



National Library
of Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Canadian Theses Service

Service des thèses canadiennes

Ottawa, Canada
K1A 0N4

NOTICE

The quality of this microform is heavily dependent upon the quality of the original thesis submitted for microfilming. Every effort has been made to ensure the highest quality of reproduction possible.

If pages are missing, contact the university which granted the degree.

Some pages may have indistinct print especially if the original pages were typed with a poor typewriter ribbon or if the university sent us an inferior photocopy.

Reproduction in full or in part of this microform is governed by the Canadian Copyright Act, R.S.C. 1970, c. C-30, and subsequent amendments.

AVIS

La qualité de cette microforme dépend grandement de la qualité de la thèse soumise au microfilmage. Nous avons tout fait pour assurer une qualité supérieure de reproduction.

S'il manque des pages, veuillez communiquer avec l'université qui a conféré le grade.

La qualité d'impression de certaines pages peut laisser à désirer, surtout si les pages originales ont été dactylographiées à l'aide d'un ruban usé ou si l'université nous a fait parvenir une photocopie de qualité inférieure.

La reproduction, même partielle, de cette microforme est soumise à la Loi canadienne sur le droit d'auteur, SRC 1970, c. C-30, et ses amendements subséquents.

University of Ottawa

**Net shoulder Joint Moment and Muscular Activity
during Light Weight Handling
at Different Heights and Frequencies**

by

**Benoît Giroux
School of Human Kinetics**

**Submitted in partial fulfillment
of the degree of Master of Science**



Benoît Giroux, Ottawa, Canada, 1990



NOTICE

The quality of this microform is heavily dependent upon the quality of the original thesis submitted for microfilming. Every effort has been made to ensure the highest quality of reproduction possible.

If pages are missing, contact the university which granted the degree.

Some pages may have indistinct print especially if the original pages were typed with a poor typewriter ribbon or if the university sent us an inferior photocopy.

Reproduction in full or in part of this microform is governed by the Canadian Copyright Act, R.S.C. 1970, c. C-30, and subsequent amendments.

AVIS

La qualité de cette microforme dépend grandement de la qualité de la thèse soumise au microfilmage. Nous avons tout fait pour assurer une qualité supérieure de reproduction.

S'il manque des pages, veuillez communiquer avec l'université qui a conféré le grade.

La qualité d'impression de certaines pages peut laisser à désirer, surtout si les pages originales ont été dactylographiées à l'aide d'un ruban usé ou si l'université nous a fait parvenir une photocopie de qualité inférieure.

La reproduction, même partielle, de cette microforme est soumise à la Loi canadienne sur le droit d'auteur, SRC 1970, c. C-30, et ses amendements subséquents.

ISBN 0-315-60617-7



UNIVERSITÉ D'OTTAWA
UNIVERSITY OF OTTAWA

**I am dedicating this work
to my parents and my wife Lucie
who encouraged me and supported me
during the last two years.**

Table of contents

	page
Acknowledgements	iv
List of figures	v
Abstract	2
Introduction	4
Methods	7
Results and Discussion	12
Biomechanics Results	12
Inverse dynamic model calibration	12
Net shoulder joint moment	13
Electromyographic Results	15
Supraspinatus and infraspinatus muscles	16
Middle and anterior deltoid muscles	21
Trapezius muscle	23
Pectoralis major muscle	25
The relationship between shoulder joint moment and EMG	26
Relationship between the degree of upper arm elevation and EMG activity	29
Conclusions	30
References	32

	page
APPENDIX A	
CHAPITRE I: Introduction	A1
Enoncé du problème	A3
Hypothèses	A3
Importance de l'étude	A4
Limitations de l'étude	A5
Définitions des termes	A7
CHAPITRE II: Revue de littérature	A9
Région de l'épaule	A9
Principaux muscles de la région cou-épaule	A10
Sternocléidomastoidien	A10
Trapèze	A12
Delhoide	A13
Sus-épineux	A15
Sous-épineux	A16
Électromyographie	A17
Charges mécaniques	A23
Désordre Cervico-Brachial	A31
Positions de travail	A34
Elevation des bras	A37
Résumé et conclusion	A41
CHAPITRE III: Méthodologie	A43
Sujets	A43
Cinématographie	A44
Electromyographie	A45
Validation du modèle biomécanique	A47
Protocole expérimental	A49

	page
Analyse des résultats	A53
Moment de force et puissance musculaire	A53
Signal électromyographique	A55
Analyse statistique	A57
Bibliographie	A58
APPENDIX B	
Formule de consentement	
Consent form	

Acknowledgements

I would specially like to sincerely thank my advisor, Dr. Mario Lamontagne for his support, direction, and encouragement provided during the last two years. I would also like to thank Mr. Don C. Bradley for his computer support and for developing the BIOAD and BIOPROC software that were used in this investigation.

Many thanks to Dr. Gord Robertson for his computer support, Dr. Martin Normand, Dr. Roger Gauthier, and Dr. Charles Cotton for their suggestions and insight.

Also I would like to thank Louise Mâsse for her assistance in the collection of the data, Doug Scullion for his patience in proofreading this manuscript and finally, the technical staff of the school of human kinetics and the fellow biomechanics graduate students (Louise, Dan, Jean-Marie, Ed, Doug, Steve, and Chantal).

This work was partially funded by the University of Ottawa's Recteur's Fund.

List of Figures

	page
Figure 1: Experimental setup for a) horizontal displacement; and b) vertical displacement	8
Figure 2: Average shoulder angular velocity a) ($n = 120$), joint moment b) ($n = 120$); and moment power c) ($n = 120$) calculated for each working condition (H: horizontal, V: vertical, 40: 40 cycles/min, 60: 60 cycles/min). Coefficients of variation (in percent) are reported in parentheses. * significant differences between displacements, ** significant differences between frequencies.	14
Figure 3: Average LE EMG (% MVC) activity from a) supraspinatus ($n = 180$); b) infraspinatus ($n = 180$); c) middle deltoid ($n = 360$); d) anterior deltoid ($n = 360$); e) trapezius ($n = 360$); and f) pectoralis major ($n = 360$) for each working condition (H: horizontal, V: vertical, 40: 40 cycles/min, 60: 60 cycles/min). Coefficients of variation (in percent) are reported in parentheses.	17
Figure 4: Normalized integrated LE EMG from the suprapinatus ($n = 180$), the infraspinatus ($n = 180$), the middle deltoid ($n = 360$), the anterior deltoid ($n = 360$), the trapezius ($n = 360$), and the pectoralis major ($n = 360$) for each working condition (H: horizontal, V: vertical, 40: 40 cycles/min, 60: 60 cycles/min) over a) the flexion motion section; b) the extension motion section; and c) the whole	

	page
cycle of displacement. * significant differences between displacements, ** significant differences between frequencies.	19
Figure 5: Pearson correlation coefficients between the net shoulder joint moment ($n = 120$) and LE EMG activity from the suprapinatus ($n = 180$), the infraspinatus ($n = 180$), the middle deltoid ($n = 360$), the anterior deltoid ($n = 360$), the trapezius ($n = 360$), and the pectoralis major ($n = 360$) for each working condition (H: horizontal, V: vertical, 40: 40 cycles/min, 60: 60 cycles/min).	27
Figure 6: Pearson correlation coefficients between the LE EMG activity of the supraspinatus ($n = 180$), anterior deltoid ($n = 360$) and trapezius ($n = 360$) muscles, and the shoulder angle (degrees), for each working condition (H: horizontal, V: vertical, 40: 40 cycles/min, 60: 60 cycles/min).	30

