mais que plusieurs facteurs peuvent en être responsables et s'influencer entre eux. De plus, nous savons que le travail à l'ordinateur en soi n'est pas une cause de douleur au cou et à l'épaule (Waersted, Hanvold et Veiersted, 2010). D'autres facteurs de risques doivent s'y superposer pour qu'il en résulte des douleurs.

Dans une revue systématique faite par Côté, Cassidy, Carroll, Hogg-Johnson, Holm et Peloso (2009), 109 articles concernant les douleurs de la région cou/épaule ont été jugés scientifiquement admissibles et ont été retenus. Parmi les facteurs étiologiques relevés, nous retrouvons l'âge (4e et 5e décennie), le sexe féminin, un historique de troubles musculo-squelettiques, une capacité musculaire de faible à modérée au niveau de la musculature du cou et des épaules, un haut niveau de tension psychologique au travail, une faible perception du support offert par les collègues, une flexion du cou de plus de 20 degrés durant au moins 70 % du temps de travail, une extension de la tête de plus de 3 degrés, la position du clavier et de la souris, un travail de répétition ou de précision, et un travail prolongé dans la même position statique.

La revue de la littérature de Visser et van Dieën (2006) portant sur la pathophysiologie des désordres musculaires du membre supérieur (DMMS) nous démontre également qu'il existe de multiples mécanismes possibles, mais qu'aucun ne semble être prépondérant. Aucune des hypothèses ne forme une

explication complète, et aucune n'est supportée par suffisamment de données empiriques. De plus, les auteurs rapportent que les dommages au niveau des cellules musculaires et une limitation de la circulation sanguine sont présents dans les DMMS, mais qu'en contrepartie la présence de ces deux signes n'apporte pas systématiquement des symptômes. Les auteurs font une synthèse des mécanismes proposés dans la littérature qui sont le plus à même d'expliquer les DMMS (pas nécessairement relié à l'utilisation de l'ordinateur, incluant les problématiques du tissu musculaire, excluant les désordres tendineux ou d'insertion tendineuse). Ces mécanismes sont: 1) le recrutement sélectif et la surcharge des unités motrices de type I (hypothèse Cendrillon), 2) l'accumulation intracellulaire de calcium, 3a) une circulation sanguine altérée, 3b) des lésions de réperfusion 3c) l'interaction entre les vaisseaux sanguins et les nocicepteurs, 4a) la transmission des forces myofasciales, 4b) les forces de cisaillements intramusculaires, 5) les points gachettes, et 6) la réponse altérée au stress thermique. Enfin, les auteurs soulignent que malgré le manque de clarté actuelle concernant le rôle que tient chaque mécanisme dans la production des DMMS, la littérature indique néanmoins que l'activité musculaire, plus particulièrement des fibres musculaires de type I, pourrait être une cause primaire des DMMS (hypothèse des fibres Cendrillon). Une sollicitation excessive dans le temps, et non en terme d'intensité, pourrait être la raison emmenant ces fibres musculaires à produire des symptômes douloureux.

1.2 La position statique et l'hypothèse de Cendrillon

La position adoptée par les travailleurs de bureau est généralement maintenue sur de longues périodes et n'implique que très peu de mouvement. Par contre, la charge imposée à la musculature est de faible envergure. Il fut un temps où une faible contraction du trapèze de moins de 5 % de la contraction volontaire maximale (CVM) était considéré sécuritaire (Jonsson, 1978). Or, nous savons aujourd'hui qu'une contraction de cette envergure maintenue pendant de longues périodes peut donner naissance à des douleurs de la région du cou et de l'épaule (Aaras, 1994; Andersen, Kaergaard, Mikkelsen,

Jensen, Frost, Bonde et Thomsen, 2003; Hägg, 1991). Des périodes soutenues de faible intensité (SULMA: sustained low-level muscle activity) seraient plus fréquentes et plus longues chez les travailleurs souffrant de douleurs à la région cou/épaule comparée à leurs collègues sains (Ostensvik et al., 2009a) et le risque de développer des douleurs dans l'année suivante est également plus élevé chez les sujets ayant de plus longues et de plus fréquentes SULMA (Ostensvik, Veiersted et Nilsen, 2009). Bien que plusieurs métiers impliquent une contraction faible et soutenue des trapèzes (dentistes, opérateur en manufacture, opérateur de machinerie lourde, etc.), les travailleurs de postes informatiques présentent une des plus hautes incidences de douleur au cou (Côté et al, 2009).

Le principe de recrutement selon la taille de Henneman (Henneman, Somjen et Carpenter, 1965) énonce qu'au sein d'un muscle, les petites unités motrices sont recrutées avant les grosses. Les petites unités motrices sont composées de fibres lentes. On les nomme fibres musculaires de types I, alors que les grosses unités motrices, les fibres dites rapides, sont nommées fibres musculaires de type II. Lors d'une contraction modérée, la force est donc essentiellement produite par les fibres lentes. Pendant une contraction musculaire soutenue, certaines unités motrices sont alternativement recrutées puis dérecrutées, et une substitution a lieu par le recrutement de nouvelles unités motrices (Westgaard et DeLuca, 1999; Fallentin, Sidenius et Jorgensen, 1985; McLean et Goudy, 2004).

L'hypothèse Cendrillon, développée par Hägg (1991), fait référence au célèbre personnage de Disney qui était la première levée et la dernière couchée. L'hypothèse stipule que les tâches de faible intensité recrutent de manière stéréotypée seulement une fraction des unités motrices disponibles et que l'absence de substitution pendant une tâche prolongée, c'est-à-dire l'activité continue de ces unités motrices, serait la cause des dommages infligés à ces dernières. Elles seraient activées trop longtemps, avec un temps de récupération trop court. La durée de la sollicitation des fibres lentes serait ainsi

tributaire des dommages qui leur sont infligés, plutôt que le niveau de force que le muscle aurait à déployer.

Du point de vue cellulaire, les fibres endommagées présentent une apparence de fibres rouges loqueteuses, ou fibres musculaires mitées, liée à des dommages de la membrane cellulaire et à une prolifération mitochondriale compensatoire au métabolisme oxydatif défaillant (Visser et van Dieën, 2006). À cet égard, il n'est pas surprenant qu'un métabolisme anaérobie accru soit retrouvé dans les trapèzes des patients myalgiques (Roseldal, Larsson, Kristiansen, Peolsson, Soggard, Kjaer et Gerdle, 2004). Ces fibres rouges loqueteuses sont par ailleurs retrouvées en proportion élevée au sein du trapèze myalgique comparée au trapèze sain (Larsson, Börk, Henriksson, Gerdle et Lindman, 2000) et la proportion est d'autant plus élevée qu'est la sévérité de la douleur (Hägg, 2000). Le fait que ces fibres musculaires rouges loqueteuses seraient également reliées à une diminution de l'apport sanguin, comme démontré dans le muscle ischémique du rat, est d'un grand intérêt puisqu'un des pathomécanismes proposés pour la myalgie chronique est une diminution de la microcirculation dans le muscle (Heffner et Barron, 1978; Larsson R., Oberg et Larsson S.E., 1999).

Nous savons donc qu'une activité soutenue des fibres musculaires de type I peut être responsable des dommages qui lui sont infligés. Des liens ont également été observés entre ces dommages et la microcirculation sanguine. Comme nous savons que des facteurs psychosociaux, par exemple le stress, peuvent modifier de manière notable certains paramètres physiologiques telle la pression artérielle et l'activation musculaire, il est justifié de s'interroger sur le rôle que pourraient avoir ces facteurs sur l'activité des unités motrices de type I.

1.3 Les facteurs psychosociaux

Parmi les facteurs de risque recevant de l'attention de la part des chercheurs, le stress en est un qui est fréquemment étudié. Omniprésent dans notre société moderne occidentale, le stress donne lieu à une multitude de

changements physiologiques chez le sujet qui le vit : augmentation du rythme cardiaque, pression artérielle supérieure et autres manifestations du système nerveux sympathique. Du point de vue musculaire, une stimulation du système nerveux sympathique créera de la vasoconstriction et gênera alors les échanges gazeux et l'apport de nutriments. De surcroît, le stress pourrait également être responsable de changements au niveau de l'activité myoélectrique du trapèze en terme d'augmentation de l'activité (RMS: root-mean-square) et d'une diminution du temps de repos (RRT: relative rest time) (Larsman, Thorn, Sogaard, Sandsjö, Sjogaard et Kadefors, 2009; Kristiansen, Mathiesen, Nielsen, Hansen, Shibuya, Petersen et Sögaard, 2009). Ces changements observés expliqueraient, du moins partiellement, pourquoi les gens percevant une demande accrue au travail ou ayant une moins bonne gestion de stress seraient plus susceptibles à ressentir de la douleur dans la région cou/épaule.

Plusieurs facteurs de risque pertinents ont été soulevés au cours des années, souvent suivi de mesures mises en place pour y remédier. Or, les résultats ont été plus ou moins satisfaisants puisque les troubles musculosquelettiques de la région cou/épaule demeurent fréquents (Eltayed et al., 2007; Leroux et al., 2005). Aujourd'hui encore, de nombreuses études cherchent à cibler les facteurs de risques ayant le plus d'influence afin de diriger de manière plus efficace les interventions. Malheureusement, trop peu d'études prospectives sont réalisées. En conséquence, pour de nombreuses caractéristiques retrouvées chez les travailleurs avec douleur, il est difficile de déterminer si ces dernières représentent une cause ou une conséquence.

2. Le modèle de l'adaptation à la douleur

Que ce soit au sujet de l'amplitude de mouvement ou de l'activation d'un muscle, les changements observés chez un sujet ayant des douleurs peuvent difficilement être étiquetés comme étant soit la cause, soit la conséquence. En fait, les deux situations sont possibles.

Le modèle de l'adaptation à la douleur proposé par Lund, Donga, Widmer et Stohler (1991) stipule que la douleur dans une région précise produit une réorganisation du contrôle moteur de cette même région. L'afférence nociceptive converge avec les motoneurones au niveau spinal et résulte en une inhibition des muscles agonistes et en une facilitation des muscles antagonistes. De cette manière, l'amplitude de mouvement est réduite ce qui protégera le corps à subir davantage de dommages.

Cette théorie a été testée à plusieurs reprises, particulièrement avec la création d'une douleur expérimentale, et elle a été supportée (Madeleine, Lundager, Voigt et Arendt-Nielsen, 1999; Madeleine, Leclerc, Arendt-Nielsen, Ravier et Farina, 2006a). Toutefois, très peu d'études ont mis ce modèle à l'épreuve dans une tâche de travail à l'ordinateur. Deux études (Birch, Christensen, Arendt-Nielsen, Graven-Nielsen et Sögaard, 2000a; Birch, Graven-Nielsen, Christensen, Arendt-Nielsen, 2000b) se sont penchées sur l'activité des muscles de l'avant-bras lors de tâche de faible intensité (- de 10 % CVM).

Dans la première étude, un moment isométrique d'extension du carpe était généré par les sujets (Birch et al., 2000b). La douleur expérimentale avait été créée dans l'extenseur ulnaire du carpe et l'activité de ce dernier était mesurée, tout comme l'activité de l'extenseur radial du carpe et du fléchisseur radial du carpe. Les résultats obtenus ne supportaient pas le modèle de l'adaptation à la douleur. Selon les auteurs, ces résultats seraient dus à la nature de la tâche. Les études supportant le modèle de Lund et al. (1991) comportaient toutes des mouvements aux caractéristiques communes : mouvements grossiers comme la marche et la mastication, niveaux de force de modéré à moyen et une tâche n'impliquant pas de posture contraignante. Dans leur étude, la posture imposée assurait le maintien des mêmes conditions mécaniques. Dans cette situation, il peut devenir impossible pour le corps de s'ajuster en changeant la technique de travail afin de minimiser la douleur.

Dans un deuxième temps, les auteurs ont comparé deux tâches de travail à la souris : une de faible précision et une de haute précision (Birch et al., 2000b). Suite à l'injection de la solution saline dans l'extenseur ulnaire du carpe, la réorganisation musculaire se manifesta différemment pour chacune des tâches: l'activité de l'extenseur ulnaire du carpe fut diminuée pendant les moments de forte activité (10 à 14 % CVM) lors de la tâche de faible précision, supportant partiellement le modèle de l'adaptation à la douleur, alors que la tâche de haute précision ne présenta aucun changement dans l'activité musculaire. Le type de tâche semble donc déterminant dans la réorganisation musculaire ayant lieu dans un contexte de douleur expérimentale.

Bref, il est justifiable de demeurer prudent dans l'application du modèle de l'adaptation à la douleur pour la région cou-épaule lors du travail à l'ordinateur, puisque trop peu d'études nous éclairent à ce sujet. Les études ayant évalué le modèle dans le contexte du travail à l'ordinateur ont mesuré l'activité des muscles de l'avant-bras, et non ceux de la région cervicoscapulaire. De plus, il ne faut pas oublier que les tâches à l'ordinateur présentent certaines particularités : faibles niveaux d'activité musculaire de l'épaule et très peu d'amplitude de mouvement inscrit dans une tâche qui, semble-t-il, contraint de plus en plus aux postures statiques si l'on suit les recommandations ergonomiques.

3. Caractéristiques électromyographiques de la myalgie du trapèze

3.1 Résultats incohérents

Plusieurs tentatives ont été faites dans le but de mettre en évidence les particularités que présentaient les patients myalgiques (Szeto, Straker et O'Sullivan, 2005; Szeto, Straker et O'Sullivan, 2009a, 2009b; Goudy et McLean, 2006; Veiersted, Westgaard et Andersen, 1993; Thorn, Sogaard, Kallenberg, Sandsjö, Sjogaard, Hermens et Forsman, 2007). De manière générale, on remarque que les sujets avec douleurs ont tendance à avoir moins de temps de repos et une plus grande activité au niveau de la musculature du

cou. Notamment, le muscle du trapèze supérieur est souvent évalué. Cependant, trop d'études se concluent avec des résultats contradictoires aux précédentes pour qu'il puisse y avoir un consensus. Aucune ligne claire n'a donc pu être tracée à ce jour entre les sujets sains et les sujets symptomatiques en ce qui a trait aux caractéristiques électromyographiques.

À titre d'exemple, Szeto et al. (2005) ont remarqué une plus grande activité des trapèzes accompagnée d'une activité diminuée des extenseurs du cou chez les travailleurs de postes informatiques ayant des douleurs au cou et aux bras, alors que chez les travailleurs sains, on observait l'opposé. En 2009, la même équipe a cependant obtenu des résultats partiellement contradictoires: le groupe patient avait une activité musculaire significativement plus grande pour les érecteurs du cou (Szeto et al., 2009a, 2009b).

Goudy et McLean (2006) ont analysé le signal électromyographique des travailleurs de postes informatiques avec et sans myalgie du trapèze. Ils ont remarqué qu'il y avait significativement moins de temps de repos (EMG Gap) dans le groupe myalgique, mais seulement chez les femmes. Ils n'ont pas retrouvé d'évidence de fatigue du trapèze chez les myalgiques et l'activité EMG du trapèze n'était pas différente au repos entre les deux groupes. Dans le même sens, Veiersted et al. (1993) ont remarqué lors d'une étude prospective en milieu industriel que les femmes qui allaient développer une myalgie du trapèze avaient moins de temps de repos au niveau du trapèze, mais qu'aucune différence au niveau de l'amplitude EMG ne pouvait être notée. À l'opposé, Thorn et al. (2007) n'ont remarqué aucune différence entre le groupe sain et le groupe avec douleur lors d'une tâche informatique sans stress. Cependant, lors de la tâche avec stress, le groupe ayant rapporté des douleurs a démontré une fréquence de temps de repos inférieure et une amplitude supérieure.

Cela dit, bien qu'il y ait des pistes intéressantes, il y a encore incohérence entre les différentes études sur le sujet et des zones grises persistent. À ce jour, aucune caractéristique précise ne peut être déterminée en

ce qui a trait au signal électromyographique du trapèze chez les patients myalgiques. De plus, la causalité des observations demeure sans réponse : la comparaison entre des sujets sains et des sujets symptomatiques ne permet pas de savoir si les observations électromyographiques sont causées par la douleur ou si la douleur cause ces observations.

3.2 La fatigue

La recherche des signes électromyographiques de fatigue chez les myalgiques semble être une démarche logique puisqu'il a souvent été proposé que la fatigue était un facteur déclenchant dans les douleurs touchant les travailleurs pratiquant des tâches de faibles intensités (Sundelin et Hagberg, 1992; Rempel, Harrison et Branhart, 1992; Takala, 2002). Toutefois, la détection des indicateurs de fatigue avec l'EMG de surface (soit une diminution de la fréquence moyenne et/ou une augmentation de l'amplitude [Basmajian & DeLuca, 1985]) n'est pas facile dans les cas de tâches de faible intensité. Les changements dans la fréquence moyenne et dans l'amplitude sont moins cohérents pendant les contractions dynamiques de faible intensité et de longue durée que dans les cas de contractions avec de hauts niveaux de force (Nussbaum, 2001; Sogaard, Blangsted, Jorgensen, Madeleine et Sjogaard, 2003). Une revue de la littérature incluant 13 études portant sur des activités produisant des contractions soutenues de faibles amplitudes a révélé qu'il n'y avait pas de signes EMG de fatigue dans les activités impliquant une contraction de moins de 15 % CVM (De Looze, Bosch et Van Dieën, 2009). Cette technique de mesure apparaît donc limitée en termes de sensibilité dans ces conditions.

Or, Bosch, De Looze, Kingma, Visser et Van Dieën (2009) sont parvenus à détecter de la fatigue lors d'une tâche d'assemblage où l'amplitude moyenne variait entre 8.6 et 14.1 % CMV. Cette fatigue fut détectée par une diminution significative de la fréquence moyenne. Les auteurs expliquent l'absence de changement au niveau de l'amplitude de trois manières. Premièrement, les unités motrices, bien que fatiguées, peuvent parvenir à soutenir le faible niveau

de force demandé, ce qui éliminerait le besoin de recruter davantage d'unités motrices. Deuxièmement, la température des tissus peut augmenter pendant l'effort et ce changement provoquerait une diminution de l'amplitude et une augmentation de la fréquence mesurée. Enfin, l'amplitude peut avoir été affectée par une diminution de la force requise, résultat d'une amélioration de la technique de travail.

Dans une étude précédente lors d'une tâche de travail de faible intensité, Bosch, De Looze et Van Dieën (2007) avaient détecté des signes de fatigue électromyographiques au niveau de l'amplitude et de la fréquence moyenne. Toutefois, aucune corrélation n'avait pu être retrouvée dans cette étude entre les manifestations objectives et subjectives de fatigues.

Quoi qu'il en soit, un dilemme méthodologique demeure lorsqu'on en vient à mesurer la fatigue lors d'une tâche de faible intensité: doit-on collecter les données pendant la tâche ou doit-on se référer à des contractions de références? Dans le premier cas, des facteurs relatifs à la nature dynamique de la tâche tels que la longueur musculaire, l'intensité de la contraction musculaire, la distance interélectrodes et la vitesse du mouvement sont difficiles à contrôler. Farina, Madeleine, Graven-Nielsen, Merletti et Arendt-Nielsen (2002) ont toutefois noté que dans le cas du travail à un poste informatique, le mouvement du trapèze supérieur serait négligeable pour un large éventail de mouvements du bras, ce qui n'exclurait pas d'emblée cette méthode pour ce genre d'étude.

Dans le deuxième cas, on ne peut s'assurer que les unités motrices recrutées lors de la contraction de référence seront les mêmes que les unités motrices recrutées pendant la tâche réelle. De plus, ces contractions brisent le cycle continu de la tâche étudiée et elles peuvent en soi générer de la fatigue, ou au contraire être bénéfiques en introduisant de la variabilité (Falla et Farina, 2007). Enfin, selon certains auteurs (Bosch et al., 2009), les signes de fatigue seraient plus prononcés lorsqu'ils sont collectés à même la tâche plutôt que sur des contractions de référence.

4. Caractéristiques posturales

Certains auteurs ont suggéré une association entre la posture et la douleur. En ce qui a trait aux douleurs de la région cou/épaule, la plupart des auteurs se sont intéressés à la posture cervicale, bien que certains se soient arrêtés à la posture globale, incluant donc la région lombaire. Les études portaient généralement sur le niveau d'extension craniocervicale, sur la flexion cervicothoracique, ou sur les deux à la fois. Dans ce dernier cas, certains auteurs ont utilisé une méthode permettant de rapporter l'angle global de la posture cervicale, alors que d'autres ont clairement séparé les deux. Les différences méthodologiques s'étendent également sur l'instrument de mesure utilisé, aux marqueurs anatomiques, à la durée de la collecte ainsi qu'à la posture des sujets (collecte de données en position assise ou debout).

4.1 Différences posturales entre sujets sains et symptomatiques

Bien que les différences méthodologiques rendent difficile une réelle synthèse des résultats, il n'en demeure pas moins qu'une tendance est visible: une posture optimale favorise le bien-être. En 2002, Szeto, Straker et Raine ont comparé un groupe symptomatique ($n=8$) à un groupe asymptomatique ($n=8$) pendant une journée de travail à l'ordinateur, basé sur 5 collectes de 10 à 15 minutes chacune. La flexion cervicale et l'extension cervicothoracique ont été mesurées. Bien que les différences entre les deux groupes n'aient pas réussi à atteindre un seuil significatif, une tendance ($0,05 < p < 0,1$) vers l'augmentation de la flexion et de l'extension était visible chez les sujets symptomatiques. De plus, un fait intéressant a été remarqué: une augmentation significative de la flexion était présente dans les deux groupes avec la posture de travail comparé à la posture de repos. Cette différence atteignait presque le seuil significatif pour l'extension ($p=0,063$). Cela dit, un sujet ayant une bonne posture au repos serait tout de même à risque de compromettre sa posture lorsqu'il s'assoit pour travailler à l'ordinateur. En 2005, Szeto, Straker et O'Sullivan ont conduit une étude semblable visant à comparer la cinématique ainsi que les patrons de recrutements musculaires entre un groupe de sujets symptomatiques ($n=21$) et

un groupe de sujets asymptomatiques (n=17). Cette étude s'étendait sur une heure de travail à l'ordinateur, et 5 collectes de données de 60 secondes chacune ont été réalisées. Contrairement à l'étude de 2002 où les sujets travaillaient sur leur propre poste de travail, une procédure de standardisation des postes de travail avec ajustements ergonomiques pour chaque sujet a été utilisée. Les auteurs ont mis en évidence une flexion cervicale accrue (statistiquement significative) chez le groupe symptomatique. Ces résultats associant la posture aux douleurs sont soutenus par Yip, Chiu et Poon (2008) qui ont démontré que les sujets ayant des douleurs cervicales avaient un angle craniocervical significativement inférieur comparé aux sujets sains. Cette même étude a démontré un niveau de relation modéré entre le score du Northwick Park Neck Pain Questionnaire (NPQ) et l'angle craniocervical. Lau, Cheung, K. Chan, M.H. Chan, Lo et Chiu (2010), ont mis en évidence un angle thoracique supérieur (flexion cervicale) plus grand ($r= 0,63, p < 0,01$) et un angle craniocervical inférieur (extension) ($r= -0,56, p < 0,01$) chez le groupe symptomatique. Ils ont également remarqué un niveau de relation modéré entre la posture et la sévérité de la douleur ($r=0,43, p < 0,01$) ainsi que le niveau d'invalidité ($r=0,44, p < 0,01$) pour l'angle thoracique supérieur.

4.2 Différence entre la posture de repos et la posture de travail

Falla, Jull, Russel, Vicenzino et Hodges (2007) ont pour leur part rapporté une différence s'installant progressivement entre la posture au repos debout et la posture après 10 minutes de travail, et qui pouvait être modifiée par un programme d'exercices. Cette différence était significative pour l'angle craniocervical et pour l'angle cervicothoracique chez le groupe avec douleur cervicale, mais pas chez le groupe contrôle. Le groupe avec douleur a ensuite été divisé pour tester deux interventions différentes. Le groupe ayant un programme d'exercices visant à renforcer les fléchisseurs profonds du cou (flexion craniocervicale seulement, colonne cervicale au neutre) a vu l'excursion posturale de leur tête diminuer significativement pendant le travail comparé au groupe d'intervention visant à renforcer les fléchisseurs du cou de manière général (flexion cervicale, tête au neutre). Il est à noter que ces résultats entrent

partiellement en contradiction avec ceux de Szeto et al. (2002), qui eux avaient décelé une excursion de la tête lors du travail à l'ordinateur, et ce chez les groupes symptomatique et asymptomatique.

4.3 Différences posturales radiologiques

Certains chercheurs ont étudié le lien entre la posture et la douleur en utilisant une analyse radiologique. McAviney, Schulz, Bock, Harrison et Holland (2005) ont mesuré la lordose cervicale sur 277 clichés cervicaux latéraux. Ils concluent qu'une association statistiquement significative ($p < 0,0001$) existait entre une lordose cervicale inférieure à 20 degrés et la présence de douleur au cou. Leurs résultats suggèrent également qu'une personne ayant des douleurs au cou a 18 fois plus de chance d'avoir une lordose inférieure à 0 degré qu'une personne sans douleur cervicale.

4.4 Résultats contradictoires

L'association entre une malposition de la tête et/ou du cou n'est pas retrouvée dans l'ensemble des études portant sur le sujet. Silva, Punt, Sharples, Vilas-Boas et Johnson (2009) ont retrouvé une différence dans l'angle cervicothoracique entre le groupe symptomatique et le groupe asymptomatique, indiquant que les gens avec douleur avaient davantage un port de tête antérieur. Toutefois, lorsque les sujets étaient divisés en sous-groupes basés sur l'âge (plus de 50 ans / égale ou moins de 50 ans), l'association entre la posture cervicothoracique de la tête et la présence de douleur n'existait que chez les sujets de moins de 50 ans. Les auteurs suggèrent à ce sujet que les changements dégénératifs reliés à l'âge peuvent être responsables de changements posturaux, même en l'absence de douleur.

Une étude par Arvidson, Hansson, Mathiassen et Skerfving (2008) a rapporté des résultats négatifs concernant le lien entre la posture cervicothoracique et la douleur ainsi qu'entre la posture craniocervicale et la douleur. L'instrument utilisé était un inclinomètre fixé sur la tête. La posture de

référence correspondant à 0 degré de flexion/extension était la posture de repos en position debout. Les angles mesurés au courant de la collecte de données correspondaient à la variation par rapport à la position au repos. Le groupe symptomatique avait peut-être un port de tête antérieur comparé au groupe asymptomatique, mais la méthodologie de cette étude ne permettait pas de détecter ces différences. Cette étude portait donc davantage sur les changements posturaux pendant une journée de travail plutôt que sur la posture en soi, les résultats ne permettant donc pas d'exclure une association entre la posture et la douleur. Les critères d'inclusion étaient également très larges dans cette étude. Parmi les diagnostics acceptés se trouvaient la tendinite du supraépineux, le syndrome du défilé thoracique, la capsulite adhésive, la tendinite de l'infraépineux, la tendinite du biceps et le syndrome acromio-claviculaire. Ces problématiques peuvent effectivement produire des douleurs secondaires à la région cervicale, mais ces douleurs ne seront vraisemblablement pas reliées à un trouble postural de la tête. Tout comme pour l'EMG, on ne semble pas savoir si un changement postural (une mauvaise posture) conduit à la douleur ou si la douleur conduit à un changement postural.

4.5 Signification clinique

Certains pourraient argumenter que, bien que significatives sur le plan statistique, les différences d'angles retrouvés entre les groupes symptomatiques et asymptomatiques ou entre la posture de repos et la posture de travail n'ont qu'une faible valeur clinique étant donné le peu de degrés de différence (3,9 degrés dans l'étude de Szeto et al., 2005; 7,34 degrés dans l'étude de Lau et al., 2010). À ce sujet, il est bien de mentionner l'étude de Straker, Jones et Miller (1997). L'étude portait sur les différences de cinématique et d'inconfort entre l'utilisation d'un ordinateur de bureau versus un ordinateur portable. Ils ont remarqué une différence moyenne de 6,6 degrés de plus en flexion cervicothoracique et une différence moyenne de 9,9 degrés de plus en extension craniocervicale lors du travail à l'ordinateur portable. Une tendance accrue à l'inconfort ($p=0,08$) était également présente suite à l'utilisation de l'ordinateur portable. Les auteurs rapportent qu'en utilisant les

données anthropométriques de Pheasant (1986), il est possible d'estimer que cette augmentation de 6 degrés dans la flexion se traduit dans les faits par une augmentation de 9 % dans le moment de force au niveau de C7.

4.6 Posture et électromyographie

La littérature a également associé les variations posturales à la variation des paramètres EMG de certains muscles de la région cou/épaule. L'étude de McLean (2005) a mis en évidence une activité significativement accrue du trapèze supérieur avec le port antérieur de la tête. Lorsque les sujets (n=18) étaient corrigés, passant de leur posture habituelle à une posture dite corrigée, l'activité du trapèze supérieur montrait une tendance à diminuer, sans toutefois atteindre une différence statistiquement significative ($p > 0,05$). L'étude de Caneiro, O'Sullivan, Burnett, Barach, O'Neil, Tveit et Olafsdottir (2010) a démontré une augmentation de l'activité des érecteurs du rachis cervical avec une posture en flexion du cou telle que retrouvée dans la position assise «affalée». Szeto et al. (2005) ont retrouvé une augmentation de l'activité du trapèze supérieur avec un port de tête antérieur produit par une flexion cervicothoracique exagérée. L'étude de Falla, Jull, Edwards, Koh et Rainoldi (2004) a mis en évidence une activité EMG diminuée des fléchisseurs profonds du cou lors de la flexion craniocervicale chez les sujets ayant une douleur au cou. En se rappelant que l'étude de Falla et al. (2007) a démontré une diminution de l'extension craniocervicale suite à une intervention visant à renforcer les fléchisseurs profonds du cou, il est possible de suggérer un lien entre une activité EMG diminuée des fléchisseurs profonds du cou et une posture craniocervicale en extension. Cela reste toutefois à vérifier.

5. La prévention et le traitement des désordres musculo-squelettiques chez les utilisateurs de postes informatiques

Face à l'accroissement des désordres musculo-squelettiques retrouvés dans le milieu bureaucratique, plus d'un chercheur a vu la pertinence de mettre les efforts nécessaires à trouver des solutions. Plusieurs approches préventives

et thérapeutiques ont été évaluées, mais la qualité des études laissait souvent à désirer, ce qui peut partiellement expliquer le manque de données probantes à ce jour. Une revue systématique de la littérature portant sur les interventions en milieu de travail visant à prévenir les désordres musculo-squelettiques chez les utilisateurs de postes informatiques a identifié 7313 articles (Brewer, Van Eerd, Amick, Irvin, Daum, Gerr et Rempel, 2006). De ces articles, seulement 31 études satisfaisaient les critères de qualités et ont été retenues. Ces articles portaient sur différents types d'intervention: l'éclairage, les ajustements ergonomiques de l'équipement et du poste de travail, les pauses passives et les pauses actives (avec des exercices spécifiques ou généraux, ou avec des étirements).

De manière générale, on peut diviser les interventions en deux grandes catégories: les approches thérapeutiques et les approches préventives. Évidemment, certaines interventions n'appartiennent totalement ni à l'une ni à l'autre des deux catégories, mais chevauchent plutôt la prévention et la thérapie du même coup.

En ce qui concerne l'aspect thérapeutique, deux approches seront discutées, soit le rétrocontrôle musculaire et les programmes d'exercices. Enfin, dans l'approche préventive, il sera question d'ergonomie, de pauses passives et de pauses actives.

5.1 Les approches thérapeutiques

5.1.1 Le rétrocontrôle musculaire

Cette approche est communément nommée « biofeedback » musculaire ou « myofeedback ». Elle représente un procédé thérapeutique qui utilise de l'instrumentation électrique ou électromécanique ayant pour but de mesurer et de représenter à l'aide de signaux visuels, tactiles ou auditifs les processus physiologiques se produisant au niveau musculaire chez un sujet. Ce dernier peut alors chercher à contrôler son activité musculaire. L'objectif est de

développer chez l'individu une meilleure conscience de ses processus physiologiques internes et d'arriver à les contrôler volontairement, d'abord en contrôlant le signal qui lui est renvoyé, puis, éventuellement, en utilisant des moyens psychophysiologiques propres à lui-même (Rémond et Rémond, 1994).

Il existe deux approches de rétrocontrôle musculaire. La première vise à diminuer l'activité d'un muscle lorsque celui-ci atteint un niveau supérieur au seuil prédéterminé. La deuxième est basée sur l'hypothèse de Cendrillon. L'objectif est alors de détecter un repos insuffisant du muscle (normalement en analysant le temps de repos relatif d'un muscle) et d'informer alors le sujet par un signal qu'il doit chercher à atteindre une meilleure relaxation musculaire. Celle-ci peut être atteinte par une simple pose de détente les yeux fermés, un abaissement des épaules (dans le cas du trapèze), ou par une contraction de quelques secondes du muscle en question suivi d'un relâchement complet (Voerman, Sandsjö, Vollenbroek-Hutten, Larsman, Kadefors et Hermens, 2007).

Afin de réduire la charge du trapèze supérieur, certains auteurs ont cherché à enseigner à leurs sujets à diminuer volontairement l'activité de leur trapèze à l'aide du myofeedback. Selon Palmerud, Sporrang, Heberts et Kadefors (1998), cette relaxation volontaire du trapèze supérieur créerait une redistribution de la charge à travers les autres muscles de l'épaule. Les muscles qui verraient leur activité s'intensifier seraient les rhomboïdes majeurs et mineurs, le trapèze transverse, le deltoïde antérieur et le dentelé antérieur.

Plusieurs études ont démontré l'efficacité du rétrocontrôle musculaire au niveau de la région du cou et des épaules (Madeleine, Vedsted, Bangsted, Sjogaard et Sogaard, 2006b; Vedsted, Sogaard, Blangsted, Madeleine et Sjogaard, 2011), mais aussi à d'autres niveaux tels le membre supérieur, la région lombaire ou chez les fibromyalgiques et les gens souffrant de douleurs chroniques (Nord, Ettare, Drew et Hodges, 2001; Newton-John, Spence et Schotte, 1995; Sarnoch, Adler et Scholz, 1997; Flor et Birbaumer, 1993). Voerman et al. (2007) ont toutefois obtenu des résultats contradictoires dans leur étude comparant un groupe recevant du rétrocontrôle musculaire (n=42)

ainsi que des consultations ergonomiques avec un groupe ne recevant que les consultations (n=37). Aucune différence entre les deux groupes n'a été trouvée.

Les auteurs proposent quelques explications pour justifier ces résultats. Premièrement, le niveau de douleur rapporté par les sujets à l'évaluation de base était faible, ce qui laissait très peu de place pour une amélioration notable associée à une intervention plutôt qu'une autre. Deuxièmement, les résultats ont démontré que l'effet du rétrocontrôle musculaire était notable chez 30 à 50 % des sujets, impliquant la présence d'un sous-groupe chez qui l'intervention est efficace. Les sujets étaient sélectionnés sur une base d'auto-évaluation. Les auteurs citent à ce sujet une étude où les sujets avaient été sélectionnés selon les mêmes critères d'inclusion (Juul-Kristensen et al., 2006). Une évaluation subséquente de ces sujets avait permis de déterminer les diagnostics de chacun d'eux. Chez 60 % de ces sujets, un diagnostic de myalgie du trapèze, de cervicalgie ou de syndrome de tension cervicale avait été donné. Parmi les autres, les diagnostics suivants étaient retrouvés : tendinite du supraépineux, tendinite du biceps et capsulite adhésive. Les auteurs suggèrent donc que le rétrocontrôle musculaire est probablement efficace chez les sujets souffrant de douleurs musculaires plutôt que de conditions inflammatoires. Cela souligne la nécessité d'une bonne évaluation des sujets rapportant des douleurs à l'épaule avant de les inclure dans une étude puisque les mécanismes pathophysiologiques des tendinopathies sont différents des syndromes musculaires.

Suite à cette étude de 2007, Voerman, Vollenbroek-Hutte, Sandsjö, Kadefors et Hermens (2008) ont voulu déterminer les facteurs influençant le pronostic d'une intervention de rétrocontrôle musculaire accompagné d'une consultation ergonomique versus la consultation seule. Pour les deux interventions, le niveau de base de douleur et d'invalidité était le seul facteur de pronostic pertinent immédiatement après l'intervention et à 3 mois postintervention, expliquant respectivement 50 % et 54 % des changements au niveau de l'inconfort. Ce bénéfice semble d'autant plus évident pour les sujets ayant un «profile dysfonctionnel» et une «détresse interpersonnelle». Enfin, les

facteurs de pronostic ne différaient pas entre les deux groupes, sauf sur un point lors du suivi de 3 mois postintervention. Les sujets ayant une tendance à ignorer leur sensation de douleur avaient un moins bon pronostic dans le groupe de consultation ergonomique seule. Dans le groupe recevant également un rétrocontrôle musculaire, les sujets ayant adopté ce mécanisme de compensation n'étaient pas désavantagés par rapport aux autres. En bref, les sujets ayant un niveau de douleur élevé et qui ont tendance à ignorer leur sensation de douleur ont été ceux qui bénéficieraient davantage du rétrocontrôle musculaire.

D'autres applications du rétrocontrôle ont également été évaluées. Partant du principe selon lequel le recrutement musculaire permettant un rythme scapulaire adéquat est plus importante que la force des muscles en soi, deux études (Holtermann, Roeleveld, Mork, Grälund, Karlsson, Andersen et Sögaard, 2009; Holtermann, Mork, Andersen, Olsen et Sögaard, 2010) ont démontré qu'il était possible d'enseigner à des sujets sains à recruter de manière sélective certaines portions du dentelé antérieur et du trapèze à l'aide du rétrocontrôle musculaire. Ainsi, le sujet pourrait en contexte réel solliciter volontairement une division musculaire plutôt qu'une autre afin d'enlever la charge sur cette dernière. Il est possible également d'améliorer la posture des sujets lors du travail à l'ordinateur à l'aide d'un rétrocontrôle. Breen, Nisar et O'laighin (2009) ont démontré qu'il était possible de diminuer de 82 % le temps passé dans une mauvaise posture cervicale à l'aide d'un accéléromètre donnant du rétrocontrôle au sujet en ce qui a trait à son angle craniocervical.

Le rétrocontrôle est prometteur, mais il peut pourtant comporter des limites. D'une part, comme l'a démontré Palmerud et al. (1998), la diminution de l'activité d'un muscle peut avoir comme conséquence l'augmentation de la charge sur un autre. Si ce muscle a la capacité d'accepter cette charge, ce transfert sera bénéfique. En revanche, s'il n'est pas apte à recevoir cette charge, le problème ne sera que déplacé sans être réglé. D'autre part, certaines études ont démontré qu'une charge mentale constitue un facteur de risque en ce qui a trait aux troubles musculosquelettiques du membre supérieur

(Hannan, Monteilh, Gerr, Kleinbaum et Marcus, 2005). Cette charge mentale pourrait notamment hausser l'amplitude du signal EMG (Visser, De Looze, De Graaff et Van Dieën, 2004). Bien que ce phénomène ne soit pas observé dans toutes les études à ce sujet (Mork et Westgaard, 2007), il se pourrait que la charge mentale reliée à la tâche de rétrocontrôle musculaire masque partiellement ou en totalité les effets bénéfiques de cette méthode.

5.1.2 Les programmes d'exercices

Une multitude d'études ont évalué différents types de programmes d'exercices dans le but d'augmenter la capacité physique et de diminuer les douleurs. En règle générale, les programmes sont orientés vers la force, l'endurance ou la proprioception/coordination. D'une certaine manière, ces programmes d'exercices ont démontré leur efficacité: plusieurs études ont obtenu des résultats statistiques concluant dans le cadre expérimental. Cependant, comme nous le verrons, le succès des programmes d'exercices n'est pas nécessairement transférable dans un contexte réel et il ne semble pas y avoir de consensus actuellement sur le programme d'exercice le plus efficace. En outre, certaines études ont démontré que ces programmes sont plus efficaces pour diminuer la douleur que des étirements et de l'aérobic combiné (Ylinen, Takala, Nykänen, Häkkinen, Mälkiä, Pohjolainen et Airaksinen, 2003), que la bicyclette (Andersen, Kjaer, Sögaard, Hansen, Kryger et Sjøgaard, 2008) ou qu'aucune activité physique (Andersen et al, 2008; Chiu, Lam et Hedley, 2005). Il est néanmoins intéressant de noter qu'une autre étude de Andersen, Jörgensen, Blangsted, Pedersen, Hansen et Sjøgaard (2008) a rapporté qu'une activité physique générale a réussi à atteindre des niveaux significatifs pour les paramètres de diminution de la douleur et d'augmentation de la force d'élévation des épaules. Enfin, certains auteurs statuent qu'aucune de ces trois approches (force, endurance, coordination) ne semble se distinguer nettement des autres en terme d'efficacité à enrayer les troubles musculo-squelettiques de la région du cou et des épaules (Ahlgren, Kaling, Kadi, Djupsjöbacka, Thornell et Sundelin, 2001; Hurwitz, Carragee, Van, Carroll, Nordin, Guzman et Haldeman, 2009; Sarig-Bahat, 2003).

À cet égard, il se peut que cela soit dû à un manque d'homogénéité dans les protocoles de recherches, ce qui rend difficile la synthèse des résultats d'une étude à l'autre. Les résultats divergents peuvent être causés par des différences dans le type d'exercice prescrit (isométrique, concentrique, excentrique), dans le niveau d'intensité ou dans le volume de l'entraînement. À ceci s'ajoute la justesse du diagnostic lorsque les interventions sont posées sur des sujets ayant des douleurs. Les sujets ayant des douleurs à la région cervicoscapulaire, mais qui sont dues à des causes extrinsèques au muscle, risquent de ne pas répondre de manière favorable à une intervention visant une meilleure fonction musculaire.

Par ailleurs, il est possible qu'une simple activation de la musculature, même faite de manière modérée et non spécifique, produise à la fois des changements objectifs fonctionnels au sein du muscle et des changements subjectifs reliés à la douleur. À cet effet, il est bon de mentionner quelques études qui ont comparé des programmes de renforcements spécifiques avec des programmes d'exercices physiques généraux. Andersen et al. (2008a) ont demandé à leurs sujets assignés au groupe d'exercice général de faire du vélo stationnaire. Les consignes exigeaient de rester le tronc droit en ne s'appuyant pas sur les poignées, et de bouger le moins possible le haut du corps. Ainsi, on voulait solliciter le moins possible la musculature du cou et des épaules afin de vérifier l'hypothèse que l'activation du corps en général peut être bénéfique pour les douleurs de la région cervicoscapulaire via, entre autres, la libération de bêta-endorphines et l'augmentation de la circulation sanguine tel que démontré précédemment pour d'autres régions (Droste, Greenlee, Schreck et Roskamm, 1991; Sculco H., Paup, Fernhall et Sculco M.J., 2001; Hurwitz, Morgenstern et Chiao, 2005; Tanaka, Shimizu, Ohmori, Muraoka, Kumagai, Yoshizawa et Kagaya, 2006). Finalement, l'hypothèse fut infirmée. Alors que le groupe assigné aux exercices de renforcement a vu ses douleurs diminuées, le groupe de bicyclette n'a vu aucun changement. Néanmoins, d'autres études ont démontré que des exercices généraux ont un effet bénéfique au niveau cervicoscapulaire, tout comme peuvent le produire

des exercices de renforcements spécifiques (Andersen et al., 2008b; Andersen, Chrisitensen, Holtermann, poulsen, Sjøgaard, Pedersen et Hansen, 2010; Blangsted, Sjøgaard, Hansen, Hannerz et Sjøgaard, 2008; Pedersen, Blangsted, Andersen, Jorgensen, Hansen et Sjøgaard, 2009). Ces derniers sont exigeants et produisent souvent au départ une augmentation des douleurs suite à l'exécution de l'entraînement, ce qui peut être un facteur démotivant pour les sujets (Andersen et al., 2008a). Le fait que les exercices généraux sont moins envahissants et s'incluent facilement dans une routine du quotidien (monter les escaliers, aller travailler en vélo, etc.) peut faciliter l'adhérence des sujets à l'intervention, et ce, même sur le long terme. En sommes, certaines études ont eu des résultats favorables avec les exercices généraux alors qu'une autre n'en a pas eu. Pourquoi ? Les quatre études citées précédemment ont bâti leur intervention d'exercices généraux sur le même modèle. Elles ont inclus une multitude d'activités telles que le vélo pour se rendre au travail, monter les escaliers plutôt que prendre l'ascenseur, l'élaboration de campagnes de promotion visant à encourager les gens dans leurs temps libres à aller à la piscine ou dans des centres d'entraînement, l'installation de «stairmaster» à côté de la photocopieuse au travail et de «punching bag» dans le hall d'entrée ainsi que la formation de groupe de marche Nordique au travail. Ces activités n'excluaient pas systématiquement l'activation de la région cervicocapulaire comme le faisait l'activité de bicyclette en position redressée. Au contraire, ces activités sollicitent toutes de manière plus ou moins indirecte la musculature du cou et des épaules, comme l'a démontré l'augmentation de 9 % de la force en élévation des épaules chez le groupe d'exercices généraux (Andersen et al., 2008b). Tout cela considéré, il serait ainsi possible d'obtenir des résultats bénéfiques chez les patients myalgiques en les incitant à modifier leur mode de vie par l'adoption d'activités stimulantes physiquement, plutôt qu'en les astreignant à des programmes d'exercices exigeants et contraignants.

Il va de soi que la diminution de la douleur retrouvée avec les interventions d'exercices peut être attribuée à l'amélioration de la fonction du muscle. À court terme, il a également été postulé que les exercices ont la capacité de produire une hypoalgie locale immédiate, comme il a été démontré

avec un simple exercice de coordination recrutant les fléchisseurs cervicaux profonds (O'Leary, Falla, Hodges, Jull et Vicenzino, 2007). Non seulement les programmes de force, d'endurance et de coordination diminuent subjectivement la douleur, ils induisent également des changements morphologiques mesurables au sein du muscle myalgique : effets bénéfiques sur la proportion de fibre de type 2a, sur le nombre de capillaires sanguins autour des fibres de type 1 et 2a et sur la proportion de fibre COX-négatif (Kadi, Ahlgren, Waling, Sundelin et Thornell, 2000).

Bien que plusieurs études fournissent des évidences que les protocoles d'exercices donnent des résultats bénéfiques dans un contexte expérimental, il est possible que ces gains ne soient pas totalement transférables à une tâche fonctionnelle. Ces programmes se disent spécifiques. Toutefois, ils sont spécifiques par rapport aux muscles recrutés, mais ils ne le sont pas par rapport à la tâche. À titre d'exemple, certains programmes visent à augmenter la force des muscles du cou. Or, une tâche de travail à l'ordinateur ne requiert que très peu de force de la part des muscles cervicaux. Puisqu'on dit qu'un programme d'exercices doit être spécifique pour être efficace, peut-on s'attendre à des résultats concluants dans un contexte de travail réel?

Afin d'illustrer cela, différentes études concernant les fléchisseurs du cou peuvent être citées. Tout d'abord, il a été démontré que les muscles sternocléidomastoïdiens (SCM) et les scalènes antérieurs présentent plus de manifestations de fatigue du côté de la douleur cervicale comparée au côté asymptomatique (Falla, Jull, Rainoldi et Merletti, 2004). De plus, les SCM présenteraient une amplitude EMG supérieure chez les gens souffrant de douleurs cervicales lors du test de flexion cervicocrânienne (Jull, Kristjansson et D'all'Alba, 2004; Falla, 2004), lors d'une contraction isométrique submaximale en flexion (Barton et Hayes, 1996; Falla et al., 2004a) et lors d'une tâche fonctionnelle dynamique de faible intensité (Falla, Bilenkij et Jull, 2004). Par ailleurs, un programme d'exercice de force et d'endurance visant les fléchisseurs superficiels du cou (FSC) s'est avéré plus efficace à réduire les manifestations myoélectriques de la fatigue au niveau des SCM et des scalènes

antérieurs, comparé à un programme d'exercices à faible charge visant les fléchisseurs profonds du cou (longus capitis et longus colli) (FPC) (Falla, Jull, Hodges et Vicenzino, 2006). Dans le même ordre d'idée, un programme d'exercices de 6 semaines visant les fléchisseurs profonds du cou a permis aux patients d'augmenter l'amplitude de mouvement craniocervicale, de diminuer l'activité électrique des SCM et d'augmenter l'amplitude électromyographique des fléchisseurs profonds du cou pendant un test de flexion craniocervicale (Jull, Falla, Vicenzino et Hodges, 2009). Ces études démontrent donc la spécificité du programme d'exercice par rapport aux gains (Falla et al, 2006; Jull et al, 2009). Mais ces gains sont-ils transférables à une tâche fonctionnelle ? Selon Falla, Jull et Hodges (2008), ni le programme quotidien de 6 semaines visant les FSC ni celui visant les FPC n'a réussi à modifier de manière significative le niveau d'activation des SCM postintervention dans le contexte d'une tâche fonctionnelle, et ce malgré une diminution subjective de la douleur dans les deux groupes.