**Net Shoulder Joint Moment and Muscular Activity
during Light Weight Handling
at Different Heights and Frequencies**

**Running head: Net shoulder joint moment and
EMG during weight handling**

Abstract

The purpose of this study was to calculate net shoulder (gleno-humeral) joint moments from inverse dynamics and to measure muscular activity from six (6) shoulder muscles (supraspinatus, infraspinatus, middle deltoid, anterior deltoid, trapezius, and pectoralis major) during light weight handling at two (2) different heights (horizontal and vertical displacements) and frequencies (40 and 60 cycles/min), to simulate an occupational cervicobrachial working task (light weight displacement). Ten (10) normal adult male subjects were asked to move a known weight, representing 15% of the maximal lifted weight, in both horizontal and vertical conditions at frequencies of 40 cycles/min and 60 cycles/min. Raw EMG signals from six (6) shoulder muscles were recorded and synchronized with the cinematographic data during three (3) trials of six (6) seconds each. The raw EMG signals of each muscle were full wave rectified and filtered at three (3) Hz. The LE EMG signals were normalized by time (% cycle) and by amplitude (% MVC), and for the analysis of variance, the normalized LE EMG signals were integrated (IN LE EMG). The average shoulder angular velocities, joint moments and moment powers were computed from cinematographical data. No significant difference were observed between both tasks for the supraspinatus, infraspinatus, and pectoralis major IN LE EMG data as well as for integrated normalized shoulder joint moment for the whole cycle of movement. IN LE EMG data from middle deltoid, anterior deltoid, and trapezius muscles were significantly higher ($p < 0.05$)

when performing the vertical displacement task for the whole cycle of movement. This muscular activity difference between vertical and horizontal tasks indicated that the vertical displacement conditions induced higher muscular loads on the shoulder than the horizontal weight displacement conditions, although the vertical displacements were approximately 15% longer than the horizontal displacements. The non significant difference of IN LE EMG between frequencies obtained for all muscles indicated that neither frequencies induced more muscular activity.

Key words: Ergonomics; Electromyography; Shoulder Joint Kinematics.

Introduction

In industry the contemporary wave of automated work handling has significantly decreased the number of human tasks which require heavy muscular force. Despite this increase in automation, human manual power is still required for different task manipulations, especially for light weight manipulations. These activities involving repetitive movements, and producing muscular tension on the shoulder and neck area, are usually associated with occupational cervicobrachial disorders (OCD) (Habes, Carlson & Badger, 1985; Kvarnstrom, 1983; Bergquist-Ullman & Larsson, 1977).

The first OCD cases were recorded in 1958-1960 (Aoyama, Ohara, Oze & Itani, 1979), and since then the number of OCD cases has increased amongst industrial workers. Many recent studies with respect to OCD have been carried out reflecting the interest of researchers to identify the major causes of this syndrome (Huang, Ono, Shibata, Takeuchi & Hisanaga, 1988; Ekholm, Schuldt, Harms-Ringdahl, Arborélius & Németh, 1987; Schuldt, Ekholm, Harms-Ringdahl, Arborélius & Németh, 1987, 1986a, 1986b; Harms-Ringdahl, 1986a; Hagberg, 1984; McPhee, 1982; Nakaseko, Tokunaga & Hosokawa, 1982; Bjelle, Hagberg & Michaelson, 1981; Malmqvist, Ekholm, Lindstrom, Petersen, 1981; Nagira, Suzuki, Oze, Ohara & Aoyama, 1981; Westerling & Jonsson, 1980).

OCD etiological factors can be identified as being mechanical, mental, and/or environmental. Mechanical etiological factors inducing OCD are usually associated with static and/or dynamic loads experienced by the superior limb musculature performing repetitive movements (Hagberg, 1981b; Malmqvist et al., 1981), or when performing arm elevations (Harms-Ringdahl & Ekholm, 1987; Sigholm, Herberts, Almstrom & Kadefors, 1984; Herberts, Kadefors & Broman, 1980; Kadefors, Petersen & Herberts, 1976). Mechanical etiological factors can also be associated with static and/or dynamic loads experienced from uncomfortable seating or standing work positions (Schuldt et al., 1987; Ekholm et al., 1987).

In industry, particularly in an assembly line operation, there are several working stations where the employees have to elevate their arms to different heights and at different frequencies to accomplish their task. Recent research on OCD has shown that it is possible to evaluate the mechanical load induced at the shoulder joint (glenohumeral joint) when combining electromyographical activity of the shoulder muscles with the net shoulder joint moment (Svensson, Arborélius & Ekholm, 1987; Arborélius, Ekholm, Németh, Svensson & Nisell, 1986a; Arborélius, Ekholm, Nisell, Németh & Svensson, 1986b; Harms-Ringdahl, Ekholm, Schuldt, Németh & Arborélius, 1986c; Németh, Ekholm & Arborélius; 1984). This net joint moment is likely equilibrated by a muscular moment of equal dimension and is directly related to compression forces and muscular contractions applied at the joint (Schultz, Andersson, Ortengren, Haderspeck & Nachemson, 1982). The net shoulder joint moment is usually determined by

external forces applied at the shoulder joint and on the superior limbs (segment weights, weights of the objects in the hands). However, there is a lack at this level in the literature since several electromyographical and biomechanical studies on the occupational cervicobrachial disorder are based on static principles. This lack is greater when considering that the dynamic effect induced by accelerations and decelerations in lifting and light repetitive manipulation tasks can increase by 40% the calculations based on static mechanics (Freivalds, Chaffin, Garg & Lee, 1984). The dynamic net shoulder joint moment and the muscular activity from the muscles surrounding the gleno-humeral joint has not been well studied during repetitive object displacements, which are known to increase the load on the shoulder and consequently increase occupational cervicobrachial disorders' incidence.

The purpose of this study was to calculate net shoulder (gleno-humeral) joint moments from inverse dynamics and to measure muscular activity from six (6) shoulder muscles (supraspinatus, infraspinatus, middle deltoid, anterior deltoid, trapezius, and pectoralis major) during light weight handling at two (2) different heights (horizontal and vertical displacements) and frequencies (40 and 60 cycles/min), to simulate an occupational cervicobrachial working task (light weight displacement).