5.2 Les approches préventives

5.2.1 L'ergonomie

Une approche préventive qui est maintenant largement utilisée est l'adaptation ergonomique du poste de travail. L'ergonomie est une discipline que l'on pourrait qualifier de moderne. Elle a néanmoins connu ses balbutiements au 17^e siècle avec Bernardino Ramizzini qui proposa un lien entre la posture et les douleurs (Franco, 2010). Aujourd'hui, l'ergonomie est un terme connu de la population en général et ses concepts sont largement utilisés dans plusieurs domaines. Selon l'Association Canadienne de la Normalisation (Guide de l'ergonomie de bureau, norme CSAZ412), les principaux ajustements ergonomiques qui méritent une attention dans le contexte du travail à l'ordinateur sont la hauteur du bureau, le positionnement de la chaise (incluant la position des appuis-bras et du dossier, la hauteur de l'assise, etc.), la distance et la hauteur de l'écran, ainsi que la forme et la position du clavier et de la souris.

Cette approche a connu un certain succès dans la réduction subjective de la douleur chez les gens travaillant à un poste informatique (Aaras, Horgen, Ro, Loken, Mathiasen, Bjorset et Thoresen, 2005; M.J. Dainoff, Cohen et M.H. Dainoff, 2005), mais comme les problèmes musculo-squelettiques sont encore loin d'être enrayerés malgré ces interventions, il semble que la clé du succès ne se trouve pas uniquement dans l'approche ergonomique (Winkel et Oxenburgh, 1990, dans Bosch et al., 2007). Dans leur revue systématique, Brewer et al. (2006) ont retenu différentes études reliées aux ajustements du poste de travail et aux principes ergonomiques. Une étude de haute qualité et trois études de qualité moyenne ont été retenues dans le domaine de l'enseignement des principes ergonomiques (Amick, Robertson, DeRango, Bazzani, Moore et Rooney, 2003; Bohr, 2000; Greene, De Joy et Olejnik, 2005; Peper, Gibney et Wilson, 2004). Les évidences retrouvées étaient mixtes. Deux études de haute qualité et deux études de qualité moyenne ont examiné les effets de divers ajustements de la station de travail (Gerr, Marcus, Monteilh, Hannan, Ortiz et Kleinbaum, 2005; Ketola, Toivonen, Häkkänen, Luukkonen, Takala, Viikari-Juntura et Expert Group, 2002; Cook et Burgess-Limerick, 2004; Psihogios, Sommerich, Mirka et Moon, 2001). Ces études ont rapporté une évidence modérée que ce type d'intervention n'a pas d'effet.

Le paradigme ergonomique des dernières années semble s'être appuyé sur la prémisse que «moins est mieux» (Lower is better), comme le font remarquer Straker et Mathiassen (2009). Bien que ce paradigme puisse être approprié pour des emplois requérant beaucoup de force et une grande dépense énergétique, il est justifié de le remettre en question lorsque cela concerne une tâche déjà considérée comme étant de faible intensité. Les bonnes pratiques ergonomiques demandent de disposer tout le matériel de bureau à portée de main afin que les mouvements, et donc les efforts, soient minimisés. La posture est ajustée ainsi que le poste de travail. Une fois que le travailleur est assis sur sa chaise et débute son travail, il n'aura que très peu de mouvements à accomplir avant de se lever pour aller dîner quatre heures plus tard. Mais est-ce vraiment la solution pour enrayer les troubles musculo-

squelettiques du travail chez les utilisateurs de postes informatiques ? Cette question a suscité beaucoup d'intérêt et a donné naissance à une vague d'études sur le sujet. En 1992, Winkel & Westgaard proposent une relation en U entre le niveau d'exposition et le risque pour les blessures musculo-squelettiques, c'est-à-dire que trop ou pas assez d'expositions représente un risque pour la santé. Suivant ce principe voulant que trop peu d'activité puisse être nocive et causer des problèmes musculo-squelettiques, plusieurs auteurs ont étudié l'avantage d'introduire des pauses actives, que ce soit en milieu expérimental sur une simple contraction d'un muscle ou lors d'une tâche fonctionnelle telle que le travail à l'ordinateur (Sundelin et Hagberg, 1989; Van, De Looze, Hildebrandt et Thé, 2003; Samani, Holtermann, Sogaard et Madeleine 2009a, 2009b, 2009c; Falla et Farina, 2007; Farina, Leclerc, Arendt-Nielsen, Buttelli et Madeleine, 2008; Madeleine et Farina, 2008; Westad, Westgaard et De Luca, 2003; Larsen, Samani, Madeleine, Olsen, Sögaard et Holtermann, 2009). Les pauses actives semblent effectivement avoir le pouvoir d'introduire plus de variabilité dans le patron d'activation musculaire, mais plus de données sont nécessaires avant de pouvoir conclure sur l'efficacité réelle en milieu de travail, que ce soit à titre préventif ou curatif.

5.2.2 Les pauses

Dans l'approche préventive, certains chercheurs ont évalué l'impact des pauses passives et/ou actives (Van et al., 2003; Balci et Aghazadeh, 2003; Larsen et al., 2009; Samani et al., 2009a, 2009b, 2009c). Plusieurs types de pauses peuvent être utilisées par un employé travaillant à l'ordinateur : des pauses longues prises moins souvent (10 minutes aux heures), des micropauses prises plus souvent (30 secondes aux 5 minutes), des pauses passives (cesser de travailler et garder les mains sur le clavier, ou déposer les mains sur les cuisses le temps de la pause), des pauses actives avec des étirements, ou des pauses actives avec des mouvements spécifiques (par exemple, une élévation des épaules).

5.2.2.1 Les pauses passives et les micropauses

De petites pauses prises régulièrement semblent influencer positivement l'inconfort (McLean, Tingley, Scott et Rickards, 2001; Van et al., 2003). Cependant, ces bénéfices ne se traduiraient pas nécessairement par un effet sur l'absentéisme au travail ou dans les scores de questionnaires sur la sévérité et la fréquence des douleurs pré et post intervention (Van et al., 2003). Dans leur revue systématique sur les interventions en milieu de travail utilisant un ordinateur, Brewer et al. (2006) ont retenu une étude de haute qualité et trois études de qualité moyenne en ce qui a trait aux pauses passives (Van et al., 2003; Galinski, Swanson, Sauter, Hurrell et Schleifer, 2000; Henning, Jacques, Kissel, Sullivan et Alteras-Webb, 1997; McLean et al., 2001). Deux de ces études ont conclu que les pauses passives n'avaient aucun effet. Les deux autres ont conclu à la fois positivement et négativement sur l'efficacité des pauses, selon le temps séparant les pauses et la région évaluée. Les évidences concernant l'efficacité des pauses passives étaient donc mixtes.

5.2.2.2 Les pauses actives avec étirements

Dans le domaine des pauses actives avec exercices d'étirement, Brewer et al. (2006) ont retenu pour leur revue systématique une étude de haute qualité et une étude de qualité moyenne (Van et al., 2003; Henning et al., 1997). On a retrouvé une évidence modérée que les pauses avec exercices d'étirements n'avaient pas d'effet. Il est néanmoins possible que le choix des exercices et la fréquence de ces derniers aient un impact sur les résultats. Alors que les participants de l'étude de Henning et al. (1997) choisissaient eux-mêmes un exercice d'étirement à faire tous les 15 minutes, Marangoni (2010) fournissait une série de 36 exercices différents qui devaient être exécutés à tour de rôle toutes les 6 minutes. Cette dernière étude a vu une amélioration de l'inconfort atteignant jusqu'à 72 % chez ses participants.

5.2.2.3 Les pauses actives avec mouvements spécifiques

Samani et al (2009a) ont mis en évidence que les pauses actives avec élévation du niveau de contraction induisaient plus de variabilité dans le patron d'activation du trapèze. Une variabilité accrue serait également possible avec les pauses actives en présence de douleur expérimentale comparativement aux pauses passives (Samani et al., 2009c). Cette variabilité serait apparemment souhaitable puisqu'elle permettrait de réduire la fatigue et de maintenir des contractions musculaires plus longtemps, du moins dans des contextes expérimentaux (Falla et Farina, 2007; Madeleine et Farina, 2008). Cela pourrait s'expliquer par le fait que de brefs moments de contractions musculaires à amplitudes supérieures provoqueraient le dérecrutement de certaines unités motrices et contreraient du coup le phénomène dit «Cendrillon» (Westad et al., 2003).

5.2.2.4 Résultats contradictoires concernant les pauses actives

Il semble donc qu'une variabilité induite par des contractions maximales ou sous-maximales soit bénéfique. Toutefois, le portrait n'est pas si clair et bien des zones grises demandent à être éclaircies avant de formuler quelque conclusion. De par leurs résultats, deux études imposent à pousser plus loin l'investigation dans ce domaine. Suite à leur étude démontrant l'effet bénéfique des pauses actives en terme de variabilité (Samani et al., 2009a), Samani et al. ont mené une étude subséquente ayant un protocole semblable (2009b). L'élément principal distinguant cette étude était la présence de douleur endogène chez les sujets. Ces derniers exécutaient des exercices excentriques 24 heures avant la collecte de données afin de produire une douleur endogène semblable aux douleurs musculo-squelettiques. Les sujets devaient exécuter une tâche de travail à l'ordinateur pour une période de deux minutes avec des pauses actives à toutes les 40 secondes. Ces pauses consistaient en une élévation bilatérale et isométrique des épaules à 30 % de la CVM. Les résultats obtenus démontrèrent que la présence de douleur chez les sujets tend à diminuer la variabilité dans la division claviculaire du trapèze telle que

normalement produite par les pauses actives chez les sujets sans douleur (Samani et al., 2009a). Dans le même ordre d'idée, Larsen et al. (2009) ont sondé les effets causés par l'implantation de pauses actives. Les sujets devaient réaliser trois séances de 15 minutes de travail à l'ordinateur. La deuxième et la troisième séance étaient précédées d'une pause de 1 minute. L'une de ces pauses comprenait une élévation isométrique des épaules à 100 % de la CVM, alors que l'autre était une pause passive. Les résultats démontrèrent que les pauses actives n'avaient ni d'impact sur la productivité, ni sur le niveau de fatigue perçue ou mesurée à l'EMG. Elles ne changeaient pas non plus le temps de repos relatif des trapèzes pendant les périodes de travail à l'ordinateur suivant les pauses. Cependant, les pauses actives diminuaient le temps de repos relatif de la division claviculaire du trapèze pendant la minute de pause qui suivait la contraction.

5.2.2.5 Limites

Certes, ces études apportent plusieurs informations intéressantes et pertinentes. Néanmoins, elles comportent aussi certaines faiblesses. Premièrement, ces études ont été faites sur de courtes périodes de travail à l'ordinateur. Falla et Farina (2007) ont regardé l'effet d'une augmentation momentanée dans le niveau de contraction. Les sujets devaient maintenir une élévation des épaules isométriques pendant 6 minutes et augmenter de 5 % de la CVM pendant 2 secondes toutes les 30 secondes. Samani et al (2009a) ont mené leur expérimentation sur quatre séances de 10 minutes et, dans leurs études suivantes (Samani et al, 2009b, 2009c), sur 2 séances de 2 minutes. Westad et al. (2003) ont, quant à eux, mené leur expérimentation sur des séances de 5, 10 et 30 minutes. Enfin, Larsen et al. (2009) ont utilisé trois tâches de 15 minutes chacune. Au meilleur de nos connaissances, aucune étude à ce jour n'a tenté un juste compromis entre ce qui est réaliste en contexte expérimental, et ce qui serait souhaitable de faire afin de représenter le travail typique d'une journée. Deuxièmement, la durée des pauses est variable d'une étude à l'autre, allant de 2 à 8 secondes (Falla et Farina, 2007; Samani et al, 2009a, 2009b, 2009c; Westad et al., 2003), ce qui rend difficile

tout exercice de synthèse ou de comparaison. Finalement, aucune justification n'est apportée par les auteurs concernant la durée des pauses, pas plus qu'une justification n'est fournie en ce qui concerne le pourcentage de la CVM utilisé (de 15 % à 30 % selon les études).

Cela dit, le manque de réalisme de ces études ou l'aspect extrême des paramètres choisis place un doute sur les conclusions qu'on peut en tirer. Par exemple, est-il réaliste de demander à un travailleur de mettre une pause à ses fonctions toutes les 40 secondes ? Gardera-t-il ce rythme toute la journée ? De surcroît, demanderons-nous aux travailleurs de faire pendant ces pauses une contraction représentant 100 % de leur capacité maximale ? Probablement pas. Dans ce cas, pourquoi utiliser de tels paramètres dans les études ? En définitive, des études à la méthodologie se rapprochant davantage de la réalité sont maintenant nécessaires afin de faire progresser les connaissances sur ce sujet.

6. En résumé

En résumé, nous pouvons dire qu'à ce jour aucune solution satisfaisante ni aucune réponse complète n'ont pu être formulées. Les douleurs cervicocapulaires sont complexes, multifactorielles et comprennent plusieurs facettes. Malgré le nombre considérable d'études faites au courant des dernières décennies, bien des zones restent à être explorées ou clarifiées. Il est vrai que de belles avancées ont été faites en terme de compréhension du phénomène de la douleur cervicocapulaire chez les gens exécutant des tâches de faible intensité. Toutefois, les interventions proposées et testées n'ont pas encore réussi à faire diminuer de manière notable et généralisée les plaintes associées à la douleur, l'absentéisme au travail et les coûts qui y sont reliés.

Jusqu'ici, nous avons discuté d'ergonomie, de pauses, de rétrocontrôle musculaire et de programmes d'exercices, en passant par les caractéristiques d'activation musculaire, la posture et les facteurs de risques. L'étude que nous

présentons ici s'inscrit en continuité avec d'autres études portant sur les pauses actives. Elle portera toutefois sur des conditions expérimentales encore peu étudiées jusqu'à présent et qui sont plus près de la réalité du travail.

DEUXIÈME PARTIE : LE BUT ET LES HYPOTHÈSES

Dans le domaine des pauses, nous avons vu que les pauses actives s'avéraient prometteuses. Les interventions de ce type comprenaient toutes des élévations isométriques des épaules, avec une intensité allant de 15 à 30 % de la CVM, et même 100 %. La durée des interventions variait de 2 minutes à 30 minutes selon les études, et l'intervalle entre les pauses était parfois aussi petit que 40 secondes. La durée des contractions était également variable d'une étude à l'autre, soit de 2 à 8 secondes. Les pauses actives auraient le potentiel d'induire davantage de variabilité, une variabilité qui serait souhaitable. Aucune donnée n'existent cependant à ce jour qui nous permettrait d'évaluer la faisabilité et le bénéfice d'implanter des pauses actives dans un contexte de travail réel.

1. Le but

Nous évaluerons les effets des pauses actives dans un contexte se rapprochant davantage de la réalité. Notre collecte de donnée se fera sur une plus longue période. L'intervalle séparant les pauses sera également plus réaliste et plus grand, reflétant davantage ce qu'un travailleur sera prêt à faire de manière continue dans un contexte réel. Le mouvement demandé aux sujets pour les pauses reflétera également ce que le corps est prêt à faire de manière naturelle dans une pause. Nous ne considérons pas réaliste de demander à un sujet de faire des contractions à 100 % de sa CVM, pas plus que l'on peut lui demander d'évaluer lui même, en contexte réel, si sa contraction est entre 20 et 30 % de sa CVM. De plus, il a été démontré que ce type de pauses ne donnent pas que des résultats bénéfiques. Rappelons-nous qu'une diminution de la quantité des temps de repos a été observée (Larsen et al., 2009) avec une contraction correspondant à la force maximale et que la variabilité accrue retrouvée chez les sujets sans douleur n'a pu être observée chez les sujets avec douleurs (Samani et al., 2009b).

Notre intervention comprendra donc une pause active réaliste, consistant en un mouvement naturel pour le corps (abduction dynamique). De plus, la quantification de la charge est plus facile à déterminer en milieu réel et ne requiert pas des jauges de force avec rétroaction visuelle comme dans les cas de contractions isométriques. Un simple poids suffit.

Jusqu'à maintenant, les pauses évaluées étaient des contractions isométriques. Nous savons déjà que l'élévation des épaules en contractions isométriques augmente la variabilité dans le muscle du trapèze chez les sujets sains. Nous évaluerons ici un mouvement dynamique, soit l'abduction des bras. Ce mouvement sera fait de manière rapide avec des poids dans les mains, ces deux conditions visant à promouvoir la substitution parmi les fibres de type I.

2. Les hypothèses

Nos hypothèses de recherches sont les suivantes: 1) la tâche avec des pauses actives comprenant un mouvement dynamique d'abduction des bras créera d'avantage de variabilité au sein du trapèze comparé à une séance de travail sans pause, 2) l'inconfort sera inférieur lors de la tâche comprenant les pauses actives comparées à la tâche sans pause.

TROISIÈME PARTIE : MÉTHODE

1. Les participants

Les participantes étaient 15 femmes caucasiennes âgées de 20 à 35 ans. Elles étaient toutes habituées au travail à l'ordinateur, l'utilisant de manière régulière pour les travaux scolaires ou le travail. Aucune d'elle n'était symptomatique. Elles étaient droitières, n'étaient pas daltoniennes et, si elles avaient un trouble de vision, portaient leurs verres correcteurs avec une prescription à jour. Leur poids variait de 46 à 83 kg, avec une moyenne de 58 kg. Leur grandeur variait de 1,59 m à 1,78 m, avec une moyenne de 1,66 m.

Les sujets ont été recrutés par le bouche-à-oreille et par une brève présentation du projet faite devant une classe du baccalauréat en kinésiologie. Les gens étaient invités à nous contacter par courriel s'ils souhaitaient participer au projet de recherche. Lorsque les personnes nous contactaient, nous leur fournissions les détails sur l'implication qui leur serait demandée et nous nous assurons qu'elles respectaient les critères d'inclusions et d'exclusions. Les critères d'inclusions étaient: être âgée de 18 à 45 ans, avoir de l'expérience dans les tâches informatiques et être disponible lors des séances de collecte de données. Les critères d'exclusions étaient: avoir souffert de douleurs musculo-squelettiques plus de 7 jours consécutifs dans la dernière année, souffrir de troubles de l'humeur (dépression, anxiété...), avoir un historique de traumatisme majeur au cou ou aux épaules, souffrir d'une condition chronique affectant le système musculosquelettique, consommer une médication sur une base régulière, être fumeur, et être enceinte. Sur 16 personnes, une seule n'a pu être admise dans le projet de recherche, car elle présentait une scoliose.

2. Le devis de recherche

Un devis expérimental de type équilibré a été utilisé. Les sujets au numéro d'identification impair débutaient par la séance sans pauses, alors que ceux au numéro pair débutaient par la séance avec pauses. Les sujets revenaient à une deuxième reprise pour effectuer l'autre tâche. Le temps séparant les deux séances variait de deux jours à deux semaines. Ainsi, les sujets étaient leur propre contrôle, assurant ainsi une bonne validité interne.

3. Les variables

La variable indépendante est la pause active. Les variables dépendantes sont la douleur au niveau des régions cervicoscapulaires gauche et droite ainsi que les données électromyographiques, soit l'APDF 10, 50 et 90 (Amplitude Probability Distribution Function), l'EVA (Exposure Variation Analysis) et les repos musculaires en terme de pourcentage du temps total (détails à la section 4.2.5).

4. Les procédures

4.1 Étapes préalables

Lors de leur première visite au laboratoire, il était tout d'abord demandé au sujet de lire la description du projet, le formulaire de consentement éclairé et de signer ce dernier si tout leur convenait. Par la suite, les sujets devaient remplir le questionnaire Nordic (Kuorinka, Jonsson, Kilbom, Vinterberg, Biering-Sorensen, Andersson et Jorgensen, 1987) afin d'évaluer leurs douleurs au niveau du cou et des membres supérieurs et l'incapacité qui en découlait. Enfin, les sujets remplissaient un formulaire afin de recevoir un dédommagement financier.

Le poids et la grandeur des sujets étaient mesurés, ainsi que certaines autres mesures anthropométriques (distance acromion à C7 bilatéralement,

distance acromion à acromion). La qualité de la vision du sujet était vérifiée par des questions (présence de daltonisme, trouble de la vue, prescription de lentilles correctrices à jour).

Le poste informatique était ensuite ajusté de manière ergonomique, tel que décrit par le Guide sur l'ergonomie au bureau de l'Association canadienne de normalisation (CSA Z412). En résumé, ces principes ergonomiques sont : les pieds en appui au sol ou sur un repose-pied, l'arrière des genoux dégagé, les cuisses parallèles au sol (genoux fléchis à 90°), les avant-bras appuyés sur les appuie-bras de la chaise et les coudes au même niveau que le clavier et fléchis à 90°, l'écran placé à distance d'environ un bras et avec la ligne du regard située dans le tiers supérieur de l'écran. Les mesures suivantes étaient prises et notées afin d'ajuster le poste de la même manière lors de la collecte subséquente : hauteur de l'assise de la chaise, hauteur de la table, hauteur des appuis-bras, hauteur de l'écran, distance entre les yeux et l'écran.

Des explications étaient données au sujet en ce qui a trait au déroulement de la collecte qui allait avoir lieu, à la tâche qu'il aurait à exécuter et à certaines règles à respecter, notamment de ne pas bouger pendant toute la collecte (sauf en ce qui a trait à la tâche) et de ne pas parler (à moins qu'il y ait nécessité). Lors de la séance où des pauses actives étaient intégrées à la tâche, le sujet exécutait quelques mouvements d'abduction avec les poids en guise de pratique, le rythme du mouvement étant important à respecter. À cet effet, le sujet devait suivre le rythme d'une cible se déplaçant sur l'écran. Le nombre de mouvements de pratique dépendait de l'habileté du sujet à bien exécuter le mouvement.

4.2 La collecte de données

4.2.1 L'instrumentation

Les données ont été recueillies à l'aide d'un système EMG de surface Bagnoli-16 (Delsys Inc., Wellesley, MA, USA). Trois paires d'électrodes

différentielles simples préamplifiées à la source (gain: 1000, filtre passe-bande: 20-450Hz, CMRR 92 db) ont été utilisées (Delsys 2.1). Les électrodes comprenaient deux barres parallèles d'argent d'une largeur de 1 mm, d'une longueur de 10 mm, et séparées par une distance de 10 mm.

4.2.2 La tâche

Les participants devaient réaliser une tâche de travail à l'ordinateur de 90 minutes, et ce à deux reprises. Les deux séances étaient séparées d'au moins une journée, mais pour certains sujets, la période séparant les deux séances allait jusqu'à deux semaines. La tâche consistait en un travail standardisé impliquant uniquement l'utilisation de la souris, tel que décrit par Ström et al. (2009). La souris a toujours été utilisée par la main droite, les sujets étant toutes droitiers. Un texte écrit en police Arial 12 comportant des fautes d'orthographe était fourni aux sujets. Ces fautes étaient les mêmes pour tous les sujets: certaines lettres étaient doublées, notamment les i, les l, les j, les f et les t (lettres demandant une haute précision par opposition, à titre d'exemple, à un «m»). Ces erreurs étaient facilement distinguables par la couleur rouge ou bleue de la police. Les sujets devaient, à l'aide la souris, sélectionner la lettre en trop, puis cliquer sur l'icône «couper» situé en haut à gauche de l'écran. Pour faire défiler les pages, les sujets devaient uniquement utiliser la roulette sur la souris. Une séance comprenait des pauses actives à 15 minutes, 30, 45, 60, et 75 minutes. L'autre séance ne comprenait aucune pause.