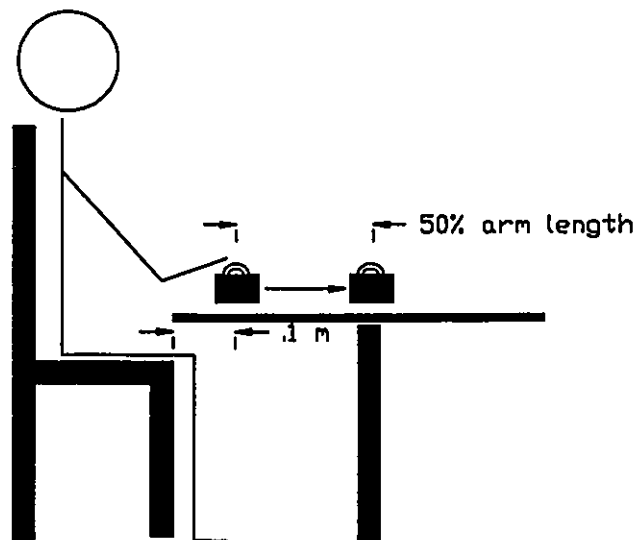
Methods

Ten (10) healthy adult male subjects (range of age 21 to 29, mean and standard deviation 24.9 and 2.26 years, respectively) with no known occupational cervicobrachial disorders participated in this study. The subjects were informed of the experimental procedure prior to signing consent forms.

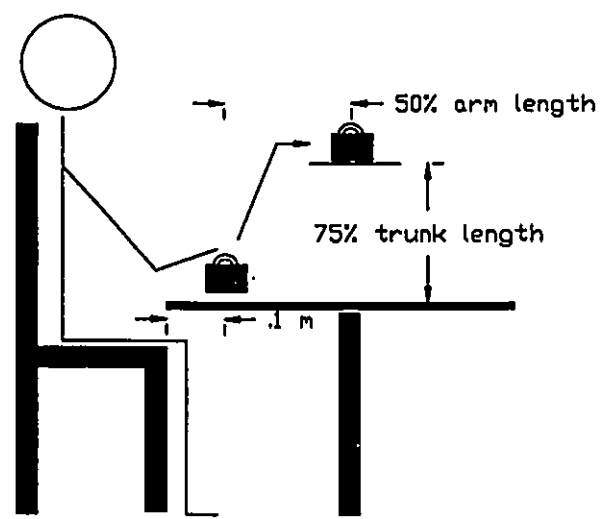
The experimental procedure consisted of moving, in a seated position, a known weight corresponding to 15% of the maximal lifted weight (MLW object), for four working conditions. The subjects were comfortably seated in a chair in front of a table in such a way that the subject's hip and knee angles were at 90 degrees (see Figure 1). The chair height was adjusted to make sure that the subject's anterior iliac crest was at the same height as the inferior edge of the table. Head and trunk movements were not permitted during the execution of the different tasks.

Prior to the experimental conditions, the MLW object was determined for each subject by adding 1.14 kg (2.5 lb) increment for successive horizontal displacements until there was a disturbance in the motion such as trunk and head motions.

The experimental conditions consisted of two (2) types of tasks (horizontal and vertical displacement) at two (2) frequencies of displacement (40 cycles/min and 60 cycles/min) monitored by an electronic metronome. The horizontal displacement consisted of moving, in the sagittal plane, a 15% MLW object initially located ten (10) cm in front of the table edge, to a second



a



b

Figure 1: Experimental setup for a) horizontal displacement; and b) vertical displacement

point located at a horizontal distance representing 50% of the length of the subject's superior limb (hand, forearm, and arm) (see Figure 1a). The vertical displacement was a combination of a horizontal and vertical displacement in a sagittal plane. The subject was asked to move the 15% MLW object initially located ten (10) cm in front of the table edge to a second target located on a shelf at a vertical distance representing 75% of the trunk length (shoulder to hip) and at a horizontal distance representing 50% of the superior limb length (see Figure 1b). The distance travelled by the upper limb's center of gravity was approximately 15% longer in the vertical displacement than the horizontal displacement.

Each task was preceded by a one (1) minute warm-up, followed by the experimental task with five (5) minutes rest between conditions. While the subject executed the weight displacement task, electromyographic and cinematographic data were collected from three (3) trials of six (6) seconds each.

A cinecamera (Locam) was located at a distance of 11.80 m perpendicular to the plane of motion. The object displacement motion was recorded at 50 frames/s (film Eastman Kodak Ektachrome Video News Film 7250, High speed Tungsten, 400 ASA).

Muscular activity was recorded with surface electrodes from middle deltoid, anterior deltoid, pectoralis major, and upper trapezius muscles. Intramuscular wire electrodes were inserted in the supraspinatus and infraspinatus muscles. Pairs of silver/silver chloride surface electrodes (MEDI-TRACE) were placed 2.0 cm apart on the right side of the subject

and custom-built intramuscular wire electrodes (Giroux & Lamontagne, in press) were inserted directly over or into the motor points of these muscles, according to Delagi, Perotto, Iazetti & Morrison (1975). Before affixing the electrodes, the skin was rubbed with alcohol and shaved over the appropriate areas. The skin resistance was then measured with a multimeter, if the impedance exceeded 2 k Ω the area was cleaned again and new surface electrodes were placed. The inserted intramuscular wire electrodes were evaluated by examining the noise signal ratio level of the raw EMG signal on an oscilloscope, if the noise ratio too high the electrodes were removed and new wire electrodes were inserted. The electrodes leads for both surface and intramuscular wire electrodes were taped to the skin to reduce movement artifacts and to allow freedom of movement. The raw electromyographic (EMG) signals were recorded at 1000 Hz for a period of six (6) s for each trial. The signals were fed to a bioamplifier (University of Ottawa, input impedance of 10 M Ω , 10-700 Hz bandpass), digitally converted by a data acquisition board (Tecmar, Labmaster), and then stored in the memory of a microcomputer (Compaq 386, 16 MHz) using the BIOAD system (Lamontagne, Bradley, and Lemaire, 1989). At ten (10) centimetres in front of the table edge, an electronic reflection light beam was fixed to synchronize each displacement cycle and raw EMG signal. This synchronization device was connected to the data acquisition board which sampled at 100 Hz.

Three cycles per condition per subject ($n = 120$) were digitized on a digitizing tablet (Hewlett-Packard 9874A) controlled by a Hewlett-Packard

87 microcomputer. Shoulder angular velocities, net joint moments, and moment powers grand ensemble averages (normalized by time and averaged across subjects), were then calculated by using inverse dynamics model from the BIOMECH package on the main frame computer of University of Ottawa.