Il était demandé au sujet de travailler à un rythme équivalent à celui qui serait tenu dans un contexte réel de travail. Il leur était demandé d'être efficace et productif, sans toutefois négliger la qualité de la correction. Si une erreur était faite en corrigeant (couper deux lettres plutôt qu'une, par exemple), le sujet devait tout simplement continuer sa correction. S'il ne voyait pas une erreur et ne la remarquait que plus tard, il lui était permis de revenir pour la corriger.

4.2.3 L'intervention

Les séances comprenant des pauses actives se passaient comme suit. Toutes les 15 minutes, une échelle visuelle analogue apparaissait sur l'écran. Après y avoir noté leur niveau d'inconfort en cliquant sur l'échelle à l'aide de la souris, les sujets devaient exécuter 1 mouvement d'abduction des bras avec des poids de 1 kg dans chaque main (à la minute 15, 30, 45 60 et 75). Le rythme du mouvement était standardisé : les sujets devaient suivre le déplacement d'une cible à l'écran pour lever les poids et les redescendre. Le mouvement total était d'une seconde. Lorsque la fenêtre avec la cible apparaissait à l'écran, le sujet avait 10 secondes pour prendre les poids et se positionner. Une autre période de 10 secondes était allouée au sujet après le mouvement d'abduction des bras pour replacer les poids et se préparer à reprendre la tâche de correction. Le choix du mouvement d'abduction des bras avec poids plutôt que celui de l'élévation des épaules s'est appuyé sur l'étude de Andersen L., Andersen C., Mortensen, Poulsen, Bjönlund et Zebis (2010). Cette étude a démontré l'équivalence entre les bandes élastiques et les poids en terme d'activation musculaire. De plus, le mouvement d'abduction des bras a provoqué une haute activation des trapèzes supérieurs, bien qu'inférieure au mouvement d'élévation des épaules. Afin de répondre à des exigences de standardisation, l'abduction des bras s'est révélée un choix plus pratique que l'élévation des épaules. Il suffisait de demander au sujet de lever les bras jusqu'à la hauteur des épaules. À l'opposé, l'amplitude d'élévation des épaules était plus difficile à standardiser et à garder constante. De plus, selon certains auteurs, le mouvement d'abduction des bras est davantage recommandé que l'élévation des épaules dans l'éventualité où ce mouvement serait incorporé à la routine des pauses actives chez une population ayant des douleurs à la région cervicospinale (Andersen L., Kjaer, Andersen C.H., Hansen P.B., Zebis, Hansen K. et Sjøgaard, 2008).

4.2.4 Acquisition des données

Le signal a été enregistré à une fréquence de 1000 Hz et a été numérisé par une carte d'acquisition analogue-numérique PCI-6024E de la compagnie National Instrument. Ce dernier était amplifié par 1000 à la source (électrode). Les données étaient ensuite enregistrées sur un disque dur. L'acquisition EMG a été réalisée sur les muscles trapèzes supérieurs, transverses et inférieurs. La peau a d'abord été exfoliée puis nettoyée à l'alcool. Les électrodes furent placées le long des fibres musculaires. Le placement des électrodes se faisait ainsi: a) sur le trapèze supérieur, environ 20% latéral au point milieu de C7 et l'acromion; b) sur le trapèze transverse, 3 cm latéral au côté du processus épineux de T2; c) sur le trapèze inférieur, 3 cm crânial à partir de T5, sur une ligne reliant le bord du processus épineux de T5 à l'acromion (figure 1). L'électrode de référence était placée sur le processus épineux de C7. Un gabarit était créé à l'aide d'un acétate lors de la première séance. Ce gabarit servait de repère lors de la deuxième séance afin de placer les électrodes exactement au même endroit.

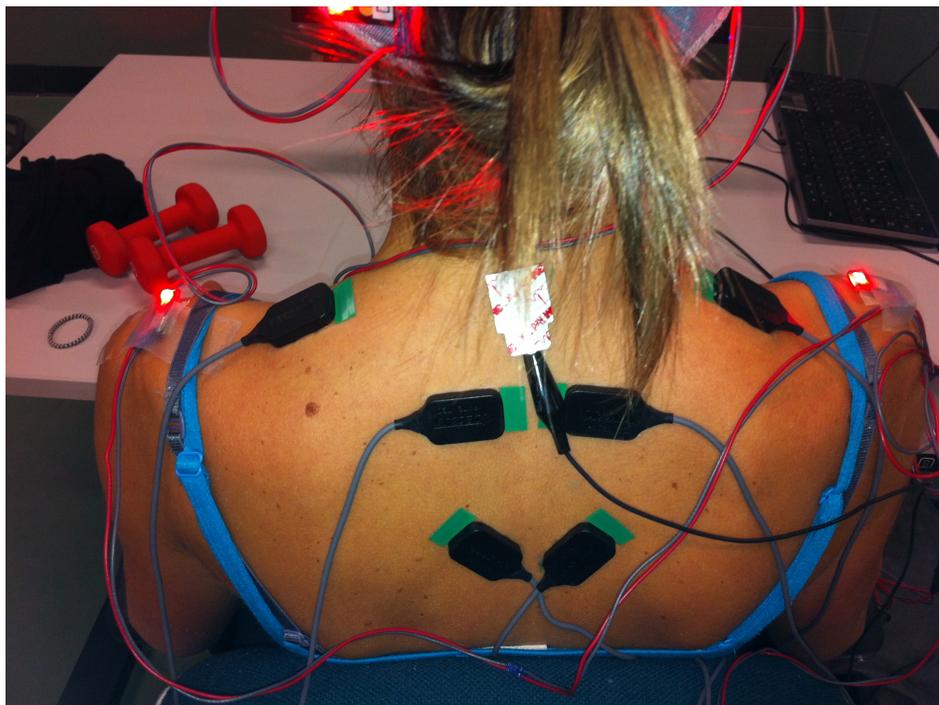


Figure 1
Positionnement des électrodes

Suite à une acquisition pendant un repos de 30 secondes (mains sur les cuisses), deux contractions de référence d'intensité sous-maximale de 15 secondes ont été enregistrées. La moyenne de ces deux contractions a été calculée. Ces deux contractions étaient séparées d'une pause de 1 minute. Le sujet devait placer ses deux bras à 90° d'abduction, avec une charge de 1 kg dans chaque main, tel que décrit dans les procédures de Hansson, Nordander, Asterland, Ohlsson, Strömberg, Skerfving et Rempel (2000) et Mathiassen, Winkel et Hagg (1995). L'utilisation d'une contraction de référence sous-maximale s'avère particulièrement justifiée lors de comparaisons intrasujets (Nordander, Hansson, Rylander, Asterland, Bystrom, Ohlsson, Balogh et Skerfving, 2000) et permet d'éviter les difficultés associées à l'obtention d'une contraction maximale.

Les données étaient recueillies pendant les 10 premières minutes de chaque bloc de 15 minutes, sur une période totale de 90 minutes. La tâche était donc séparée en 6 blocs et les 10 premières minutes de chacun de ces blocs étaient enregistrées. Une échelle visuelle analogue apparaissait au participant avant le début de la tâche. Le participant devait noter sur une échelle de 0 à 10 son degré de douleur et d'inconfort au cou droit et gauche. Une fois que cela était fait, l'enregistrement EMG débutait automatiquement et le sujet débutait sa tâche de correction. À chaque 15 minutes subséquente, l'échelle visuelle analogue apparaissait à l'écran et devait être à nouveau remplie. Lorsque cette dernière était complétée, le système d'enregistrement EMG était automatiquement réactivé.

4.2.5 Traitement des données

Un filtre passe-bande d'ordre 8 bidirectionnel de type Butterworth avec des fréquences de coupures se situant à 30 et 450 Hz était d'abord appliqué aux signaux, notamment pour exclure le signal électrocardiographique et pour réduire l'influence possible du mouvement relatif à l'interface électrode-peau au niveau des basses fréquences du signal (Hansson et al. 2000). L'amplitude RMS (root mean square) de chaque signal était ensuite calculée sur des

fenêtres successives de 125 ms. Le niveau de bruit était déterminé comme étant la valeur RMS minimale observée lors d'une période de repos, dans une posture de repos contrôlée avec rétroaction des signaux (30 s), ou lors de la réalisation de la tâche. Le signal EMG était ensuite calibré en fonction d'une contraction de référence sous-maximale (Relative voluntary exertion (RVE)). Enfin, le niveau de bruit était soustrait des signaux RMS de la contraction de référence (RVE) et des tâches (Delisle, Larivière, Imbeau et Durand, 2005).

Dans le but de synthétiser les données et de comparer les deux types de tâche, trois types d'analyses ont été effectuées sur les valeurs EMG RMS. Les deux premières analyses étaient effectuées sur les valeurs RMS EMG normalisées en fonction de la valeur RMS obtenue lors de la contraction sous-maximale de référence (exprimé en % RVE), alors que la troisième analyse était effectuée à partir des signaux RMS non-normalisés.

Tout d'abord, les niveaux d'activité EMG correspondants au 10e (niveau statique), 50e (niveau médian) et 90e (niveau maximal) centile (%ile) ont été calculés à l'aide de la fonction de distribution des probabilités des amplitudes du signal (Amplitude Probability Distribution Function ou APDF, (Jonsson, 1978)).

En deuxième lieu, la variabilité de l'activation musculaire a été appréciée à l'aide de trois indices, tel que décrit par Delisle, Larivière, Plamondon, Jetté, Marchand, Stock, 2008. Cette analyse s'appuie sur la matrice de la variation de l'exposition (Exposure Variation Analysis (EVA): (Mathiassen et Winkel 1991)). La matrice EVA est composée de sept classes d'intensité [0–1; 1–3.3; 3.3–10; 10–23.3; 23.3–50; 50–103.3; >103.3 % RVE] et de six classes de durée [0–0.3; 0.3–1; 1–3; 3–7; 7–15; >15 s], et comporte donc au total 42 valeurs. Deux exemples de matrice EVA sont illustrés à la Figure 2. D'abord, la proportion de temps que le signal passe dans chacune de ces classes est calculée. Le premier indice reflète la variabilité entre les 6 classes de durée (SDdur). Il correspond à l'écart-type estimé à partir des 6 sommes des classes de durée. Le deuxième indice reflète la variabilité entre les 7 classes d'intensité (SDint), et

il correspond à l'écart-type des 6 sommes des classes d'intensité. Le troisième et dernier indice reflète la variabilité entre les 42 valeurs de la matrice (SDtot) et correspond à l'écart-type entre les 42 valeurs de la matrice EVA. Fait particulier, ces indices sont inversement reliés à la variabilité. Autrement dit, lorsque le signal se concentre sur un petit nombre de cellules, il y a peu de variabilité (voir Figure 2a) et les indices sont élevés. Au contraire, plus le signal est réparti à travers toutes les cellules, plus la variabilité du signal est grande et plus les indices sont petits (voir Figure 2b).

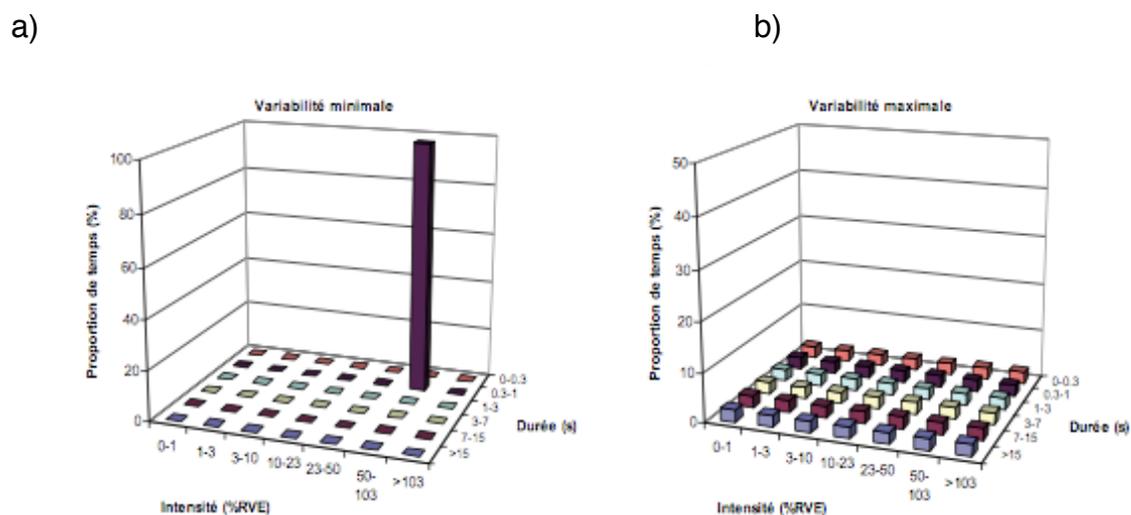


Figure 2
Matrices EVA

Enfin, les temps de repos musculaires relatifs, communément nommé EMG Gap (Hansson et al. 2000; Veiersted, Westgaard et Andersen, 1990), ont été calculés. Une période silencieuse dans le patron d'activité EMG était définie comme étant une période d'une durée égale ou supérieure à 0,250 seconde avec un niveau d'activation inférieur à un seuil de 6 μ V. La sommation des durées des périodes silencieuses (proportion du temps total) constituait un indice exprimé en pourcentage.

5. Analyses statistiques

Des analyses descriptives ont d'abord été effectuées afin de dresser un portrait global de notre échantillon, de l'activité musculaire des sujets lors de la tâche et de leur degré de douleur au cou. Ainsi, les minimums et maximums, les moyennes et les écarts-types ont été calculés.

Afin de vérifier si l'intervention avait un effet sur le degré de douleur et sur les différents paramètres électromyographiques, des analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel NCSS (NCSS version: 0.7.1.21; NCSS, Kaysville, UT, USA). Pour vérifier l'existence de différences dans le temps et entre les deux types de séances (avec ou sans pauses actives), une ANOVA à mesure répétée a été réalisée. La présence de changements significatifs était recherchée dans le temps (temps), entre les deux types de séances (intervention) et dans l'interaction entre le temps et le type de séance (temps x intervention). Ces analyses statistiques étaient réalisées pour chacune des trois divisions musculaires (trapèze supérieur, transverse et moyen), du côté droit et du côté gauche. Pour chacune de ces 6 divisions, des différences statistiquement significatives étaient recherchées pour l'APDF 10, l'APDF 50, l'APDF 90, l'EVA dans le domaine du temps, l'EVA dans le domaine de la durée, l'EVA totale et les repos musculaires. Des différences au niveau de la douleur du cou à gauche et à droite étaient également recherchées dans le temps, entre les interventions et dans l'interaction «temps x intervention».

L'intervalle de confiance a été fixé à 95 %. Afin d'éviter une violation de la sphéricité, le niveau de probabilité a été ajusté en utilisant le facteur de correction Greenhouse-Geisser.

QUATRIÈME PARTIE : LES RÉSULTATS

1. La productivité

Le nombre de pages corrigées variait très peu selon la présence ou non de pauses actives. Lors de la tâche sans pauses, la moyenne du nombre de pages corrigées était de 48 avec un écart-type de 14,8, un minimum de 31 pages et un maximum de 63. Lors de la tâche avec pause, la moyenne était de 49 avec un écart-type de 15,5, un minimum de 33 pages et un maximum de 67.

La plupart des données se présentaient de manière homogène. Le nombre total de pages corrigées lors des deux séances variait peu d'un sujet à l'autre. Quelques sujets seulement se démarquaient avec une productivité légèrement supérieure ou inférieure aux autres (figure 3).

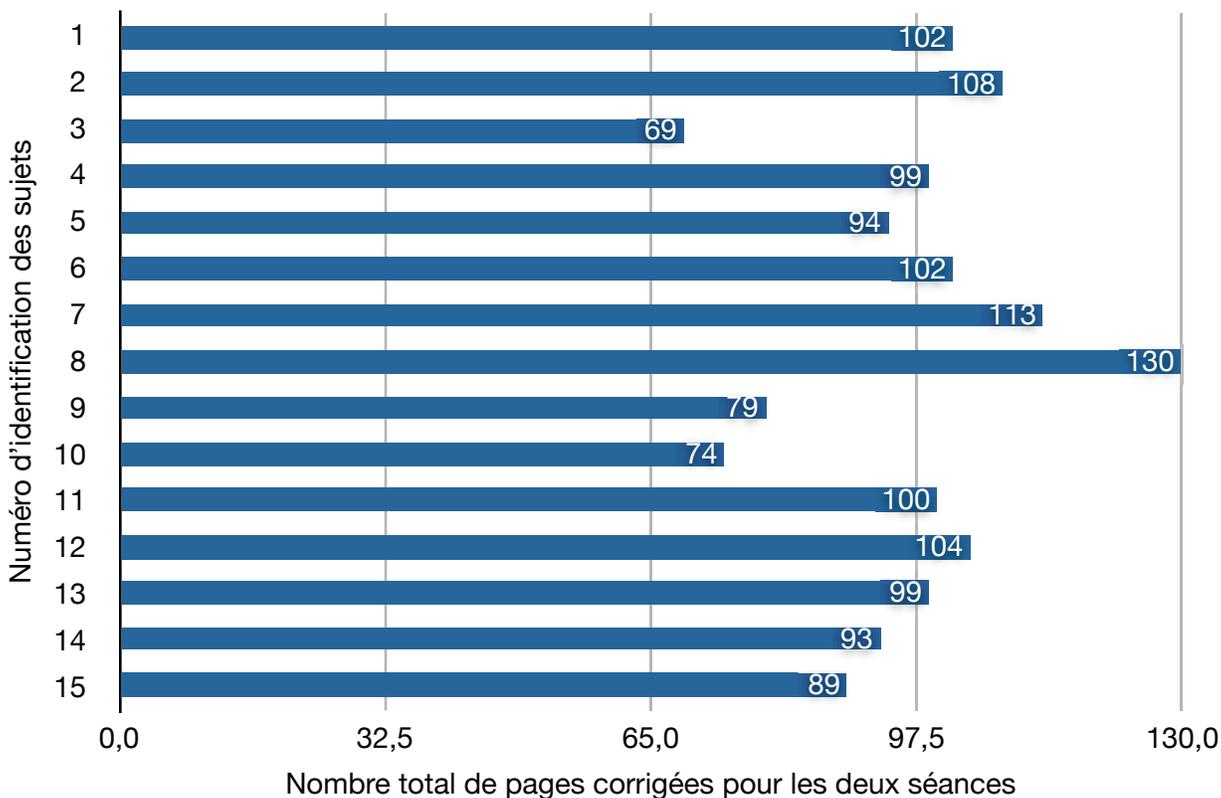


Figure 3
Productivité des sujets

2. Analyse descriptive de l'activité musculaire

L'activité musculaire des différentes divisions des trapèzes est généralement basse (tableau 1a et 1b) avec des valeurs toujours inférieures à 12 % de la RVE et, plus précisément, une activité inférieure à 4 % de la RVE pour les trapèzes supérieurs. Autant lors de la tâche en continu que lors de la tâche avec pause, le signal électromyographique normalisé avec la RVE tend à présenter des valeurs supérieures caudalement, et ce de manière bilatérale. Malgré cette intensité supérieure caudalement, moins de repos musculaire est observé dans la portion supérieure du trapèze.

Tableau 1
Valeurs moyennes et écart-type des APDF de tous les sujets (N=15) selon
chaque intervention et chaque bloc de temps, pour
a) le côté droit, et pour b) le côté gauche.

a)

Bloc	Intervention sans pause			Intervention avec pause		
	APDF10	APDF50	APDF90	APDF10	APDF50	APDF90
Trapèze supérieur droit						
1	2,7 (2,7)	3,5 (4,0)	7,5 (5,7)	3,5 (3,1)	3,3 (4,7)	10,0 (8,4)
2	2,2 (1,8)	3,9 (3,7)	7,5 (5,8)	3,4 (2,6)	3,4 (3,8)	10,3 (8,4)
3	1,6 (1,0)	4,0 (2,8)	6,7 (4,6)	3,1 (2,6)	3,2 (3,7)	8,8 (6,1)
4	2 (1,3)	3,6 (3,2)	9,2 (6,9)	3,2 (2,9)	3,0 (4,0)	10,3 (8,7)
5	3,4 (3,7)	3,7 (5,6)	9,1 (8,0)	3,5 (3,8)	3,3 (5,5)	10,0 (8,3)
6	3 (3,4)	3,8 (5,3)	9,5 (7,1)	2,9 (2,2)	3,2 (3,0)	10,5 (6,8)
Trapèze transverse droit						
1	3,5 (2,2)	5,3 (4,2)	9,1 (8,1)	4,0 (2,4)	5,7 (3,6)	8,6 (5,4)
2	3 (1,9)	4,8 (4,4)	8,5 (10,0)	3,5 (2,3)	5,1 (3,1)	7,9 (4,5)
3	3,5 (2,3)	5,4 (4,4)	8,7 (8,7)	3,4 (2,1)	4,6 (2,8)	7 (4,7)
4	3,3 (2,0)	5,4 (4,4)	9,1 (9,6)	3,1 (1,8)	4,3 (2,6)	6,4 (3,6)
5	3,4 (1,8)	5,0 (3,4)	8,6 (7,7)	3,5 (2,2)	5,3 (3,5)	8 (5,1)
6	3,3 (2,3)	5,5 (5,0)	8,5 (9,0)	2,9 (2,1)	4,3 (2,7)	7 (3,9)
Trapèze inférieur droit						
1	6,6 (5,6)	9,7 (8,4)	28,4 (47,7)	8,5 (7,0)	11,1 (8,7)	22,3 (31,7)
2	5,3 (4,6)	7,0 (5,9)	11,1 (9,0)	7,3 (5,3)	10,0 (8,0)	21,6 (24,0)
3	5,3 (4,8)	7,4 (6,4)	13,8 (17,9)	6,8 (5,2)	10,2 (8,8)	20,1 (21,1)
4	5,1 (4,3)	7,9 (6,1)	12,4 (9,3)	7 (6,4)	12,0 (16,1)	22,9 (33,0)
5	5,1 (4,2)	6,8 (5,5)	10,1 (7,9)	6,2 (4,1)	9,5 (5,7)	24,2 (37,0)
6	5 (4,0)	6,9 (5,2)	9,8 (7,0)	5,9 (4,2)	8,4 (5,6)	15,6 (12,3)

b)

Bloc	Intervention sans pause			Intervention avec pause		
	APDF10	APDF50	APDF90	APDF10	APDF50	APDF90
Trapèze supérieur gauche						
1	2,3 (3,2)	3,7 (4,1)	7,9 (5,9)	2,8 (2,6)	3,1 (3,8)	7,7 (6,1)
2	2,6 (2,7)	3,6 (4,9)	8,0 (8,4)	2,6 (2,2)	3,2 (3,6)	7,7 (7,0)
3	1,7 (1,2)	3,2 (2,9)	7,0 (5,6)	1,8 (1,7)	3,0 (4,0)	7,6 (5,6)
4	1,9 (1,6)	3,2 (3,8)	9,7 (8,0)	1,8 (1,8)	3,2 (3,6)	7,8 (6,6)
5	3,1 (3,7)	3,3 (5,0)	8,5 (7,2)	1,9 (1,8)	3,3 (3,2)	7,3 (6,5)
6	3,4 (4,1)	3,6 (5,4)	8,8 (7,2)	1,8 (1,6)	3,6 (3,7)	7,2 (6,4)
Trapèze transverse gauche						
1	3,2 (2,0)	4,1 (2,4)	5,9 (3,5)	3,9 (2,2)	5,2 (2,7)	7,7 (4,2)
2	3 (1,7)	3,9 (2,1)	5,3 (2,8)	3,2 (1,6)	4,7 (2,6)	6,9 (3,7)
3	2,9 (1,7)	4,0 (2,1)	5,5 (2,8)	3,5 (2,0)	4,5 (2,6)	6,3 (3,4)
4	3,1 (2,0)	4,1 (2,4)	5,8 (3,2)	2,9 (1,5)	3,9 (2,0)	5,6 (2,9)
5	3,1 (1,8)	4,2 (2,3)	5,9 (3,3)	3,3 (2,1)	4,3 (2,6)	6,3 (3,9)
6	3,1 (2,0)	4,2 (2,5)	5,8 (3,4)	2,5 (1,4)	3,7 (1,8)	5,8 (3,1)
Trapèze inférieur gauche						
1	7,8 (5,4)	10,2 (6,5)	14,4 (8,1)	8,3 (4,9)	11,3 (6,4)	18,5 (14,9)
2	6,9 (5,3)	9,3 (6,6)	12,5 (8,1)	7,7 (5,2)	10,2 (6,9)	15,7 (12,3)
3	6,7 (4,9)	9,1 (6,2)	13,3 (8,3)	6 (4,0)	8,3 (5,2)	12,3 (9,0)
4	6,4 (5,0)	8,9 (6,1)	12,3 (8,1)	6,1 (3,8)	9,2 (5,8)	14,6 (12,7)
5	6,4 (5,1)	9,6 (6,3)	13,0 (8,1)	5,7 (4,1)	8,2 (5,4)	14,0 (10,5)
6	6,2 (5,0)	8,5 (6,0)	12,5 (7,6)	5,8 (3,9)	10,3 (7,4)	18,1 (19,7)

3. Effet de la durée de la tâche et de l'intervention

3.1 Amplitude de l'activité musculaire

Seuls les trapèzes inférieurs gauches, transverse gauche et inférieur droit ont démontré des effets significatifs (tableau 2). Une différence significative dans le 10e centile a été retrouvée entre les blocs pour le trapèze inférieur gauche ($p < 0,0001$), démontrant une légère diminution de l'amplitude entre le début et la fin de la séance. Une légère diminution de l'amplitude jusqu'à la mi-temps de la séance suivie d'une augmentation, ramenant l'amplitude à son niveau initial à la fin de la séance, était présente dans le trapèze inférieur gauche pour le 50^e et 90^e centile ($p = 0,0043$, $p = 0,0090$).