Raw EMG signals were converted to linear envelope EMG (LE EMG) signals along with the BIOPROC program (Lamontagne et al., 1989). The LE EMG signals consisted of a full wave rectified signals filtered with a second order critically damped filter with a three (3) Hz cutoff frequency. These LE EMG signals were normalized by time (% cycle) and by amplitude (% isometric MVC). The grand ensemble averages were computed from nine (9) cycles per condition ($n = 4$) per subject ($n = 10$) for a total of 360 cycles.

For a better evaluation of the movement, the whole cycle of displacement was divided into two sections: the flexion motion section and the extension motion section. Integrated normalized LE EMG was then calculated over the whole cycle, the shoulder flexion motion section, and the shoulder extension motion section. The integration of the normalized LE EMG data was used as the dependant variable in the analysis of variance, since the integrated data was a good representation of the amplitude difference in the LE EMG signal.

Coefficients of variation across subjects were calculated using the following equation:

$$CV = (\sqrt{\sum(\sigma^2)/n})/(\sqrt{\sum(\bar{x}^2)/n})$$

Where n = sample size
 σ = standard deviation at each data point
 \bar{x} = mean at each data point

Two-way factorial analysis of variance (ANOVA 2x2) models ($n = 7$) were computed from the IN LE EMG data of each individual muscles investigated (supraspinatus, infraspinatus, middle deltoid, anterior deltoid, trapezius, and pectoralis major) and the integrated normalized shoulder joint moment as dependant variables, and displacements (horizontal and vertical displacements) and frequencies (40 and 60 cycles/min) as independent variables.

Results and Discussion

Biomechanics results

Inverse dynamics model calibration

The kinetic model (inverse dynamics equations) presented in the BIOMECH package was validated prior to the experimental session. One (1) subject performed three (3) horizontal displacements at 40 cycles/min

from a standing position on a Kistler force platform. Ground reaction forces were calculated from the cinematographic data using the BIOMECH package for all three (3) trials. These ground reaction forces were averaged and compared to the ground reaction forces obtained by the force platform. The low root mean square error (RMSE = 2.00%) calculated between the two (2) curves indicates that the model used in the BIOMECH package did accurately predict segmental kinetics.

Net shoulder joint moment

The first 52% of the cycle represented a shoulder flexion and an elbow extension, as illustrated in Figure 2a. This part of the cycle reflected the phase when the object was translated forward to a predefined location, starting at an initial point which was located 10 cm in front of the edge of the table. The last part of the cycle (48%) corresponded to the phase where the object was returned to its initial position (shoulder extension combined with an elbow flexion) (see Figure 2a).

In looking at the net shoulder joint moments (see Figure 2b), the results showed that the net glenohumeral joint moments, which were flexor throughout the movement, reached the maximum at the most forward point of the cycle for both horizontal and vertical displacements at the 40 cycles/min frequency. The peak net shoulder joint moment was higher at the 40 cycles/min frequency than at the 60 cycles/min frequency for both the horizontal and vertical displacements (see Figure 2b). The net joint moment was highest during changes of direction corresponding to the

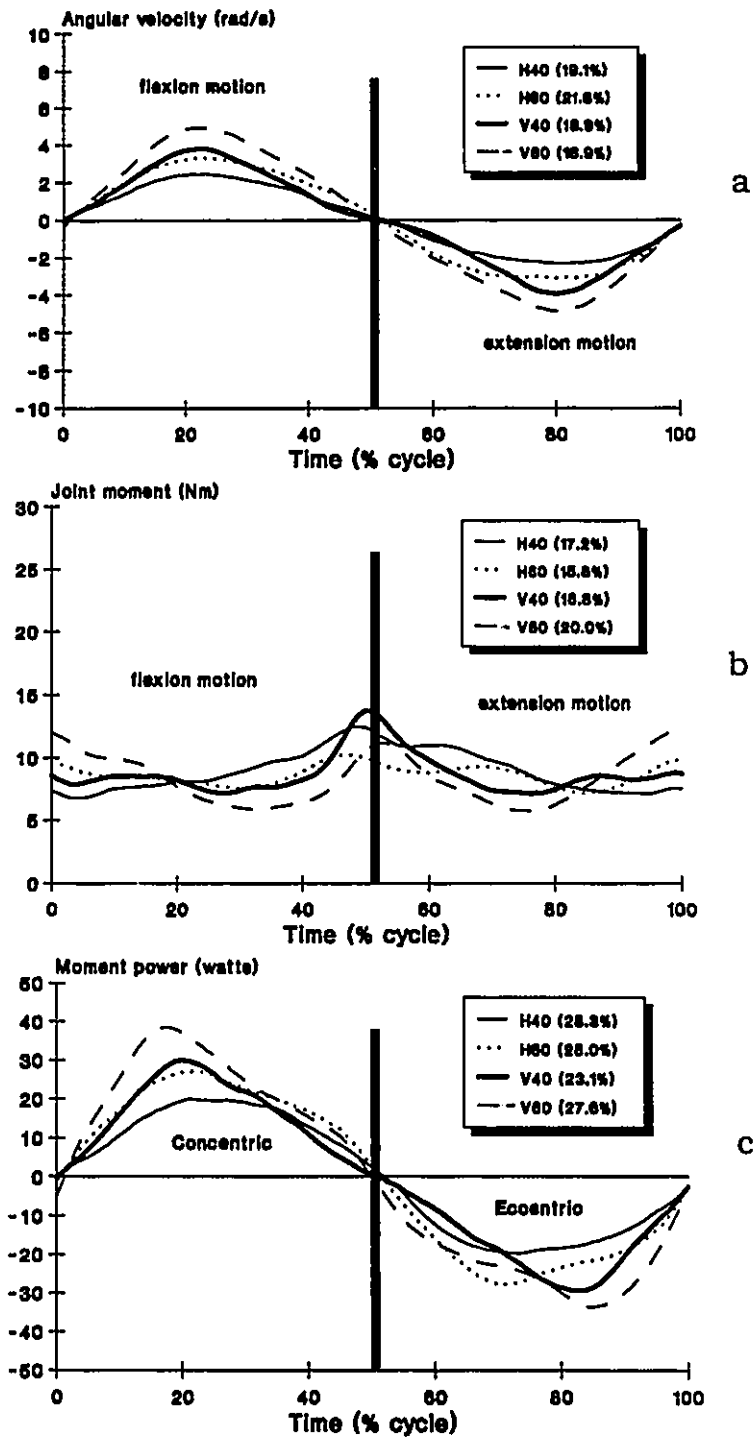


Figure 2: Average Shoulder angular velocity a) ($n = 120$); joint moment b) ($n = 120$); and moment power c) ($n = 120$) calculated for each working condition (H: horizontal, V: vertical, 40: 40 cycles/min, 60: 60 cycles/min). Coefficients of variation (in percent) are reported in parentheses. * significant differences between displacements, ** significant differences between frequencies

0-10%, 40-60%, and 80-100% of cycle time at the 60 cycles/min frequency (see Figure 2b). The analysis of variance (2x2 ANOVA) revealed no significant differences in integrated normalized net shoulder joint moments between frequencies (40 vs 60 cycles/min), and no significant differences between displacements (horizontal vs vertical displacement) for the whole cycle of movement. The variability of the flexor shoulder joint moment was considered low for both experimental conditions (CV = 15-20%) (see Figure 2b).