Tableau 2
Effets principaux des APDF

			APDF		
			10	50	90
			<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>
Côté droit	Trapèze supérieur	Condition	0,3231	0,719	0,3347
		Blocs	0,3391	0,3812	0,361
		Interaction	0,4291	0,5053	0,8055
	Trapèze transverse	Condition	0,9179	0,759	0,5805
		Blocs	0,1729	0,323	0,3005
		Interaction	0,3098	0,2223	0,4802
	Trapèze inférieur	Condition	0,108	0,0395*	0,1067
		Blocs	0,0110*	0,167	0,179
		Interaction	0,5129	0,6037	0,2458
Côté gauche	Trapèze supérieur	Condition	0,3458	0,3683	0,5633
		Blocs	0,1031	0,5788	0,7795
		Interaction	0,2456	0,4991	0,7012
	Trapèze transverse	Condition	0,4504	0,2896	0,1538
		Blocs	0,1713	0,1967	0,195
		Interaction	0,0431*	0,0352*	0,1323
	Trapèze inférieur	Condition	0,8731	0,7665	0,4054
		Blocs	0,0006*	0,0242*	0,0450*
		Interaction	0,2858	0,2554	0,2369

* $p < 0,05$

Une interaction «blocs x conditions» significative a été retrouvée dans le trapèze transverse gauche pour l'APDF 10 ($p = 0,0100$; figure 4) et l'APDF 50 ($p = 0,0173$; figure 5), révélant une tendance accentuée à une diminution de

l'amplitude à travers les blocs pour la condition avec pause, comparativement à la condition sans pause.

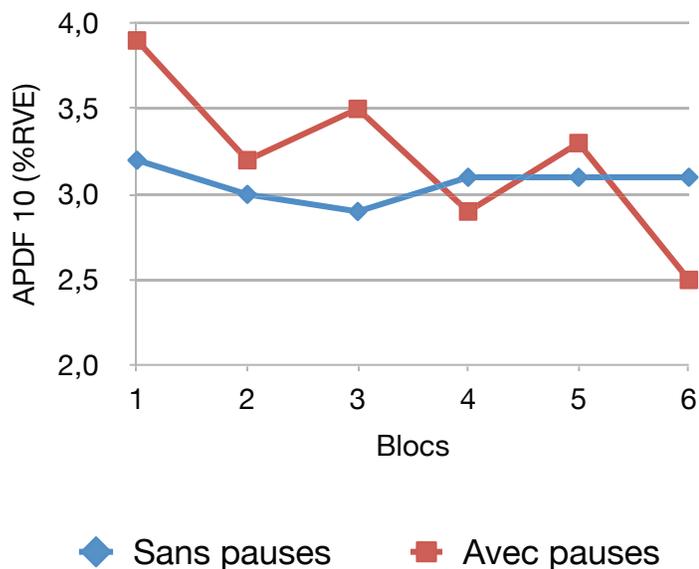


Figure 4

Valeurs moyennes de l'APDF 10 du trapèze transverse gauche pour chacune des interventions en fonction des différents blocs de temps.

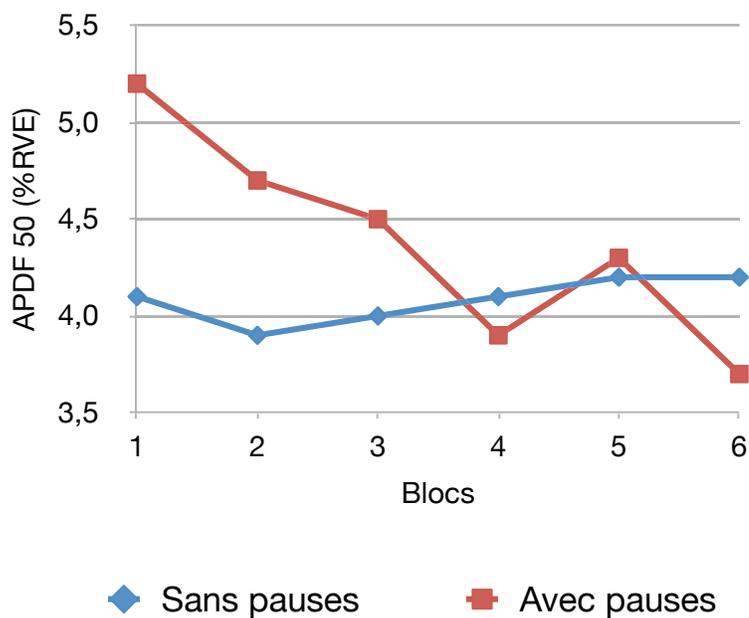


Figure 5

Valeurs moyennes de l'APDF 50 du trapèze transverse gauche pour chacune des interventions en fonction des différents blocs de temps.

Finalement, une différence significative dans le 10e centile a été retrouvée dans les blocs pour le trapèze inférieur droit ($p = 0,0001$) révélant une diminution de l'amplitude dans le temps. De plus, une différence significative au niveau des conditions a été retrouvée dans le trapèze inférieur droit pour l'APDF 50 ($p = 0,0395$). Ce dernier était supérieur lors de la séance avec pauses actives. Le tableau 2 présente les résultats statistiques pour les APDF pour chacune des divisions musculaires.

3.2 Variabilité de l'activité musculaire

Le tableau 3 présente l'ensemble des résultats concernant les indices d'intensité, de durée et de distance totale de l'EVA. Seuls les trapèzes inférieurs droit et gauche ainsi que le trapèze transverse gauche ont démontré des effets significatifs.

L'indice d'intensité du trapèze transverse gauche présentait une interaction significative entre les blocs et les conditions ($p = 0,018$). Une différence significative était présente dans l'indice de durée ($p = 0,003$) et dans l'indice de distance totale ($p = 0,004$) qui étaient inférieurs lors de la séance avec pauses. Ces résultats démontrent ainsi des durées de contraction plus courtes avec l'utilisation des pauses.

Le trapèze inférieur gauche démontre une différence significative dans l'indice d'intensité ($p = 0,001$), l'effet se situant dans le temps (légère diminution jusqu'à la mi-temps). Le même effet se retrouve dans l'indice de variabilité totale ($p = 0,016$), la diminution étant visible principalement dans les 15 premières minutes.

On constate enfin une différence significative des indices d'intensité ($p = 0,046$) et de variabilité totale ($p = 0,025$) du trapèze inférieur droit. Ces effets sont retrouvés au niveau de la condition, les niveaux étant supérieurs dans la tâche avec pause.

La variabilité telle que démontrée par les écart-types d'intensité, de durée et totale n'est significative que pour le trapèze transverse gauche (résultats non-présentés dans le tableau 3). L'écart-type d'intensité est inférieur lors de la tâche avec pause ($p = 0,007$) pour ce muscle, ces résultats démontrent ainsi plus de variabilité avec l'utilisation de pauses.

Tableau 3
Résultats des indices de l'EVA

a)

Bloc	Sans pause		Avec pause		Effets principaux		
	Intensité	Durée	Intensité	Durée	Bloc (B)	Cond. (C)	B X C
Trapèze supérieur droit							
1	2,5 (1,0)	3,4 (1,3)	2,8 (1,0)	3,3 (1,4)	Intensité (idi)		
2	2,4 (0,9)	3,9 (1,7)	2,8 (1,0)	3,3 (1,4)	0,733	0,491	0,520
3	2,4 (0,8)	4,0 (1,5)	2,6 (1,0)	3,2 (1,2)	Durée (idd)		
4	2,6 (0,9)	3,6 (1,5)	2,7 (1,0)	3,0 (1,0)	0,309	0,110	0,457
5	2,6 (1,1)	3,7 (1,6)	2,6 (1,1)	3,3 (1,2)	Distance totale		
6	2,6 (1,0)	3,8 (1,5)	2,7 (0,9)	3,2 (1,2)	0,261	0,211	0,194
Trapèze transverse droit							
1	2,8 (0,9)	3,8 (1,5)	2,9 (0,9)	3,6 (1,4)	Intensité (idi)		
2	2,7 (0,9)	3,4 (1,5)	2,8 (0,9)	3,2 (1,3)	0,059	0,599	0,157
3	2,8 (0,9)	3,4 (1,5)	2,7 (0,8)	3,4 (1,4)	Durée (idd)		
4	2,8 (0,9)	3,2 (1,4)	2,6 (0,8)	3,7 (1,4)	0,325	0,828	0,452
5	2,8 (0,9)	3,4 (1,3)	2,7 (0,9)	3,6 (1,4)	Distance totale		
6	2,7 (0,9)	3,2 (1,3)	2,6 (0,8)	3,4 (1,3)	0,127	0,935	0,748
Trapèze inférieur droit							
1	3,2 (1,0)	2,9 (1,4)	3,5 (1,1)	3,9 (1,6)	Intensité (idi)		
2	3 (1,0)	3,2 (1,6)	3,4 (1,0)	3,5 (1,5)	0,380	0,046*	0,537
3	3 (1,0)	3,0 (1,3)	3,4 (1,0)	3,6 (1,6)	Durée (idd)		
4	3,1 (1,0)	3,0 (1,2)	3,3 (1,0)	3,5 (1,5)	0,500	0,152	0,107
5	3 (1,0)	3,0 (1,0)	3,3 (1,0)	3,4 (1,5)	Distance totale		
6	3 (1,0)	3,1 (1,3)	3,3 (1,0)	3,1 (1,3)	0,180	0,025*	0,152

Moyenne et écart-type / *: statistiquement significatif

b)

Bloc	Sans pause		Avec pause		Effets principaux		
	Intensité	Durée	Intensité	Durée	Bloc (B)	Cond. (C)	B X C
Trapèze supérieur gauche							
1	2,4 (0,9)	3,7 (1,4)	2,5 (1,0)	3,1 (1,5)		Intensité (idi)	
2	2,4 (1,0)	3,6 (1,4)	2,4 (0,9)	3,2 (1,4)	0,714	0,704	0,555
3	2,3 (0,9)	3,2 (1,3)	2,4 (0,9)	3,0 (1,3)		Durée (idd)	
4	2,4 (1,0)	3,2 (1,1)	2,3 (0,9)	3,4 (1,6)	0,288	0,437	0,142
5	2,5 (1,1)	3,3 (1,4)	2,3 (0,9)	3,4 (1,5)		Distance totale	
6	2,5 (1,1)	3,6 (1,4)	2,3 (0,9)	2,8 (1,0)	0,202	0,364	0,085
Trapèze transverse gauche							
1	2,6 (0,8)	4,2 (1,4)	2,8 (0,8)	3,3 (1,6)		Intensité (idi)	
2	2,6 (0,8)	4,2 (1,4)	2,7 (0,8)	3,3 (1,6)	0,097	0,304	0,018*
3	2,6 (0,8)	4,2 (1,4)	2,7 (0,8)	3,4 (1,6)		Durée (idd)	
4	2,6 (0,8)	4,0 (1,5)	2,6 (0,7)	3,2 (1,5)	0,261	0,003*	0,944
5	2,6 (0,8)	3,8 (1,4)	2,6 (0,8)	3,1 (1,5)		Distance totale	
6	2,6 (0,8)	3,8 (1,4)	2,5 (0,7)	3,0 (1,4)	0,139	0,042*	0,991
Trapèze inférieur gauche							
1	3,5 (1,0)	3,3 (1,4)	3,6 (1,1)	3,8 (1,6)		Intensité (idi)	
2	3,3 (1,0)	3,0 (1,3)	3,5 (1,1)	3,2 (1,6)	0,001*	0,417	0,58
3	3,2 (1,1)	3,4 (1,4)	3,3 (1,0)	3,1 (1,2)		Durée (idd)	
4	3,2 (1,0)	3,2 (1,3)	3,3 (1,0)	3,0 (1,3)	0,158	0,832	0,245
5	3,2 (1,0)	3,5 (1,3)	3,2 (1,0)	3,1 (1,4)		Distance totale	
6	3,2 (1,0)	3,3 (1,2)	3,3 (1,0)	3,2 (1,3)	0,016*	0,897	0,171

Moyenne et écart-type / *: statistiquement significatif

3.3 Les repos musculaires

Aucun changement significatif n'a été remarqué dans le pourcentage des temps de repos relatifs, que ce soit du côté dominant ou non-dominant (tableau 4).

Tableau 4
Résultats des repos musculaires relatifs

a)

Bloc	Sans pause	Avec pause	Effets principaux		
	%	%	Bloc (B)	Cond. (C)	B X C
Trapèze supérieur droit					
1	63,4 (43,7)	65,9 (38,7)			
2	62,5 (40,2)	64,5 (45,0)			
3	61,1 (41,3)	79,2 (36,2)			
4	59,0 (37,3)	74,6 (39,7)	0,497	0,328	0,334
5	56,5 (41,3)	68,6 (39,8)			
6	53,4 (40,1)	71,4 (39,5)			
Trapèze transverse droit					
1	71,2 (34,7)	69,7 (33,9)			
2	77,8 (37,7)	73,5 (38,8)			
3	73,9 (40,4)	82,6 (34,5)			
4	77,1 (38,0)	83,2 (34,0)	0,106	0,822	0,512
5	72,9 (39,0)	71,9 (42,1)			
6	71,2 (39,1)	77,7 (38,5)			
Trapèze inférieur droit					
1	90,2 (26,1)	90,7 (25,8)			
2	88 (30,2)	88,7 (25,3)			
3	88,7 (28,5)	88,5 (26,9)			
4	87 (30,7)	89 (28,0)	0,497	0,859	0,981
5	90 (27,7)	90 (26,6)			
6	92 (26,7)	93,7 (25,2)			
Moyenne et écart-type					

b)

Bloc	Sans pause	Avec pause	Effets principaux		
	%	%	Bloc (B)	Cond. (C)	B X C
Trapèze supérieur gauche					
1	60,8 (41,4)	67,8 (36,4)			
2	60,6 (43,0)	67,2 (40,0)			
3	68,7 (37,6)	72,9 (37,1)			
4	58,2 (38,6)	77,9 (33,7)	0,502	0,242	0,456
5	62,9 (42,5)	75,2 (35,1)			
6	63,3 (42,1)	64,2 (41,7)			
Trapèze transverse gauche					
1	83,1 (33,2)	81,7 (32,2)			
2	83,7 (34,3)	88 (28,6)			
3	81,5 (33,5)	88,4 (33,2)			
4	87,2 (31,7)	93,5 (25,1)	0,238	0,336	0,517
5	85,2 (37,1)	88,2 (33,6)			
6	84,6 (32,5)	94,8 (25,2)			
Trapèze inférieur gauche					
1	81,2 (38,5)	78,8 (34,3)			
2	82,7 (37,7)	87,5 (28,8)			
3	83,7 (38,7)	94,9 (26,2)			
4	85,5 (35,9)	91,1 (28,6)	0,130	0,462	0,404
5	86,8 (32,2)	93,3 (26,4)			
6	87,5 (31,1)	87,1 (30,9)			
Moyenne et écart-type					

3.4 La douleur

Très peu de douleur a été ressentie par les participants lors de la tâche, avec des niveaux comparables dans les deux conditions (tableaux 5 et 6). Seuls trois sujets ont présenté des niveaux de douleur supérieurs se démarquant des autres.

Tableau 5
Analyse descriptive du niveau de douleur

Échelle visuelle analogue de 100 mm

		Sans Pause s	Avec Pause		Blocs	Moyenne +/- Écart- type
Cou gauch e	Moyenne	4 mm	4 mm		1	1,3 +/- 2,4
	Écart-type	8 mm	8 mm		2	2,5 +/- 5,2
	Minimum	0 mm	0 mm		3	3,9 +/- 9,1
	Maximum	55 mm	39 mm		4	3,5 +/- 5,4
					5	5,8 +/- 9,7
					6	6,8 +/- 12,1
Cou droit	Moyenne	6 mm	6 mm		1	1,0 +/- 0,9
	Écart-type	13 mm	13 mm		2	3,3 +/- 5,8
	Minimum	0 mm	0 mm		3	6,7 +/- 10,2
	Maximum	73 mm	53 mm		4	9,6 +/- 16,4
					5	10,2 +/- 16,8
					6	12,1 +/- 18,1

Malgré une augmentation significative de la douleur pendant la tâche (effet bloc: $p=0,0186$, tableau 6), aucune différence significative entre les interventions ni d'interactions significatives n'ont été observées (tableau 6).

Tableau 6
 Résultats de l'ANOVA de l'échelle visuelle analogue pour la douleur

		Niveau de probabilité
Cou droit	Condition	0,9
	Blocs	0,0186*
	Interaction condition-blocs	0,7742
Cou gauche	Condition	0,9923
	Blocs	0,0754
	Interaction condition-blocs	0,7504

*: statistiquement significatif

CINQUIÈME PARTIE : ANALYSE ET INTERPRÉTATION DES RÉSULTATS

Les résultats de notre étude supportent très peu nos hypothèses, qui étaient les suivantes: 1) la tâche avec des pauses actives comprenant un mouvement dynamique d'abduction des bras créera davantage de variabilité au sein du trapèze comparée à une séance de travail sans pause, 2) l'inconfort au cou sera inférieur lors de la tâche comprenant les pauses actives comparées à la tâche sans pauses. Nos résultats ne supportent que partiellement notre première hypothèse. En effet, un changement significatif n'a été retrouvé que dans le trapèze transverse gauche en ce qui a trait à une variabilité supérieure en présence de pauses actives. Notre deuxième hypothèse n'a pas été confirmée. Aucune différence significative n'a été retrouvée entre les types de séance en ce qui a trait à l'intensité de la douleur au cou.

Contrairement à nos attentes, le trapèze inférieur droit a vu son activité augmenter lors de la séance de travail avec pauses actives. Cette augmentation aurait pu, dans un sens, être bénéfique si elle avait reflété une distribution plus homogène de l'activité au sein du trapèze en entier. Ainsi, une diminution de l'activité dans le trapèze supérieur accompagnée d'une augmentation dans le trapèze inférieur aurait pu aller en ce sens. Cependant, aucun changement significatif reflétant une diminution de l'activité n'a été observé en parallèle, si ce n'est du trapèze transverse gauche.

Une discussion plus approfondie sera faite dans les sections suivantes. Nous aborderons en détail l'analyse et l'interprétation des résultats de l'activité musculaire et du transfert de l'activité d'une division musculaire à une autre, de la variabilité, des repos musculaires ainsi que de la douleur. Nous proposerons également des explications possibles en ce qui a trait à nos résultats qui diffèrent de ceux rencontrés jusqu'à présent dans la littérature. Nous discuterons par la suite des résultats obtenus dans le sous-groupe ayant

obtenu plus de douleur. Enfin, nous soulignerons quelques limites inhérentes au protocole de notre étude.

1. L'activité musculaire

La tâche effectuée par les sujets dans le cadre de notre étude n'a généré que très peu d'activité musculaire dans les trapèzes. Peu d'études ont rapporté de manière précise les valeurs APDF obtenues lors d'une tâche de travail à l'ordinateur et exprimées en fonction d'une contraction sous-maximale volontaire (tableau 7). Delisle (2008) a mené une étude où différents postes de travail étaient évalués. Les valeurs rapportées sont largement supérieures aux nôtres. Il est à noter toutefois que les sujets vivaient à des occupations normales de travail de bureau, c'est-à-dire taper au clavier et utiliser la souris, mais aussi écrire, répondre au téléphone et déplacer des documents sur la surface de travail. Tous ces mouvements impliquent évidemment une activité musculaire supérieure. De la même manière, l'étude de Hansson et al. (2000) présente des moyennes élevées. Cette étude avait lieu lors du travail de bureau, mais incluait certaines tâches de ménage. Enfin, l'étude de Delisle et al. (2005) mesurait l'activité musculaire chez les interprètes en langage des signes. Cette tâche, bien qu'étant considérée de faible intensité avec des mouvements de faible amplitude, a une portée limitée en terme de comparaison. Elle comporte malgré tout beaucoup plus de mouvements que la tâche de travail à la souris utilisée ici.

Une étude comprenant une tâche à la souris a toutefois rapporté des valeurs semblables aux nôtres (Muller et al, 2010). Tout comme nous, la normalisation était faite par rapport à une contraction sous-maximale. Leur niveau moyen d'activation était toujours très faible avec des valeurs inférieures à 4% de la RVE.

Tableau 7
Comparaison de l'activité musculaire des trapèzes supérieurs avec d'autres études

	APDF 10				APDF 50				APDF 90			
	Moy	SD	Min	Max	Moy	SD	Min	Max	Moy	SD	Min	Max
Dominant												
Étude actuelle *	2,9	2,7	0,4	14,5	4,9	4,1	0,5	20,2	9,1	6,9	0,6	35,6
Delisle 2005 (a)	3,8	3,5	0,7	11,3	27	16,1	8	58,9	59,6	23,7	29,3	106,5
Delisle 2008 (b)	3,5	1,6			13,8	6,2			28,1	12,6		
Hansson 2000 (c)	5,7				28				81			
Non Dominant												
Étude actuelle *	2,3	2,5	0,4	13,7	4,2	4,0	0,5	17,9	7,9	6,5	1,0	31,6
Delisle 2005	3,7	4,3	0,5	13,7	19,3	11,8	4,1	44,9	46,7	17,7	24,3	81,5
Delisle 2008	2,8	1,5			10,3	4,9			24,8	11,4		
Hansson 2000	4,8				25,0				71			

* Les valeurs associées à l'étude actuelle incluent les séances avec et sans pauses

a) interprètes langage des signes

b) ordinateur, téléphone, manipulation et déplacement de documents

c) travail de bureau incluant certaines tâches de ménage

Ces faibles niveaux d'activation sont en quelque sorte logiques puisqu'il était demandé aux sujets de ne faire aucun mouvement à l'exception des déplacements de la souris. De plus, aucune pression n'était mise sur les sujets en ce qui a trait à la productivité. Il leur était demandé de bien faire le travail, mais de le faire le plus rapidement possible, un peu comme il le ferait dans un contexte professionnel réel. Cependant, aucune récompense incitant à la production n'était offerte aux sujets à la fin de la tâche, ce qui aurait pu créer un certain stress et ainsi changer l'activité musculaire (Larsman et al., 2009; Kristiansen et al., 2009).

Samani et al.(2009a) ont d'ailleurs constaté un déplacement du centre de l'EVA vers des classes d'amplitude supérieures lors de l'exécution d'une

tâche à cadence élevée comparée à une tâche exécutée à un rythme plus lent. Les résultats de notre étude ne vont toutefois pas dans ce sens. La vitesse d'exécution en soi ne semble pas davantage reliée à l'activité musculaire. En effet, une analyse exploratoire faite à posteriori à l'aide d'une corrélation de Pearson entre l'APDF 50 et le nombre de pages corrigées a révélé qu'aucune relation significative n'était présente ($p < 0,05$). Il est possible que ces sujets étaient tout simplement plus habiles, et que leur productivité supérieure ne reflétait pas une pression qu'ils se mettaient eux-mêmes dans le but de corriger le plus grand nombre de pages possible.