The shoulder moment power analysis revealed that there was concentric work performed at the gleno-humeral joint during shoulder flexion, corresponding to 0-52% of the cycle time. This power analysis also showed that there was eccentric work during shoulder extension, corresponding to 52-100% of the cycle time (see Figure 2c). The vertical displacements required higher moment powers than the horizontal displacements (around ten (10) watts difference between displacements). The joint moment powers were also shown to be higher at the 60 cycles/min frequency than at the 40 cycles/min frequency (around ten (10) watts difference between frequencies).

Electromyographic results

The supraspinatus and infraspinatus muscular activity was collected using intramuscular wire electrodes and the grand ensemble average was calculated for only five (5) subjects since the EMG results were discarded

(due to low signal to noise ratio) for the remaining subjects. For the muscles mentioned above, factorial analyses of variance (2x2 ANOVA) were performed on these remaining five subjects. To better understand the EMG curves, each graph was illustrated using a y-axis corresponding to the average LE EMG activity as a percentage MVC, and an x-axis representing the time of movement normalized as a percentage of the displacement cycle. The first 52% of the cycle corresponded to the shoulder flexion motion and the last part of the cycle (48%) corresponded to the shoulder extension motion.

Supraspinatus and infraspinatus muscles

When the subjects performed a shoulder flexion, the supraspinatus LE EMG activity progressively increased to approximately 35% MVC for the horizontal conditions and to approximately 40% MVC for the vertical conditions. For the vertical condition at the 60 cycles/min frequency, the supraspinatus LE EMG activity was stable at approximately 40% MVC during the first 52% of the cycle. When the subject returned the object to its initial location (shoulder extension motion), the supraspinatus LE EMG activity decreased to approximately 25% MVC. This result was observed for both working conditions. Both horizontal and vertical displacement conditions were influenced by the frequency since the 60 cycles/min frequency produced higher supraspinatus LE EMG activity than the 40 cycles/min frequency, especially during the first part of the cycle (see Figure 3a).

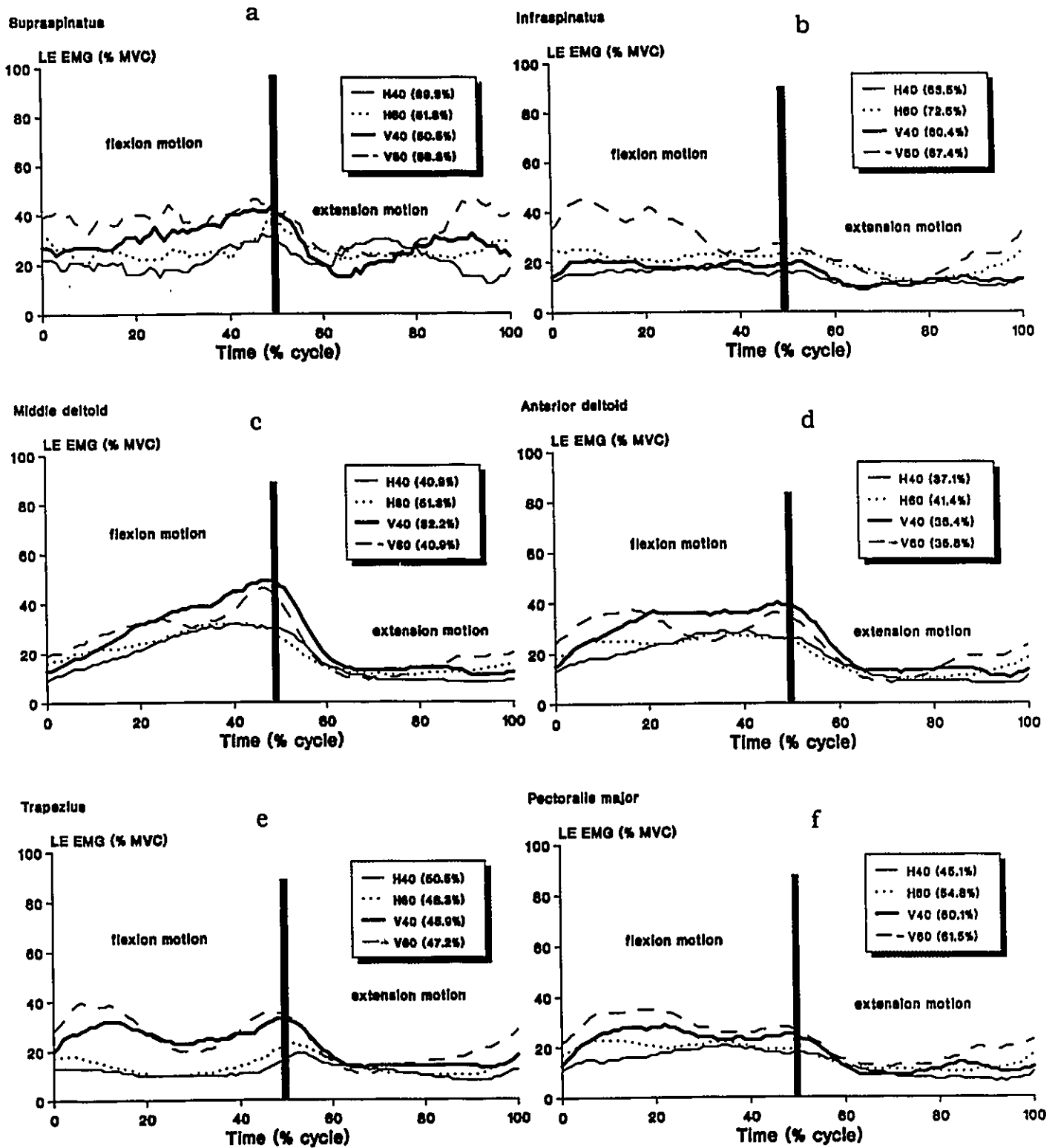


Figure 3: Average LE EMG (% MVC) activity from a) supraspinatus ($n = 180$); b) infraspinatus ($n = 180$); c) middle deltoid ($n = 360$); d) anterior deltoid ($n = 360$); e) trapezius ($n = 360$); and f) pectoralis major ($n = 360$) for each working condition (H: horizontal, V: vertical, 40: 40 cycles/min, 60: 60 cycles/min). Coefficients of variation are reported in parentheses.

For the vertical displacement condition at the 60 cycles/min frequency, the infraspinatus LE EMG activity was stable at approximately 20% MVC for the first half of the cycle (flexion motion) and stable at approximately 15% MVC for the last part of the displacement cycle (extension motion) (see Figure 3b).

No significant differences were found for the supraspinatus and infraspinatus IN LE EMG data for both frequencies and displacements (see Figure 4), although high variabilities in the supraspinatus and infraspinatus signals were observed (CV = 51-70%, 60-73%, respectively). This non significant result can be partly explained by the high variability which was observed for these two muscles. Some of this high variation was due to the intramuscular wire electrodes which are not as reliable as surface electrodes, particularly for dynamic contractions (Giroux and Lamontagne, in press). The smaller sample size (five subjects) for these two muscles will also increase the variability.

Although no significant differences were observed for the supraspinatus integrated myoelectric activity, the vertical displacement condition produced higher supraspinatus activity than the horizontal condition, particularly during shoulder flexion motions. This result was expected since flexion motions (arm elevations) are known to increase the supraspinatus myoelectric activity as well as to increase the muscular static loading on the muscle as reported by several authors (Hagberg, 1981a; Herberts et al., 1980; Kadefors et al., 1976).

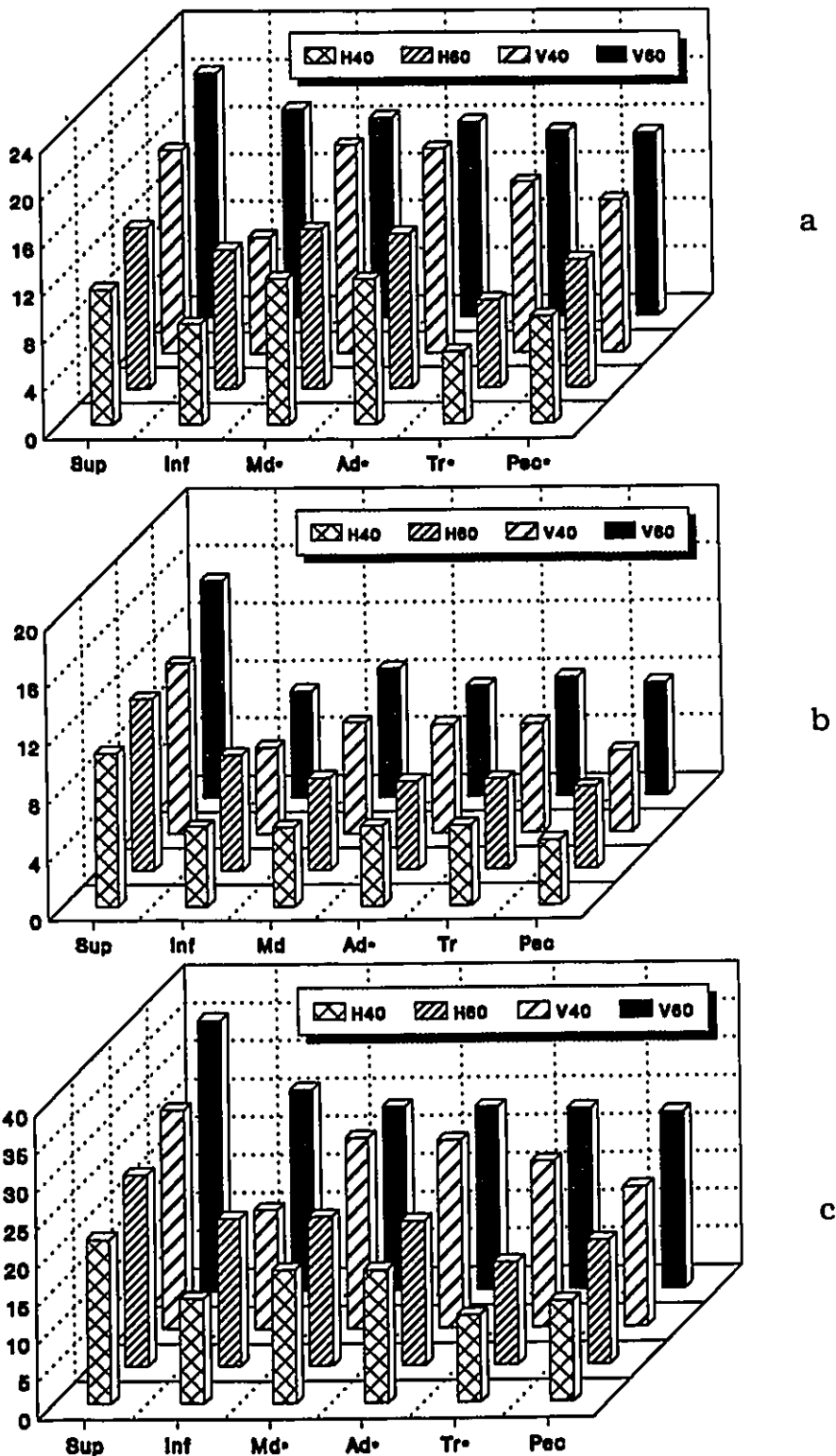


Figure 4: Normalized Integrated LE EMG from the supraspinatus ($n = 180$), the infraspinatus ($n = 180$), the middle deltoid ($n = 360$), the anterior deltoid ($n = 360$), the trapezius ($n = 360$), and the pectoralis major ($n = 360$) for each working condition (H: horizontal, V: vertical, 40: 40 cycles/min, 60: 60 cycles/min) over a) the flexion motion section; b) the extension motion section; and c) the whole cycle of displacement. * significant differences between displacements, ** significant differences between frequencies.

As can be seen from the results the supraspinatus LE EMG activity was relatively high during the early part of the cycle thus confirming that the supraspinatus muscle participated throughout shoulder flexion, especially during the initial part of the movement. This result seems to agree with the study of Howell, Imobersteg, Seger & Marone (1986).

When the shoulder movement changes from flexion to extension and from extension to flexion, higher LE EMG activity was observed at 60 cycles/min than at 40 cycles/min for both supraspinatus and infraspinatus muscles. Since the major function of these muscles is to stabilise the shoulder joint, it was expected that these two (2) muscles would produce higher muscular activity at the faster frequency where there were rapid changes in the direction of motion. The stabilization function of these two (2) muscles can also explain the high eccentric LE EMG activity recorded for these two rotator cuffs muscles during the extension motion at the 40 cycles/min frequency. Since the shoulder complex is an unstable articulation, the supraspinatus muscle is also expected to contract in order to maintain the humeral head co-aptation (stabilization).