Dans le même ordre d'idée, nous avons voulu vérifier si une relation existait entre le niveau de douleur ressenti par les sujets et l'intensité de l'activité musculaire. Une très faible corrélation négative a été retrouvée ($r = -0,117$) dans le trapèze supérieur gauche pour l'APDF 50. Du côté gauche, une très faible corrélation positive a été retrouvée entre la douleur du cou droit et l'APDF 50 du trapèze supérieur droit ($r = 0,126$). Ces valeurs sont très faibles et aucune conclusion ne peut en être réellement tirée. Ces résultats pourraient s'expliquer par le très faible niveau d'activation musculaire observé ainsi que la très faible augmentation de la douleur pendant la tâche.

La faible activité musculaire enregistrée au cours des séances avec pauses (tableau 1) est peut-être également reliée à la nature et à la fréquence des pauses actives. Les analyses statistiques portant sur les APDF et les EVA nous permettent de constater que seul le trapèze inférieur droit a vu son activité augmenter de manière significative lors de la tâche avec pause active. Samani et al. (2009b) ont remarqué une augmentation des valeurs RMS du trapèze supérieur lors de la tâche avec pauses actives par rapport à la tâche avec pauses passives. Pour ce même muscle, le déplacement du centre de l'EVA vers des classes d'intensité supérieures lors de la tâche avec pauses actives traduit également cet accroissement de l'activité. Dans leur étude, les contractions de la tâche avec pauses actives étaient de 8 secondes et avaient lieu toutes les 40 secondes. À l'opposé, les contractions dynamiques exécutées

par les sujets de notre étude étaient de faibles intensités (poids de 1Kg), courtes et peu fréquentes, évitant ainsi de surcharger le muscle.

La plupart des plaintes concernant la douleur ressentie lors du travail à l'ordinateur visent davantage la zone des trapèzes supérieurs que la zone des trapèzes inférieurs. Il peut donc être surprenant à priori de constater que les valeurs APDF des trapèzes inférieurs soient supérieures à celle mesurée dans les trapèzes supérieurs (tableau 1). Cela est toutefois en concordance avec les observations faites par d'autres équipes de recherche (Szeto et al., 2005b; Samani et al., 2009a), et ce même s'ils avaient normalisé avec une contraction maximale volontaire, comparativement avec une contraction sous-maximale dans cette étude.

2. Transfert de l'activité d'une division musculaire à une autre

On pourrait se demander s'il n'y aurait pas présence d'une variabilité intermusculaire se produisant par le transfert de l'activité d'une division musculaire vers une autre au cours de la tâche. Comme l'a déjà démontré Palmerud et al. (1998), une force motrice peut être produite et maintenue malgré une diminution de la décharge d'un muscle. Cela est possible par la redistribution de l'activité musculaire parmi différents muscles synergistes. Ainsi, pour une force motrice constante, Pamerud et al. avaient observé une diminution de l'activité EMG du trapèze supérieur accompagnée d'une augmentation de l'activité EMG des rhomboïdes mineurs et majeurs, du trapèze transverse et de l'élévateur de la scapula.

Les analyses statistiques portant sur la moyenne des APDF 50 ne nous permettent pas de conclure en un transfert de l'activité musculaire au sein du trapèze. Les trapèzes transverses voient leur activité diminuer de manière significative lors de la tâche avec pause, alors que le trapèze inférieur gauche ne montre qu'une tendance à la diminution (figures 6). Quant aux trapèzes supérieurs, aucune augmentation significative n'est présente lors de la tâche sans pauses, que ce soit le gauche ($p = 0,30$) ou le droit ($p = 0,21$) (figure 7).

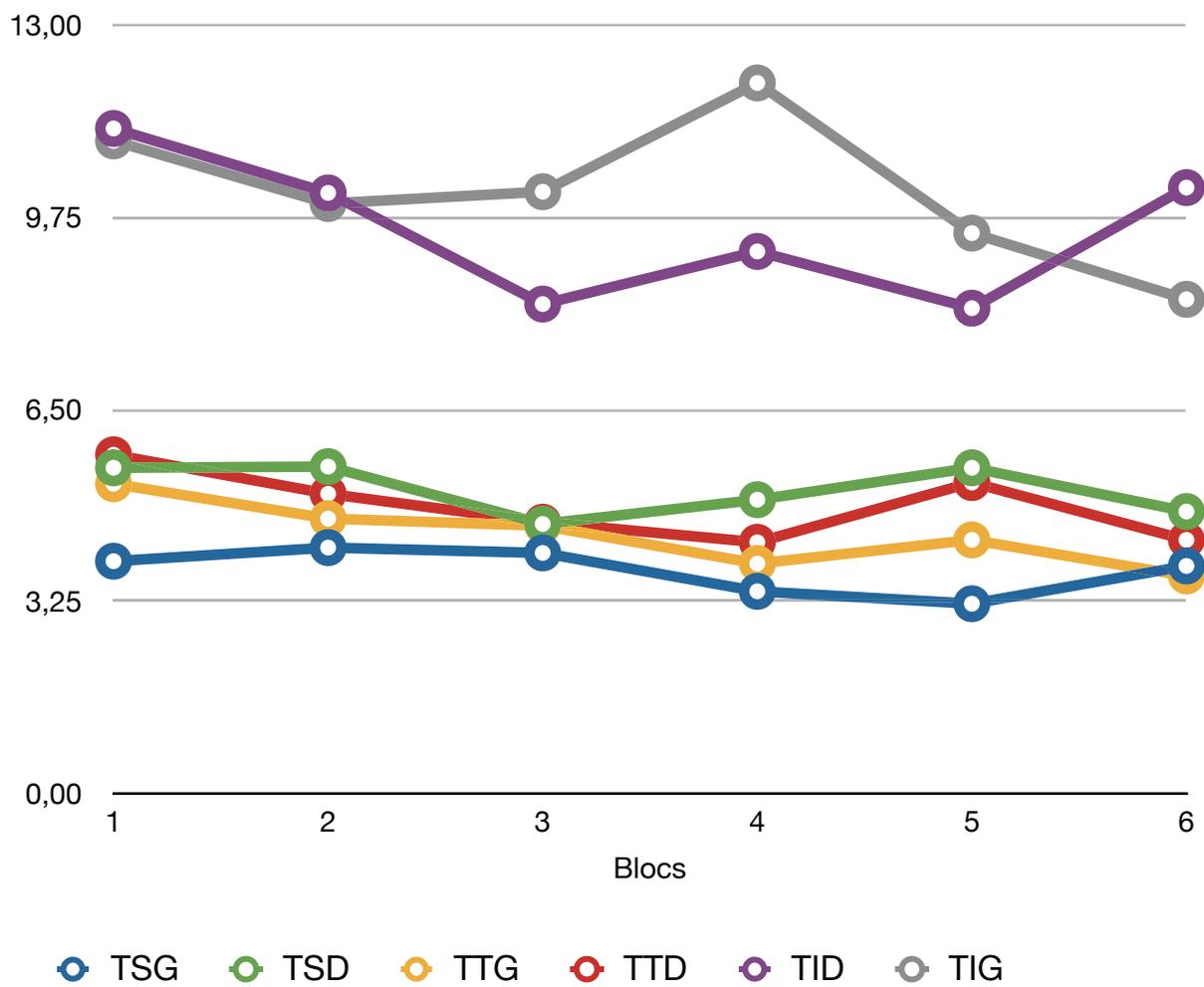


Figure 6
Moyenne des APDF 50 (avec pauses)

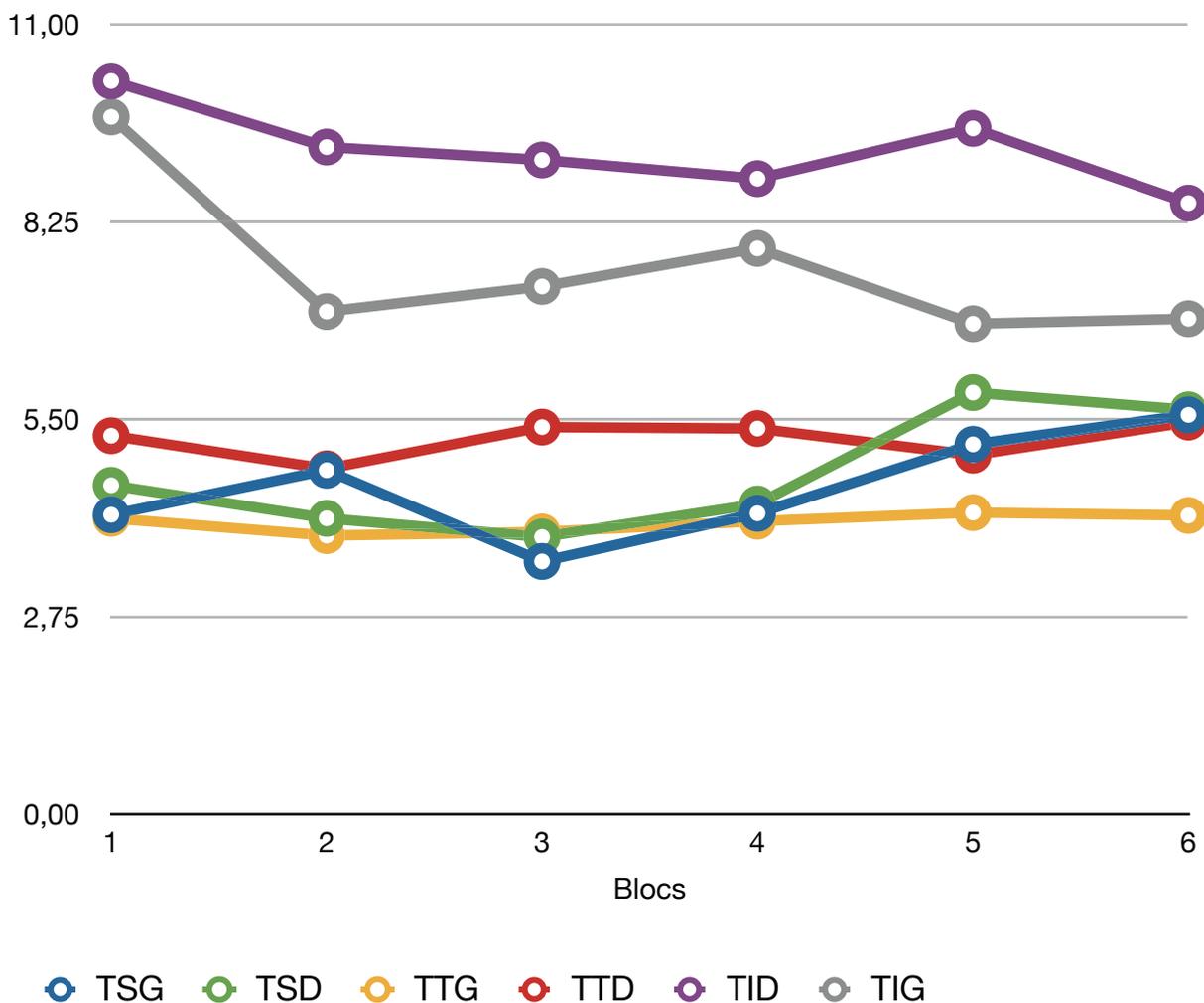


Figure 7
Moyenne des APDF 50 (sans pause)

En bref, que ce soit lors de la tâche avec pause ou lors de la tâche en continu, les APDF des 10e, 50e et 90e centiles montrent à maintes reprises une diminution significative dans le temps pour les trapèzes transverses ou pour les trapèzes inférieurs. Logiquement, on pourrait s'attendre à ce que l'activité des trapèzes supérieurs augmente. Cependant, il n'en est rien. Nous pouvons donc supposer que, à l'instar de ce qu'a constaté Palmerud, l'activité musculaire s'accroît dans un autre muscle qui, dans le cas de notre étude, n'aurait pas été mesuré.

3. La variabilité

Le trapèze transverse gauche est la seule division musculaire à présenter une augmentation de la variabilité lors de la tâche avec pauses, et ce, autant par des classes de durée (indice de durée) plus courtes que par une distance inférieure du centre de l'EVA (distance totale). L'écart-type des classes d'intensité est inférieur de manière significative lors de la tâche avec pause, traduisant une fois de plus une variabilité supérieure. Samani et al. (2009a) ont observé lors de leur étude un changement dans la variabilité du trapèze lors de la tâche avec pause active comparé à la tâche avec pause passive. Ils ont rapporté une plus grande variabilité en terme de temps d'activation lors de la tâche avec pause. Cependant, aucun détail n'était donné en ce qui a trait à la division musculaire dans laquelle ce changement significatif avait lieu. Une étude semblable réalisée subséquemment par la même équipe (Samani et al., 2009b) a démontré une plus grande variabilité dans le temps d'activation lors de la tâche avec pauses et ce, pour toutes les divisions du trapèze droit. Ces études comportaient des différences méthodologiques majeures avec notre étude, pouvant expliquer la différence dans les résultats: les pauses étaient d'une plus longue durée, les contractions étaient isométriques plutôt que dynamiques, elles étaient beaucoup plus fréquentes, et la durée de la tâche était considérablement plus courte.

4. Les repos musculaires

Notre étude n'a démontré aucun impact des pauses actives sur le temps de repos relatif des muscles trapèzes. Le trapèze transverse droit est la seule division musculaire à avoir démontré un changement dans le temps, indépendamment du type de tâche, avec une diminution significative présente dans les 15 premières minutes et des valeurs comparables entre elles pour les 75 minutes suivantes.

Des résultats semblables, où aucun effet n'était retrouvé selon le type de pauses, ont été précédemment rapportés (Samani et al., 2009a, 2009c; Larsen

et al., 2009). D'autres études ont rapporté un temps de repos relatif inférieur dans les tâches incluant des pauses actives (Samani et al., 2009b), ou dans la minute suivant la contraction musculaire en élévation isométrique des épaules (Larsen et al., 2009). Il est intéressant de noter que les études utilisant de la douleur expérimentale ou de la douleur créée par des exercices excentriques (Samani et al., 2009c, 2009b) ont rapporté des valeurs généralement plus basses de temps de repos relatif dans les conditions avec douleur comparées aux conditions sans douleur.

5. La douleur

Nous avons posé comme hypothèse que la tâche avec pauses actives causerait moins de douleur chez les sujets que la tâche sans pauses. Les résultats de notre étude ne nous permettent pas de confirmer notre hypothèse, le niveau de douleur ayant été très faible et pratiquement le même dans les deux types de tâche.

Les résultats de l'échelle visuelle analogue mettent en évidence l'incapacité de la tâche à créer de la douleur chez les sujets sains. Bien qu'un léger inconfort ait été ressenti par la plupart des sujets au fur et à mesure qu'ils progressaient dans la tâche, la plupart des sujets n'ont pas ressenti de douleur notable. Les résultats de l'échelle visuelle analogue étaient de 0,3 +/- 0,8 mm du côté gauche et 0,6 +/- 0,6 mm du côté droit sur une échelle de 100 mm. En comparaison, l'étude de Strom et al. (2009) ont obtenu sur une échelle de 100 mm des valeurs de 43 +/- 28 mm du côté actif et 32 +/- 27 mm du côté inactif. La douleur démontrait une augmentation linéaire tout au long de la tâche, avec un point critique autour de 30-45 minutes. À partir de ce point, la pente était dramatiquement augmentée et la douleur croissait de manière exponentielle. Cette étude utilisait dans son protocole la même tâche, sur une même durée, et elle était constituée de sujets sains mixtes. Il est à noter qu'aucune différence significative n'avait été retrouvée entre les hommes et les femmes. Semblable à ce que nous retrouvons dans notre étude, l'activité EMG des trapèzes supérieurs était faible, de l'ordre de 3 % de la contraction

maximale volontaire. Un incitatif monétaire pour une meilleure productivité était offerte au sujet. Cet élément pourrait être la raison de la différence dans les douleurs engendrées par la tâche.

Il est intéressant de noter qu'un sous-groupe de 7 sujets dans cette même étude de Strom et al. (2009) présentait très peu de douleur, à l'instar de nos sujets. Le résultat de l'échelle visuelle analogue ne dépassait pas 15 mm (4 mm à 14 mm). Ce sous-groupe démontrait une augmentation initiale du flux sanguin supérieur de 69 % aux autres sujets et ils maintenaient cet écart tout au long de la tâche. Le rythme cardiaque était également supérieur chez ces sujets. Une corrélation négative entre la douleur et le rythme cardiaque a également été démontrée dans des études antérieures (Nilsen, Sand, Westgaard, Stovner, White, Bang Leistad et Ro, 2007; Vassend et Knardahl, 2004). Néanmoins, il serait hasardeux de parler d'une corrélation pathogénique entre le flux sanguin et la douleur puisqu'une incongruité dans la chronologie des événements est présente. En effet, la douleur ayant augmenté dramatiquement après 30 minutes du côté actif, ce n'est qu'à 45 minutes que la corrélation négative entre le flux sanguin et la douleur est devenue significative ($r = -0,45$, $p = 0,050$).

Enfin, cette étude de Strom et al. (2009) n'a pu mettre en évidence aucune relation entre la douleur et l'activité électromyographique.

6. Explications possibles relatives aux différences dans les résultats

Contrairement à d'autres études réalisées antérieurement (Samani et al., 2009a, 2009b, 2009c), notre étude n'a pas démontré une augmentation de la variabilité dans le signal EMG des trapèzes lors des tâches avec pauses actives en comparaison avec des tâches sans pause. Plusieurs raisons peuvent expliquer cela. Notre protocole expérimental était différent à plusieurs niveaux des protocoles retrouvés dans les autres études. Nous avons comme but de créer un protocole se rapprochant davantage de la réalité du milieu de travail. Ainsi, la durée de la tâche surpassait grandement celles retrouvées dans les

autres études. Notre tâche était de 90 minutes, alors que les autres protocoles utilisaient des tâches allant de 4 à 40 minutes (Samani et al., 2009a, 2009b, 2009c). Deuxièmement, toutes ces études utilisaient des contractions isométriques alors que notre étude utilisait des contractions dynamiques pour les pauses actives. Troisièmement, la durée de la contraction était différente: le mouvement d'abduction des bras de notre étude durait au total 1 seconde, alors que la durée des contractions isométriques était de 8 secondes dans les études précédemment citées. De plus, bien qu'il soit difficile de déterminer précisément la différence dans l'intensité des contractions, nous pouvons supposer qu'elle n'était pas exactement la même entre les sujets, mais aussi avec les autres études, puisque la charge utilisée dans notre étude était la même pour tous les sujets, plutôt que d'être calculée individuellement sur la base d'un certain pourcentage de la contraction maximale volontaire maximale. La fréquence des contractions était également différente. Dans notre étude, les sujets devaient effectuer une contraction toutes les 15 minutes. Beaucoup plus fréquentes, les contractions étaient effectuées aux 2 minutes dans l'étude de Samani et al. (2009a), et aux 40 secondes dans l'étude de Samani et al. (2009b,2009c). Enfin, la tâche que les sujets devaient réaliser n'était pas exactement la même dans notre étude. Les trois études de l'équipe de Samani comportaient une tâche de souris où les sujets devaient dupliquer une image en joignant des cercles les uns aux autres. La tâche exécutée par les sujets de notre étude était différente et n'a pas réussi à provoquer de la douleur, minimisant peut-être ainsi l'impact des pauses actives.

7. Résultats dans le sous-groupe ayant eu plus de douleur

Bien que nous retrouvions très peu d'écart entre les sujets ayant eu le plus de douleur et ceux en ayant eu le moins, il peut être intéressant de revoir les statistiques avec un sous-groupe ayant eu plus de douleur. Il est toutefois de la plus haute importance de mentionner que les résultats de ces analyses doivent être considérés avec une certaine prudence. Notre échantillon étant constitué à la base d'un petit nombre de sujets, un sous-groupe de cet

échantillon ne pourra qu'offrir des résultats d'analyses questionnables, mais qui pourraient aider à formuler des hypothèses d'explication.

Trois sujets se sont démarqués des autres par des niveaux de douleur supérieurs (sujets # 4, 7 et 8). Les figures 8 et 9 présentent les résultats de l'APDF 50 pour le trapèze supérieur gauche et le trapèze supérieur droit, respectivement. On y voit les moyennes des APDF 50, pour chaque bloc et pour chaque condition, de l'échantillon entier et du sous-groupe avec des niveaux de douleur supérieurs.

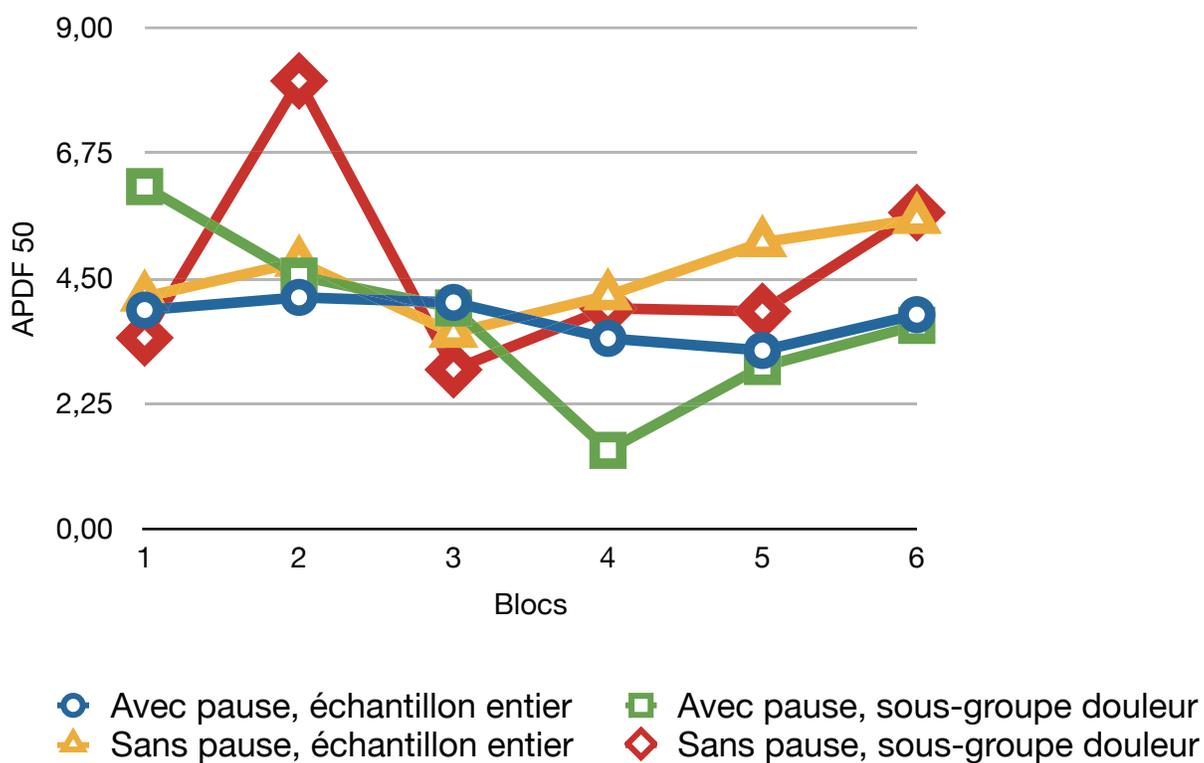


Figure 8
Comparaison des APDF 50 du trapèze supérieur gauche

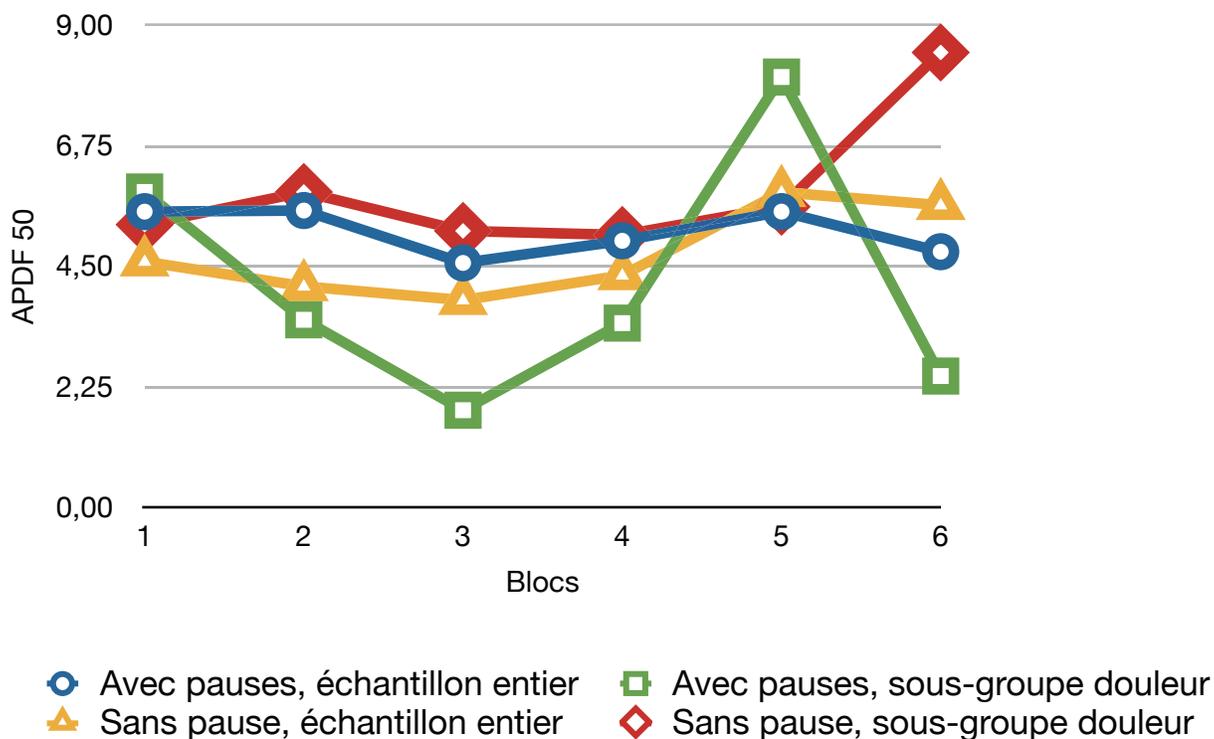


Figure 9
Comparaison des APDF 50 du trapèze supérieur droit

En observant ces figures, nous pouvons constater que de plus grands écarts sont présents entre les séances avec pauses et sans pause dans le sous-groupe avec douleur. Ceci peut toutefois être causé par le petit nombre de sujets composant le sous-groupe douleur. Néanmoins, les analyses statistiques nous révèlent qu'aucune différence n'est significative.