Static activity from the infraspinatus muscle confirmed that this muscle did not act as a forward flexor for flexion motions under 100 degrees, but rather as a stabilizer of the glenohumeral articulation, especially at the higher frequency. These results seemed to agree with the study of Howell et al. (1986) who reported that there was relatively low infraspinatus muscular activity prior to 120 degrees of arm elevation, except for the vertical displacement condition at 60 cycles/min, where the infraspinatus

LE EMG activity was relatively high (up to 45% MVC) in order to initiate the flexion motion.

Middle and anterior deltoid muscles

The middle deltoid LE EMG activity was seen to progressively increase to approximately 50% MVC for the vertical displacement conditions and to approximately 30% MVC for the horizontal displacement conditions when the subject performed a shoulder flexion (see Figure 3c). This activity remained stable at approximately 10-15% MVC during shoulder extension for all four (4) experimental conditions. As can be seen in Figure 3d, the differences between vertical and horizontal conditions in the anterior deltoid activity appear to be in the first 52% of the cycle (approximately 40% MVC LE EMG activity in vertical condition and approximately 25% MVC in horizontal condition). The anterior deltoid LE EMG activity remained stable during the last part of the cycle (corresponding to shoulder extension motion), although it can be seen that the LE EMG activity values were higher for the vertical displacement conditions. The variability for both conditions in the middle deltoid and anterior deltoid LE EMG signals was relatively low (CV = 32-51%, 35-41% for the middle deltoid and anterior deltoid, respectively).

Significant differences were obtained between the two (2) displacement conditions for the middle deltoid ($F(1, 36) = 4.76, p < 0.05$) and anterior deltoid ($F(1, 36) = 6.98, p < 0.05$) IN LE EMG data. No significant differences were calculated between the two (2) frequencies of displacement for the

whole cycle of movement (see Figure 4). When separating the whole cycle of movement into a shoulder flexion motion section and a shoulder extension motion section, the statistical analysis revealed significant differences for both middle ($F(1, 36) = 5.96, p < 0.05$) and anterior deltoid ($F(1, 36) = 6.85, p < 0.05$) IN LE EMG between displacements during the shoulder flexion motion. Significant differences ($F(1, 36) = 6.24, p < 0.05$) between displacements were also obtained for the anterior deltoid IN LE EMG during the extension motion. No significant differences were obtained for the middle deltoid integrated LE EMG during the extension motion section (see Figure 4).

The high anterior deltoid LE EMG activity recorded during vertical displacement conditions confirmed that this muscle contributed largely to the shoulder flexion motion. This seemed to agree with Kadefors et al. (1976), who assumed the anterior deltoid muscle to be one of the prime movers during shoulder flexion. The vertical displacement task produced higher anterior and middle deltoid LE EMG activity than did the horizontal displacement task. This lower anterior deltoid muscular activity obtained during horizontal translations can be explained by the lower degree of shoulder flexion reached during horizontal translations (60 degrees) when compared with vertical translations (100 degrees).

Since the major function of the middle deltoid muscle is arm abduction, this muscle's LE EMG activity increase during arm flexion can be explained by the following factors. Firstly, the movement of arm flexion was always executed with a small degree of abduction which will increase the activity

of the medial part of the deltoid muscle. Secondly, since shoulder flexion motion reduced the humeral head co-aptation, the middle deltoid muscle along with the interaction of the shoulder flexor muscles and the infraspinatus muscle, will contract in order to counter this reduction of co-aptation and thus stabilise the glenohumeral joint, particularly at higher levels of arm flexion (Peat, 1986). Finally, there is a possibility that an increase in the muscle's moment arm will bring higher middle deltoid activity which does not correlate well with net shoulder joint moments ($r = 0.02-0.58$), especially at the higher frequency ($r = 0.02-0.11$) (see Figure 5).

Trapezius muscle

The upper trapezius muscle was activated at a higher level (approximately 30% MVC and approximately 15% MVC for vertical and horizontal conditions, respectively) during shoulder flexion motions than when performing shoulder extension motions (see Figure 3e). As illustrated in Figure 3e, the trapezius muscle (upper part) LE EMG activity was highly affected by the displacement conditions.

Significant differences were observed between the vertical and horizontal conditions in the trapezius IN LE EMG activity for the whole cycle of movement ($F(1, 36) = 16.15, p < 0.001$) and for the shoulder flexion motion ($F(1, 36) = 26.86, p < 0.001$). There were no significant differences in the IN LE EMG activity between displacements for the extension motion (52-100% of cycle time) (see Figure 4).

The trapezius LE EMG activity was relatively high when the 15% MLW object was initially lifted from the table (first 20% cycle time) and again relatively high prior to reaching the distal point (40-52% cycle time). No significant frequency effects were found, as illustrated on Figure 4, since there were no IN LE EMG activity differences between frequencies for both the vertical and horizontal displacement conditions. Relatively high variability in the trapezius LE EMG activity was observed throughout the movement (CV = 45-51%).

The differences which occurred in the upper trapezius myoelectric activity between horizontal displacements and vertical displacements were to be expected, since the study of Hagberg (1981b) revealed that the upper part of the trapezius muscle appears to contract in order to prevent downward rotation of the scapula when the arms are elevated.

The higher trapezius LE EMG activity observed during the vertical displacement condition than during the horizontal displacement condition can also be explain by the fact that gravity, and its effect on the arm play a major role in determining trapezius muscle activity. During the flexion motion the upper trapezius muscle concentrically contracted against the gravity in order to lift the arm. When performing horizontal translations, the muscular activity recorded during the flexion motion and the extension motion were similar.

Pectoralis major muscle

The LE EMG activity observed in the pectoralis major muscle was higher during shoulder flexion (approximately 25% MVC) than during shoulder extension (approximately 10% MVC) (see Figure 3f). The pectoralis major LE EMG activity was stable at approximately 20-30% MVC for the first half of the cycle time, and then decreased to a lower plateau (approximately 10% MVC) for the last part of the cycle (52-100% cycle time). The pectoralis major muscle activity had the highest variability (CV = 45-62%) with respect to electromyographical activity recorded using surface electrodes. No significant differences were observed between displacement conditions and between frequencies for the whole cycle of movement as well as for the shoulder extension motion section (see Figure 4). Although this difference between frequencies was not shown to be statistically significant, the graph did depict that the pectoralis muscle activity at the 60 cycles/min frequency was slightly higher than at the 40 cycles/min frequency during the initial part of the flexion motion. The two-way factorial analysis of variance also revealed that significant differences ($F(1, 36) = 4.23, p < 0.05$) in the IN LE EMG signals were observed between displacement conditions for the shoulder flexion section (see Figure 4).

The non significant differences between frequencies obtained for all investigated muscles indicate that for both horizontal and vertical displacement conditions, shoulder muscles would appear to contract at a level which is not dependant on the speed of the working task. Since the results

obtained in the study are based on displacing an object weighing 15% MLW, it can be speculated that the use of a heavier object may yield considerably different results.