La même analyse a été faite pour l'indice de variabilité de durée. Les figures 10 et 11 présentent les résultats pour le trapèze supérieur gauche et le trapèze supérieur droit, respectivement.

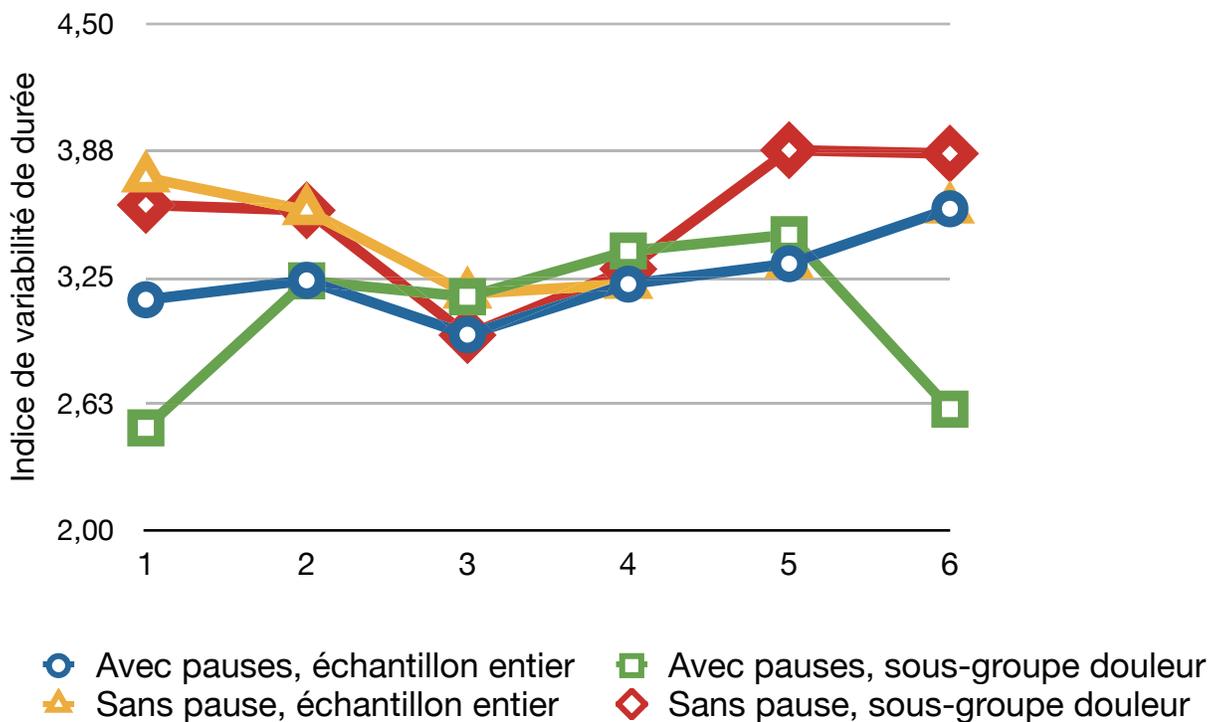


Figure 10
 Comparaison des indices de variabilité de durée du trapèze supérieur gauche

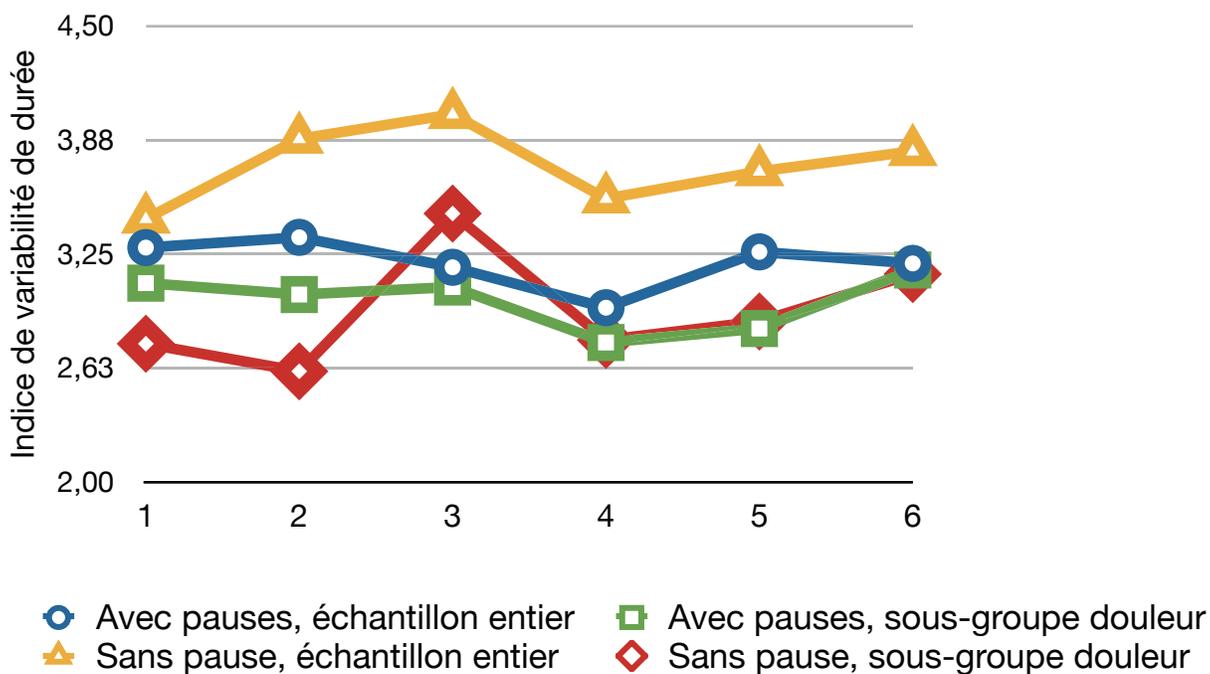


Figure 11
 Comparaison des indices de variabilité de durée du trapèze supérieur droit

À l'instar des figures présentant les APDF 50, les figures 10 et 11 ne permettent pas de voir une quelconque tendance qui aurait pu caractériser le sous-groupe ayant ressenti plus de douleur. Enfin, il est à noter que la séance sans pauses, avec l'échantillon en entier, a créé une plus grande variabilité que la séance avec pause, et ce pour les deux trapèzes supérieurs. Cette tendance va à l'encontre de notre hypothèse voulant que le travail avec pauses actives crée une plus grande variabilité. Elle va également à l'encontre des résultats répertoriés par d'autres études (Samani et al., 2009 a, 2009b)

8. Limites

Notre étude comportait évidemment certaines limites qui se doivent d'être mentionnées. En premier lieu, une variabilité importante était retrouvée dans le nombre de mouvements non reliés à la tâche qui étaient effectués par les sujets. Certains sujets replaçaient constamment la souris sur la table, créant ainsi un mouvement important au niveau de l'épaule droite. D'autres sujets bougeaient beaucoup la tête en lisant le texte, comme s'ils acquiesçaient au contenu du texte (petits mouvements de flexion/extension) ou qu'ils signifiaient un doute (petits mouvements de flexion latérale bilatéraux). D'autres sujets se grattaient fréquemment. Bien que la consigne d'immobilité était constamment répétée à ces sujets, ils semblaient l'oublier rapidement. Les mouvements grossiers qui paraissaient sur le signal EMG ont été soustraits lors du traitement du signal. Cependant, il est possible que ces mouvements agissaient au même titre qu'un mouvement de pause active, ce qui peut avoir brouillé les pistes.

En second lieu, nous pouvons mentionner l'ergonomie du poste de travail. D'une part, mentionnons d'abord une petite lacune: les appuis-bras de la chaise étaient ajustés en hauteur, mais pas en largeur. Nos sujets étant des femmes, la largeur des appuis-bras était souvent supérieure à ce qui aurait été la position idéale. Bien qu'elles avaient les coudes en appui et que les épaules pouvaient se détendre, ces femmes se retrouvaient avec une petite abduction des bras. En contre partie, les faibles niveaux d'activation musculaire observés ainsi que la faible progression de la douleur pendant la tâche indiquent que les

ajustements étaient plutôt adéquat. On peut alors se demander si nos ajustements n'étaient pas meilleur qu'un ajustement moyen standard. Notre incapacité à créer de la douleur lors de la tâche pourrait peut-être venir, tout compte fait, d'un ajustement ergonomique trop efficace.

La variabilité dans le niveau d'activité physique des sujets peut également représenter une limite dans cette étude. Comme la plupart des sujets étaient de jeunes femmes en santé, souvent universitaire, l'activité physique prenait une place importante dans leur vie. Il est possible que leur horaire d'entraînement (et l'intensité de ce dernier) n'ait pas été le même dans les jours précédents les collectes de données. Ainsi, un sujet ayant fait un entraînement vigoureux 48 heures avant une collecte, mais pas avant l'autre collecte, pourrait y avoir introduit une variable confondante.

Par souci d'uniformité, il aurait été préférable que les deux séances de travail des sujets aient lieu dans la même moitié de journée. Malheureusement, par contrainte de temps, certains sujets venaient au laboratoire en avant-midi pour une de leur séance, et en après-midi pour l'autre. On peut penser que les sujets étaient peut-être plus en forme le matin et plus fatigué en après-midi, ce qui aurait introduit une variable étrangère dans le protocole.

Enfin, le pourcentage réel de la contraction volontaire maximale générée lors de la pause active pour chaque sujet n'était pas connu. Le poids était de 1 Kg pour tous les sujets. Il a été estimé qu'un mouvement d'abduction dynamique des bras équivalait à +/- 25% de la CVM. Cependant, une femme ayant une très bonne force musculaire n'atteignait peut-être pas du tout cela, et vice-versa. Une charge calculée de manière individuelle aurait permis de s'assurer que les pauses actives étaient de la même intensité chez tous les sujets.

9. Avenues de recherches

Il serait intéressant d'évaluer d'autres types de pauses actives, tout en demeurant dans des paramètres réalistes pour le milieu de travail. Les pauses pourraient être une contraction isométrique, ou si on poursuit avec un mouvement dynamique, la charge pourrait être augmentée ainsi que le nombre de répétition. La variabilité de l'activité musculaire pourrait également être évaluée à l'aide d'un autre paramètre, tel les SULMA. Enfin, il serait intéressant de vérifier si une activation générale du corps peut présenter des bénéfices en lien avec la douleur et la variabilité de l'activité musculaire.

CONCLUSION

Les douleurs cervicoscapulaires peuvent être considérées à certains égards comme un fléau dans les sociétés industrialisées. Les femmes semblent être davantage touchées que les hommes et celles qui travaillent à l'aide d'un ordinateur constituent une population cible particulièrement vulnérable à souffrir de ce type de désordre musculosquelettique. Sans avoir pu identifier une étiologie précise, les connaissances scientifiques actuelles identifient plusieurs facteurs de risques dont le stress, une mauvaise posture, de mauvais ajustements ergonomiques et des contractions musculaires prolongées. Du point de vue pathophysiologique, plusieurs mécanismes ont été proposés, et l'hypothèse Cendrillon a retenu l'attention de plusieurs groupes de recherche depuis quelques années.

En lien avec l'hypothèse Cendrillon, la communauté scientifique met de plus en plus en doute la pertinence de garder tout le matériel de bureau à portée de mains, comme le propose le paradigme ergonomique actuel. De surcroît, on s'interroge sur les bienfaits potentiels, tant au niveau thérapeutique qu'au niveau préventif, à faire bouger davantage les gens. Le mouvement est introduit par des exercices spécifiques ou généraux dans le milieu de travail ou à la maison, par des pauses avec étirements ou par des pauses avec activation musculaire. Cette façon de penser semble à priori simple et logique. Cependant, aucun consensus n'a été établi à ce jour. On ne connaît ni l'intervention la plus efficace, ni les paramètres s'y reliant. On ne sait pas non plus si les bienfaits pouvant y être reliés théoriquement sont bel et bien réels, d'envergure intéressante de manière pratique et non seulement statistique, si ces pauses sont applicables en milieu de travail et si l'intervention est néfaste pour la productivité.

Les pauses actives, où une activation musculaire est provoquée, semblent prometteuses selon la littérature actuelle. Ces pauses permettraient

notamment d'augmenter la variabilité de l'activité musculaire en déplaçant l'activité du trapèze vers des classes d'activation de plus courtes durées. Nos résultats ne supportent cependant pas l'hypothèse d'un bénéfice obtenu par l'intégration de pauses actives en terme de variabilité musculaire et de douleur. En effet, aucun changement significatif n'a été observé lors de la tâche avec pauses en ce qui a trait à la douleur ressentie par les sujets pendant la tâche. Concernant la variabilité, seul le trapèze transverse gauche a démontré des changements significatifs. Les temps de repos relatifs et l'activité musculaire n'ont pas démontré de changements.

Les sujets de notre étude n'ont ressenti que très peu de douleur et l'activité musculaire était en moyenne également basse. Il est possible que cela explique les différences entre nos résultats et ceux retrouvés dans la littérature. Notre protocole était également différent à plusieurs égards, ce qui peut également offrir une explication. Aucune corrélation n'a été observée entre le degré de douleur et l'activité musculaire, pas plus qu'entre la productivité et l'activité musculaire. Aucune diminution de l'activité d'une section du trapèze compensée par l'augmentation simultanée d'une autre section n'a été observée, ce qui peut laisser supposer une variabilité intermusculaire avec des muscles qui n'étaient pas mesurés.

En conclusion, les résultats de notre étude ne supportent pas l'hypothèse d'un bénéfice associé à l'introduction de pauses actives lors du travail à l'ordinateur, telles que réalisées dans le contexte présent qui se voulait le plus réaliste possible en milieu réel de travail. En d'autres mots, une contraction dynamique impliquant un mouvement d'abduction des bras d'une seconde lors de pauses à toutes les 15 minutes n'est pas suffisante pour mener à davantage de variabilité dans les patrons d'activation des trapèzes lors d'une tâche de travail à la souris d'ordinateur.

Références

- Aaras, A. (1994). The impact of ergonomic intervention on individual health and corporate prosperity in a telecommunications environment. *Ergonomics*, 37(10), 1679-1696.
- Aaras, A., Horgen, G., Ro, O., Loken, E., Mathiasen, G., Bjorset, H. H., Thoresen, M. (2005). The effect of an ergonomic intervention on musculoskeletal, psychosocial and visual strain of VDT data entry work: The norwegian part of the international study. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics : JOSE*, 11(1), 25-47.
- Ahlgren, C., Waling, K., Kadi, F., Djupsjöbacka, M., Thornell, L. E., & Sundelin, G. (2001). Effects on physical performance and pain from three dynamic training programs for women with work-related trapezius myalgia. *Journal of Rehabilitation Medicine : Official Journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 33(4), 162-9.
- Amick, B. C., 3rd, Robertson, M. M., DeRango, K., Bazzani, L., Moore, A., Rooney, T., & Harrist, R. (2003). Effect of office ergonomics intervention on reducing musculoskeletal symptoms. *Spine*, 28(24), 2706-2711.
- Andersen, J. H., Kaergaard, A., Mikkelsen, S., Jensen, U. F., Frost, P., Bonde, J. P., Thomsen, J. F. (2003). Risk factors in the onset of neck/shoulder pain in a prospective study of workers in industrial and service companies. *Occupational and Environmental Medicine*, 60(9), 649-54.
- Andersen, L., Andersen, C. H., Mortensen, O. S., Poulsen, O. M., Björnlund, I., & Zebis, M. K. (2010). Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: Comparison of dumbbells and elastic resistance. *Physical Therapy*, 90(4), 538-49.
- Andersen, L., Christensen, K. B., Holtermann, A., Poulsen, O. M., Sjøgaard, G., Pedersen, M. T., & Hansen, E. (2010). Effect of physical exercise interventions on musculoskeletal pain in all body regions among office workers: A one-year randomized controlled trial. *Manual Therapy*, 15(1), 100-4.
- Andersen, L., Jörgensen, M., Blangsted, A., Pedersen, M. T., Hansen, E., & Sjøgaard, G. (2008b). A randomized controlled intervention trial to relieve and prevent neck/shoulder pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(6), 983-90.
- Andersen, L., Kjaer, M., Andersen, C. H., Hansen, P. B., Zebis, M. K., Hansen, K., & Sjøgaard, G. (2008). Muscle activation during selected strength exercises in women with chronic neck muscle pain. *Physical Therapy*, 88(6), 703-11.
- Andersen, L., Kjaer, M., Sjøgaard, K., Hansen, L., Kryger, A., & Sjøgaard, G. (2008a). Effect of two contrasting types of physical exercise on chronic neck muscle pain. *Arthritis & Rheumatism*, 59(1), 84-91.

- Arvidsson, I., Hansson, G. A., Mathiassen, S., & Skerfving, S. (2008). Neck postures in air traffic controllers with and without neck/shoulder disorders. *Applied Ergonomics*, *39*(2), 255-60.
- Balci, R., & Aghazadeh, F. (2003). The effect of work-rest schedules and type of task on the discomfort and performance of VDT users. *Ergonomics*, *46*(5), 455-465. doi: 10.1080/0014013021000047557
- Barton, P. M., & Hayes, K. C. (1996). Neck flexor muscle strength, efficiency, and relaxation times in normal subjects and subjects with unilateral neck pain and headache. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *77*(7), 680-687.
- Basmajian, J.V. and DeLuca, C.J., 1985, *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*, 5th ed. (Baltimore: Lippincott, Williams and Wilkins).
- Birch, L., Christensen, H., Arendt-Nielsen, L., Graven-Nielsen, T., & Sögaard, K. (2000a). The influence of experimental muscle pain on motor unit activity during low-level contraction. *European Journal of Applied Physiology*, *83*(2-3), 200-6.
- Birch, L., Graven-Nielsen, T., Christensen, H., & Arendt-Nielsen, L. (2000b). Experimental muscle pain modulates muscle activity and work performance differently during high and low precision use of a computer mouse. *European Journal of Applied Physiology*, *83*(6), 492-8.
- Blangsted, A., Sögaard, K., Hansen, E., Hannerz, H., & Sjøgaard, G. (2008). One-year randomized controlled trial with different physical-activity programs to reduce musculoskeletal symptoms in the neck and shoulders among office workers. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, *34*(1), 55-65.
- Bohr PC (2000). Efficacy of office ergonomics education. *J Occup Rehabil*, *10*(4): 243–55.
- Bosch, T., de Looze, M., Kingma, I., Visser, B., & van Dieën, J. (2009). Electromyographical manifestations of muscle fatigue during different levels of simulated light manual assembly work. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *19*(4), e246-56.
- Bosch, T., de Looze, M., & van Dieën, J. (2007). Development of fatigue and discomfort in the upper trapezius muscle during light manual work. *Ergonomics*, *50*(2), 161-77.
- Brandt, L. P., Andersen, J. H., Lassen, C. F., Kryger, A., Overgaard, E., Vilstrup, I., & Mikkelsen, S. (2004). Neck and shoulder symptoms and disorders among danish computer workers. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, *30*(5), 399-409.
- Breen, P. P., Nisar, A., & O'laighin, G. (2009). Evaluation of a single accelerometer based biofeedback system for real-time correction of neck posture in computer users. *Conference Proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference*,

- Brewer, S., Van Eerd, D., Amick, B. C., Irvin, E., Daum, K., Gerr, F., Rempel, D. (2006). Workplace interventions to prevent musculoskeletal and visual symptoms and disorders among computer users: A systematic review. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 16(3), 325-58.
- Côté, P., van, d. V., Cassidy, J. D., Carroll, L. J., Hogg-Johnson, S., Holm, L. W., Peloso, P. M. (2009). The burden and determinants of neck pain in workers: Results of the bone and joint decade 2000-2010 task force on neck pain and its associated disorders. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 32(2), S70-86.
- Caneiro, J. P., O'Sullivan, P., Burnett, A., Barach, A., O'Neil, D., Tveit, O., & Olafsdottir, K. (2010). The influence of different sitting postures on head/neck posture and muscle activity. *Manual Therapy*, 15(1), 54-60.
- Chiu, T. T., Lam, T. H., & Hedley, A. J. (2005). A randomized controlled trial on the efficacy of exercise for patients with chronic neck pain. *Spine*, 30(1), E1-7.
- Cook, C., & Burgess-Limerick, R. (2004). The effect of forearm support on musculoskeletal discomfort during call centre work. *Applied Ergonomics*, 35(4), 337-342.
- Dainoff, M. J., Cohen, B. G., & Dainoff, M. H. (2005). The effect of an ergonomic intervention on musculoskeletal, psychosocial, and visual strain of VDT data entry work: The united states part of the international study. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics : JOSE*, 11(1), 49-63.
- De Looze, M., Bosch, T., & Van Dieën, J. (2009). Manifestations of shoulder fatigue in prolonged activities involving low-force contractions. *Ergonomics*, 52(4), 428-37.
- Delisle, A. (2008). Troubles musculo-squelettiques et bureautique - suivi de l'impact des modifications du mobilier de bureau sur la posture et la sollicitation musculaire du membre supérieur., 1-99.
- Delisle, A., Larivière, C., Imbeau, D., & Durand, M. (2005). Physical exposure of sign language interpreters: Baseline measures and reliability analysis. *European Journal of Applied Physiology*, 94(4), 448-460.
- Delisle, A., Larivière, C., Plamondon, A., & Salazar, E. (2009). Reliability of different thresholds for defining muscular rest of the trapezius muscles in computer office workers. *Ergonomics*, 52(7), 860-871.
- Droste, C., Greenlee, M. W., Schreck, M., & Roskamm, H. (1991). Experimental pain thresholds and plasma beta-endorphin levels during exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(3), 334-342.
- Eltayeb, S., Staal, J., Kennes, J., Lamberts, P. H., & De Bie, R. (2007). Prevalence of complaints of arm, neck and shoulder among computer office workers and psychometric evaluation of a risk factor questionnaire. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8, 68.

- Eriksen, W., Natvig, B., Knardahl, S., & Bruusgaard, D. (1999). Job characteristics as predictors of neck pain. A 4-year prospective study. *Journal of Occupational and Environmental Medicine / American College of Occupational and Environmental Medicine*, 41(10), 893-902.
- Falla, D. (2004). Unravelling the complexity of muscle impairment in chronic neck pain. *Manual Therapy*, 9(3), 125-33.
- Falla, D., Bilenkij, G., & Jull, G. (2004). Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. *Spine*, 29(13), 1436-40.
- Falla, D., & Farina, D. (2007). Periodic increases in force during sustained contraction reduce fatigue and facilitate spatial redistribution of trapezius muscle activity. *Experimental Brain Research*, 182(1), 99-107.
- Falla, D., Jull, G., Edwards, S., Koh, K., & Rainoldi, A. (2004a). Neuromuscular efficiency of the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles in patients with chronic neck pain. *Disability & Rehabilitation*, 26(12), 712-7.
- Falla, D., Jull, G., & Hodges, P. (2008). Training the cervical muscles with prescribed motor tasks does not change muscle activation during a functional activity. *Manual Therapy*, 13(6), 507-12.
- Falla, D., Jull, G., Hodges, P., & Vicenzino, B. (2006). An endurance-strength training regime is effective in reducing myoelectric manifestations of cervical flexor muscle fatigue in females with chronic neck pain. *Clinical Neurophysiology : Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 117(4), 828-837. doi: 10.1016/j.clinph.2005.12.025
- Falla, D., Jull, G., Rainoldi, A., & Merletti, R. (2004). Neck flexor muscle fatigue is side specific in patients with unilateral neck pain. *European Journal of Pain (London, England)*, 8(1), 71-77.
- Falla, D., Jull, G., Russell, T., Vicenzino, B., & Hodges, P. (2007). Effect of neck exercise on sitting posture in patients with chronic neck pain. *Physical Therapy*, 87(4), 408-17.
- Fallentin, N., Sidenius, B., & Jorgensen, K. (1985). Blood pressure, heart rate and EMG in low level static contractions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 125(2), 265-275.
- Farina, D., Leclerc, F., Arendt-Nielsen, L., Buttelli, O., & Madeleine, P. (2008). The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(1), 16-25.
- Farina, D., Madeleine, P., Graven-Nielsen, T., Merletti, R., & Arendt-Nielsen, L. (2002). Standardising surface electromyogram recordings for assessment of activity and fatigue in the human upper trapezius muscle. *European Journal of Applied Physiology*, 86(6), 469-78.

- Flor, H., & Birbaumer, N. (1993). Comparison of the efficacy of electromyographic biofeedback, cognitive-behavioral therapy, and conservative medical interventions in the treatment of chronic musculoskeletal pain. *Journal of Consulting and Clinical Psychology, 61*(4), 653-658.
- Franco, G. (2010). Work-related musculoskeletal disorders: A lesson from the past. *Epidemiology, 21*(4), 577-9.
- Galinsky, T. L., Swanson, N. G., Sauter, S. L., Hurrell, J. J., & Schleifer, L. M. (2000). A field study of supplementary rest breaks for data-entry operators. *Ergonomics, 43*(5), 622-638. doi: 10.1080/001401300184297
- Gerr, F., Marcus, M., Monteilh, C., Hannan, L., Ortiz, D., & Kleinbaum, D. (2005). A randomised controlled trial of postural interventions for prevention of musculoskeletal symptoms among computer users. *Occupational and Environmental Medicine, 62*(7), 478-87.
- Goudy, N., & Mclean, L. (2006). Using myoelectric signal parameters to distinguish between computer workers with and without trapezius myalgia. *European Journal of Applied Physiology, 97*(2), 196-209.
- Greene, B. L., DeJoy, D. M., & Olejnik, S. (2005). Effects of an active ergonomics training program on risk exposure, worker beliefs, and symptoms in computer users. *Work, 24*(1), 41-52.
- Hagg, G. M. (1991). Static work loads and occupational myalgia-a new explanation model. Elsevier Science Publications BV, Biomedical Division, 1991, 141-143.
- Hagg, G. M. (2000). Human muscle fibre abnormalities related to occupational load. *European Journal of Applied Physiology, 83*(2-3), 159-165.
- Hannan, L. M., Monteilh, C. P., Gerr, F., Kleinbaum, D. G., & Marcus, M. (2005). Job strain and risk of musculoskeletal symptoms among a prospective cohort of occupational computer users. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health, 31*(5), 375-86.
- Hansson G-A, Asterland P, Skerfving S (1997) Acquisition and analysis of whole-day electromyographic field recordings. In: Hermens HJ, Hagg GM, Freriks B (eds) Proceedings of the 2nd general SENIAM (surface EMG for non invasive assessment of muscles) workshop. June 1997, Stockholm, 19-27.
- Hansson, G. A., Nordander, C., Asterland, P., Ohlsson, K., Strömberg, U., Skerfving, S., & Rempel, D. (2000). Sensitivity of trapezius electromyography to differences between work tasks - influence of gap definition and normalisation methods. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 10*(2), 103-15.
- Heffner, R. R., & Barron, S. A. (1978). The early effects of ischemia upon skeletal muscle mitochondria. *Journal of the Neurological Sciences, 38*(3), 295-315.

- Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. O. (1965). Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes. *Journal of Neurophysiology*, 28(3), 599-620.
- Henning, R. A., Jacques, P., Kissel, G. V., Sullivan, A. B., & Alteras-Webb, S. (1997). Frequent short rest breaks from computer work: Effects on productivity and well-being at two field sites. *Ergonomics*, 40(1), 78-91.
- Holtermann, A., Mork, P., Andersen, L., Olsen, H., & Sögaard, K. (2010). The use of EMG biofeedback for learning of selective activation of intramuscular parts within the serratus anterior muscle: A novel approach for rehabilitation of scapular muscle imbalance. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(2), 359-65.
- Holtermann, A., Roeleveld, K., Mork, P., Gränlund, C., Karlsson, J., Andersen, L., Sögaard, K. (2009). Selective activation of neuromuscular compartments within the human trapezius muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(5), 896-902.
- Hurwitz, E., Carragee, E. J., Van, d. V., Carroll, L. J., Nordin, M., Guzman, J., Haldeman, S. (2009). Treatment of neck pain: Noninvasive interventions: Results of the bone and joint decade 2000-2010 task force on neck pain and its associated disorders. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 32(2), S141-75.
- Hurwitz, E. L., Morgenstern, H., & Chiao, C. (2005). Effects of recreational physical activity and back exercises on low back pain and psychological distress: Findings from the UCLA low back pain study. *American Journal of Public Health*, 95(10), 1817-1824. doi: 10.2105/AJPH.2004.052993
- Jonsson, B. (1978). Quantitative electromyographic evaluation of muscular load during work. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine - Supplementum*, 6, 69-74.
- Jull, G., Falla, D., Vicenzino, B., & Hodges, P. (2009). The effect of therapeutic exercise on activation of the deep cervical flexor muscles in people with chronic neck pain. *Manual Therapy*, 14(6), 696-701.
- Jull, G., Kristjansson, E., & Dall'Alba, P. (2004). Impairment in the cervical flexors: A comparison of whiplash and insidious onset neck pain patients. *Manual Therapy*, 9(2), 89-94.
- Juul-Kristensen, B., Kadefors, R., Hansen, K., Byström, P., Sandsjö, L., & Sjögaard, G. (2006). Clinical signs and physical function in neck and upper extremities among elderly female computer users: The NEW study. *European Journal of Applied Physiology*, 96(2), 136-45.
- Kadi, F., Ahlgren, C., Waling, K., Sundelin, G., & Thornell, L. E. (2000). The effects of different training programs on the trapezius muscle of women with work-related neck and shoulder myalgia. *Acta Neuropathologica*, 100(3), 253-8.

- Ketola, R., Toivonen, R., Häkkänen, M., Luukkonen, R., Takala, E. P., Viikari-Juntura, E., & Expert Group, i. E. (2002). Effects of ergonomic intervention in work with video display units. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 28(1), 18-24.
- Kristiansen, J., Mathiesen, L., Nielsen, P., Hansen, A. M., Shibuya, H., Petersen, H., Sögaard, K. (2009). Stress reactions to cognitively demanding tasks and open-plan office noise. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 82(5), 631-41.
- Kuorinka, I., Jonsson, B., Kilbom, A., Vinterberg, H., Biering-Sorensen, F., Andersson, G. & Jorgensen, K. (1987). Standardised Nordic Questionnaires for the Analysis of Musculoskeletal Symptoms. *Appl.Ergon.*, 18, 233-237.
- Larsen, M., Samani, A., Madeleine, P., Olsen, H., Sögaard, K., & Holtermann, A. (2009). Short-term effects of implemented high intensity shoulder elevation during computer work. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10, 101.
- Larsman, P., Thorn, S., Sogaard, K., Sandsjö, L., Sjogaard, G., & Kadefors, R. (2009). Work related perceived stress and muscle activity during standardized computer work among female computer users. *Work (Reading, Mass)*, 32(2), 189-99.
- Larsson, B., Börk, J., Henriksson, K. G., Gerdle, B., & Lindman, R. (2000). The prevalences of cytochrome c oxidase negative and superpositive fibres and ragged-red fibres in the trapezius muscle of female cleaners with and without myalgia and of female healthy controls. *Pain*, 84(2-3), 379-87.
- Larsson, R., Oberg, P. A., & Larsson, S. E. (1999). Changes of trapezius muscle blood flow and electromyography in chronic neck pain due to trapezius myalgia. *Pain*, 79(1), 45-50.
- Lau, K. T., Cheung, K. Y., Chan, k., Chan, M. H., Lo, K. Y., & Chiu, T. (2010). Relationships between sagittal postures of thoracic and cervical spine, presence of neck pain, neck pain severity and disability. *Manual Therapy*, 15(5), 457-62.
- Leroux, I., Brisson, C., & Montreuil, S. (2006). Job strain and neck-shoulder symptoms: A prevalence study of women and men white-collar workers. *Occupational Medicine (Oxford, England)*, 56(2), 102-109. doi: 10.1093/occmed/kqj005
- 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. *Canadian Journal of Physiology & Pharmacology*, 69(5), 683-694.
- Madeleine, P., & Farina, D. (2008). Time to task failure in shoulder elevation is associated to increase in amplitude and to spatial heterogeneity of upper trapezius mechanomyographic signals. *European Journal of Applied Physiology*, 102(3), 325-33.
- Madeleine, P., Lundager, B., Voigt, M., & Arendt-Nielsen, L. (1999). Shoulder muscle co-ordination during chronic and acute experimental neck-shoulder pain. An occupational pain study. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 79(2), 127-140.

- Madeleine, P., Leclerc, F., Arendt-Nielsen, L., Ravier, P. & Farina, D. (2006a). Experimental muscle pain changes the spatial distribution of upper trapezius muscle activity during sustained contraction. *Clinical Neurophysiology*, 117(11), 2436-45.
- Madeleine, P., Vedsted, P., Blangsted, A., Sjogaard, G., & Sogaard, K. (2006b). Effects of electromyographic and mechanomyographic biofeedback on upper trapezius muscle activity during standardized computer work. *Ergonomics*, 49(10), 921-933.
- Marangoni, A. H. (2010). Effects of intermittent stretching exercises at work on musculoskeletal pain associated with the use of a personal computer and the influence of media on outcomes. *Work (Reading, Mass)*, 36(1), 27-37.
- Marshall, C. (2001). Statistique canada, utilisation., 1-8.
- Mathiassen, S. E., Winkel, J., & Hagg, G. M. (1995). Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies - A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 5(4), 197-226.
- Mathiassen, S. E. & Winkel, J. (1991). Quantifying variation in physical load using exposure-vs-time data. *Ergonomics*, 34, 1455-1468.
- McAviney, J., Schulz, D., Bock, R., Harrison, D. E., & Holland, B. (2005). Determining the relationship between cervical lordosis and neck complaints. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(3), 187-93.
- McLean, L. (2005). The effect of postural correction on muscle activation amplitudes recorded from the cervicobrachial region. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 15(6), 527-35.
- McLean, L., & Goudy, N. (2004). Neuromuscular response to sustained low-level muscle activation: Within- and between-synergist substitution in the triceps surae muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 91(2-3), 204-216. doi: 10.1007/s00421-003-0967-3
- McLean, L., Tingley, M., Scott, R. N., & Rickards, J. (2001). Computer terminal work and the benefit of microbreaks. *Applied Ergonomics*, 32(3), 225-37.
- Mork, P., & Westgaard, R. (2007). The influence of body posture, arm movement, and work stress on trapezius activity during computer work. *European Journal of Applied Physiology*, 101(4), 445-56.
- Newton-John, T. R., Spence, S. H., & Schotte, D. (1995). Cognitive-behavioural therapy versus EMG biofeedback in the treatment of chronic low back pain. *Behaviour Research and Therapy*, 33(6), 691-697.
- Nilsen, K. B., Sand, T., Westgaard, R. H., Stovner, L. J., White, L. R., Bang Leistad, R., Ro, M. (2007). Autonomic activation and pain in response to low-grade mental stress in fibromyalgia and shoulder/neck pain patients. *European Journal of Pain (London, England)*, 11(7), 743-755. doi: 10.1016/j.ejpain.2006.11.004

- Nord, S., Ettare, D., Drew, D., & Hodge, S. (2001). Muscle learning therapy--efficacy of a biofeedback based protocol in treating work-related upper extremity disorders. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 11(1), 23-31.
- Nordander, C., Hansson, G. A., Rylander, L., Asterland, P., Bystrom, J. U., Ohlsson, K., Skerfving, S. (2000). Muscular rest and gap frequency as EMG measures of physical exposure: The impact of work tasks and individual related factors. *Ergonomics*, 43(11), 1904-1919.
- Norme sur l'ergonomie au bureau (CAN/CSA-Z412-M00), Association Canadienne de normalisation, Toronto, 2000.
- Nussbaum, M. A. (2001). Static and dynamic myoelectric measures of shoulder muscle fatigue during intermittent dynamic exertions of low to moderate intensity. *European Journal of Applied Physiology*, 85(3-4), 299-309.
- O'Leary, S., Falla, D., Hodges, P. W., Jull, G., & Vicenzino, B. (2007). Specific therapeutic exercise of the neck induces immediate local hypoalgesia. *The Journal of Pain : Official Journal of the American Pain Society*, 8(11), 832-9.
- Ostensvik, T., Veiersted, K., & Nilsen, P. (2009). Association between numbers of long periods with sustained low-level trapezius muscle activity and neck pain. *Ergonomics*, 52(12), 1556-67.
- Palmer, K. T., Walker-Bone, K., Griffin, M. J., Syddall, H., Pannett, B., Coggon, D., & Cooper, C. (2001). Prevalence and occupational associations of neck pain in the british population. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 27(1), 49-56.
- Palmerud, G., Sporrang, H., Herberts, P., & Kadefors, R. (1998). Consequences of trapezius relaxation on the distribution of shoulder muscle forces: An electromyographic study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(3), 185-93.
- Pedersen, M. T., Blangsted, A. K., Andersen, L., Jorgensen, M., Hansen, E., & Sjogaard, G. (2009). The effect of worksite physical activity intervention on physical capacity, health, and productivity: A 1-year randomized controlled trial. *Journal of Occupational and Environmental Medicine / American College of Occupational and Environmental Medicine*, 51(7), 759-70.
- Peper, E., Gibney, K. H., & Wilson, V. E. (2004). Group training with healthy computing practices to prevent repetitive strain injury (RSI): A preliminary study. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 29(4), 279-287.
- Pheasant, S., 1986. Bodyspace: anthropometry, ergonomics and design. London: Taylor & Francis. moment-generating capacity of human neck muscles.
- Psihogios, J. P., Sommerich, C. M., Mirka, G. A., & Moon, S. D. (2001). A field evaluation of monitor placement effects in VDT users. *Applied Ergonomics*, 32(4), 313-325.
- Rémond A, Rémond A. Biofeedback principes et applications. Paris: Masson, 1994.

- Rempel, D. M., Harrison, R. J., & Barnhart, S. (1992). Work-related cumulative trauma disorders of the upper extremity. *JAMA : The Journal of the American Medical Association*, 267(6), 838-842.
- Rosendal, L., Larsson, B., Kristiansen, J., Peolsson, M., Sogaard, K., Kjaer, M., Gerdle, B. (2004). Increase in muscle nociceptive substances and anaerobic metabolism in patients with trapezius myalgia: Microdialysis in rest and during exercise. *Pain*, 112(3), 324-34.
- Samani, A., Holtermann, A., Sogaard, K., & Madeleine, P. (2009a). Active pauses induce more variable electromyographic pattern of the trapezius muscle activity during computer work. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(6), e430-7.
- Samani, A., Holtermann, A., Sogaard, K., & Madeleine, P. (2009b). Effects of eccentric exercise on trapezius electromyography during computer work with active and passive pauses. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(8), 619-25.
- Samani, A., Holtermann, A., Sogaard, K., & Madeleine, P. (2009c). Experimental pain leads to reorganisation of trapezius electromyography during computer work with active and passive pauses. *European Journal of Applied Physiology*, 106(6), 857-66.
- Sarig-Bahat, H. (2003). Evidence for exercise therapy in mechanical neck disorders. *Manual Therapy*, 8(1), 10-20.
- Sarnoch, H., Adler, F., & Scholz, O. B. (1997). Relevance of muscular sensitivity, muscular activity, and cognitive variables for pain reduction associated with EMG biofeedback in fibromyalgia. *Perceptual & Motor Skills*, 84(3 Pt 1), 1043-1050.
- Sculco, A. D., Paup, D. C., Fernhall, B., & Sculco, M. J. (2001). Effects of aerobic exercise on low back pain patients in treatment. *The Spine Journal : Official Journal of the North American Spine Society*, 1(2), 95-101.
- Silva, A. G., Punt, T. D., Sharples, P., Vilas-Boas, J., & Johnson, M. I. (2009). Head posture and neck pain of chronic nontraumatic origin: A comparison between patients and pain-free persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(4), 669-74.
- Sluiter JK, Rest KM, Frings-Dresen MH (2001). Criteria document for evaluating the work-relatedness of upper-extremity musculoskeletal disorders. *Scand J Work Environ Health*, 27(1),1–102.
- Sogaard, K., Blangsted, A. K., Jorgensen, L. V., Madeleine, P., & Sjogaard, G. (2003). Evidence of long term muscle fatigue following prolonged intermittent contractions based on mechano- and electromyograms. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13(5), 441-450.
- Straker, L., Jones, K. J., & Miller, J. (1997). A comparison of the postures assumed when using laptop computers and desktop computers. *Applied Ergonomics*, 28(4), 263-8.

- Straker, L., & Mathiassen, S. (2009). Increased physical work loads in modern work--a necessity for better health and performance? *Ergonomics*, *52*(10), 1215-25.
- Ström, V., Knardahl, S., Stanghelle, J. K., & Roe, C. (2009). Pain induced by a single simulated office-work session: Time course and association with muscle blood flux and muscle activity. *European Journal of Pain*, *13*(8), 843-852.
- Sundelin, G., & Hagberg, M. (1989). The effects of different pause types on neck and shoulder EMG activity during VDU work. *Ergonomics*, *32*(5), 527-537. doi: 10.1080/00140138908966123
- Sundelin, G., & Hagberg, M. (1992). Electromyographic signs of shoulder muscle fatigue in repetitive arm work paced by the methods-time measurement system. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, *18*(4), 262-268.
- Szeto, G. P., Straker, L., & O'Sullivan, P. (2005a). A comparison of symptomatic and asymptomatic office workers performing monotonous keyboard work--1: Neck and shoulder muscle recruitment patterns. *Manual Therapy*, *10*(4), 270-80.
- Szeto, G. P., Straker, L., & O'Sullivan, P. (2005b). A comparison of symptomatic and asymptomatic office workers performing monotonous keyboard work--2: Neck and shoulder kinematics. *Manual Therapy*, *10*(4), 281-91.
- Szeto, G. P., Straker, L., & O'Sullivan, P. (2009). During computing tasks symptomatic female office workers demonstrate a trend towards higher cervical postural muscle load than asymptomatic office workers: An experimental study. *The Australian Journal of Physiotherapy*, *55*(4), 257-62.
- Szeto, G. P., Straker, L., & O'Sullivan, P. (2009). Examining the low, high and range measures of muscle activity amplitudes in symptomatic and asymptomatic computer users performing typing and mousing tasks. *European Journal of Applied Physiology*, *106*(2), 243-51.
- Szeto, G. P., Straker, L., & Raine, S. (2002). A field comparison of neck and shoulder postures in symptomatic and asymptomatic office workers. *Applied Ergonomics*, *33*(1), 75-84.
- Takala, E. P. (2002). Static muscular load, an increasing hazard in modern information technology. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, *28*(4), 211-213.
- Tanaka, H., Shimizu, S., Ohmori, F., Muraoka, Y., Kumagai, M., Yoshizawa, M., & Kagaya, A. (2006). Increases in blood flow and shear stress to nonworking limbs during incremental exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *38*(1), 81-85.
- Thorn, S., Sogaard, K., Kallenberg, L. A., Sandsjö, L., Sjogaard, G., Hermens, H. J., Forsman, M. (2007). Trapezius muscle rest time during standardised computer work--a comparison of female computer users with and without self-reported neck/shoulder complaints. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *17*(4), 420-7.

- Van, d. H., de Looze, M., Hildebrandt, V. H., & Thé, K. (2003). Effects of software programs stimulating regular breaks and exercises on work-related neck and upper-limb disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 29(2), 106-16.
- Vassend, O., & Knardahl, S. (2004). Cardiovascular responsiveness to brief cognitive challenges and pain sensitivity in women. *European Journal of Pain (London, England)*, 8(4), 315-324. doi: 10.1016/j.ejpain.2003.10.006
- Vedsted, P., Sogaard, K., Blangsted, A., Madeleine, P., & Sjogaard, G. (2011). Biofeedback effectiveness to reduce upper limb muscle activity during computer work is muscle specific and time pressure dependent. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 21(1), 49-58.
- Veiersted, K. B., Westgaard, R. H. & Andersen, P. (1990). Pattern of muscle activity during stereotyped work and its relation to muscle pain. *Int.Arch.Occup.Environ.Health*, 62, 31-41.
- Veiersted, K. B., & Westgaard, R. H. (1993). Development of trapezius myalgia among female workers performing light manual work. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 19(4), 277-83.
- Veiersted, K. B., Westgaard, R. H., & Andersen, P. (1993). Electromyographic evaluation of muscular work pattern as a predictor of trapezius myalgia. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 19(4), 284-90.
- Visser, B., De Looze, M., De Graaff, M., & Van Dieën, J. (2004). Effects of precision demands and mental pressure on muscle activation and hand forces in computer mouse tasks. *Ergonomics*, 47(2), 202-17.
- Visser, B., & van Dieën, J. (2006). Pathophysiology of upper extremity muscle disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(1), 1-16.
- Voerman, G., Sandsjö, L., Vollenbroek-Hutten, M., Larsman, P., Kadefors, R., & Hermens, H. (2007). Effects of ambulant myofeedback training and ergonomic counselling in female computer workers with work-related neck-shoulder complaints: A randomized controlled trial. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 17(1), 137-52.
- Voerman, G., Vollenbroek-Hutten, M., Sandsjö, L., Kadefors, R., & Hermens, H. (2008). Prognostic factors for the effects of two interventions for work-related neck-shoulder complaints: Myofeedback training and ergonomic counselling. *Applied Ergonomics*, 39(6), 743-53.
- Waersted, M., Hanvold, T. N., & Veiersted, K. B. (2010). Computer work and musculoskeletal disorders of the neck and upper extremity: A systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11, 79.
- Westad, C., Westgaard, R. H., & De Luca, C. (2003). Motor unit recruitment and derecruitment induced by brief increase in contraction amplitude of the human trapezius muscle. *The Journal of Physiology*, 552, 645-56.
- Westgaard, R. H., & de Luca, C. J. (1999). Motor unit substitution in long-duration contractions of the human trapezius muscle. *Journal of Neurophysiology*, 82(1), 501-504.

- Winkel, J., Westgaard, R.H., (1992). Occupational and individual risk factors for shoulder-neck complaints: part IIF the scientific basis (literature review) for the guide. *Int. J. Ind. Ergon.*, 10, 85–104.
- Yip, C. H., Chiu, T., & Poon, A. T. (2008). The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. *Manual Therapy*, 13(2), 148-54.
- Ylinen, J., Takala, E. P., Nykänen, M., Häkkinen, A., Mälkiä, E., Pohjolainen, T., Airaksinen, O. (2003). Active neck muscle training in the treatment of chronic neck pain in women: A randomized controlled trial. *JAMA : The Journal of the American Medical Association*, 289(19), 2509-16.