It is therefore recommended to improve the worker's workstation by decreasing the degree of upper arm flexion under 60 degrees, since horizontal translations induced significantly lower muscular activity from the trapezius, the middle and the anterior deltoid, and the pectoralis major muscles than did vertical translations (repetitive 100 degrees arm flexions), although the vertical displacements were approximately 15% longer than the horizontal displacements. Vertical translations lifted the scapula which, consequently, induced muscular activity on the trapezius muscle, and brought on constant tractions on the supraspinatus tendon. On long term basis, repetitive vertical translations would produce supraspinatus tendonitis, lesions in rotator cuff mechanism, and the strain on the neck and shoulders which is common to occupational cervicobrachial disorders patients.

The relationship between shoulder joint moment and EMG

Results using a Pearson correlation indicated that the trapezius muscle activity and the supraspinatus muscle activity both correlate better with shoulder joint moment than do the other muscles investigated (see Figure 5). The correlation between the supraspinatus muscle activity and the shoulder joint moment for the horizontal displacement condition ($r =$

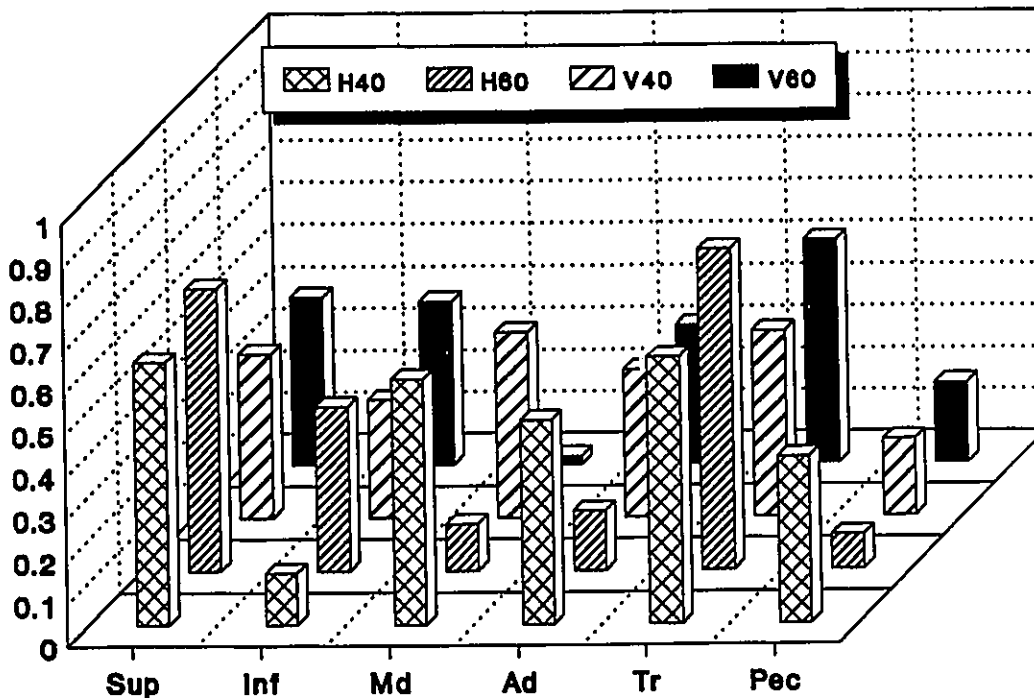


Figure 5: Pearson correlation coefficients between the net shoulder joint moment ($n = 120$) and LE EMG activity from the supraspinatus ($n = 180$), the infraspinatus ($n = 180$), the middle deltoid ($n = 360$), the anterior deltoid ($n = 360$), the trapezius ($n = 360$), and the pectoralis major ($n = 360$) for each working condition (H: horizontal, V: vertical, 40: 40 cycles/min, 60: 60 cycles/min)

0.62-0.67) was considered relatively high with respect to the variability observed for this muscle (CV = 51-70%). This seemed to agree with the study by Howell et al. (1986) who concluded that there was a good relationship between the supraspinatus muscular activity and the shoulder moment. For the vertical displacement condition, the results show that the supraspinatus muscular activity did not correlate highly with the net shoulder joint moment.

The Pearson correlation coefficients between the anterior deltoid LE EMG activity and the net shoulder joint moment ranged between 0.14 and 0.48. The anterior deltoid LE EMG activity did not correlate highly with the net shoulder moment during arm elevations and flexions, which agreed with the results observed by Hagberg (1981b). Since the anterior deltoid muscle is known to be a relatively large muscle with respect to its function as a shoulder flexor (Hagberg, 1981b), it is not surprising to see this muscle activated at a 25-40% MVC level during the concentric part of the shoulder flexion motion and at approximately 15% MVC during the eccentric part of the displacement cycle.

Pearson correlation coefficients between the trapezius LE EMG activity and the net shoulder joint moment were higher for the horizontal displacement condition ($r = 0.63$, $r = 0.76$, 40 cycles/min and 60 cycles/min, respectively) than for the vertical displacement condition ($r = 0.44$, $r = 0.53$, 40 cycles/min and 60 cycles/min, respectively). The relationship obtained for the horizontal displacement condition between the trapezius and the shoulder moment was not as good for the vertical displacement condition. This can be explained by the lever action of the arm which the trapezius supports when the upper limb is fully extended and elevated. The muscular activity was significantly higher during vertical displacements even without changes in the net shoulder joint moment. The net shoulder joint moment calculated using the inverse dynamics equations was a function of segmental parameters and kinematics (inertia, accelerations and weights) both of

which are hardly influenced by translations between horizontal and vertical displacements.

Relationship between the degree of upper arm elevation and EMG activity

The degree of upper arm elevation and flexion seems to be the most important parameter determining the shoulder load (Sigholm et al., 1984). Using the shoulder flexion angles, Pearson correlation coefficients were calculated for the anterior deltoid, trapezius, and supraspinatus LE EMG activity (see Figure 6). The anterior deltoid muscle activity correlated highly ($r = 0.90$) with the arm flexion angle for the horizontal displacement condition. The supraspinatus muscle activity when correlated with the arm flexion angle, also yield a high correlation coefficient for the vertical displacement condition ($r = 0.89$). The correlation coefficients obtained ($r = 0.07$, $r = 0.30$, horizontal and vertical displacement, respectively) indicated that there existed a very weak relationship between the trapezius LE EMG activity and the arm flexion angle. These poor relationships did not agree with the study of Aaras, Westgaard & Strandén (1988) which reported that the correlation coefficient ($r = 0.62$) between arm flexion angle and the trapezius activity was relatively high. The discrepancy between experiments can be explained by the dynamic nature of this study. The changes in the acceleration for the movement which is exclusive from this study introduced high muscular activity in the upper part of the trapezius muscle.

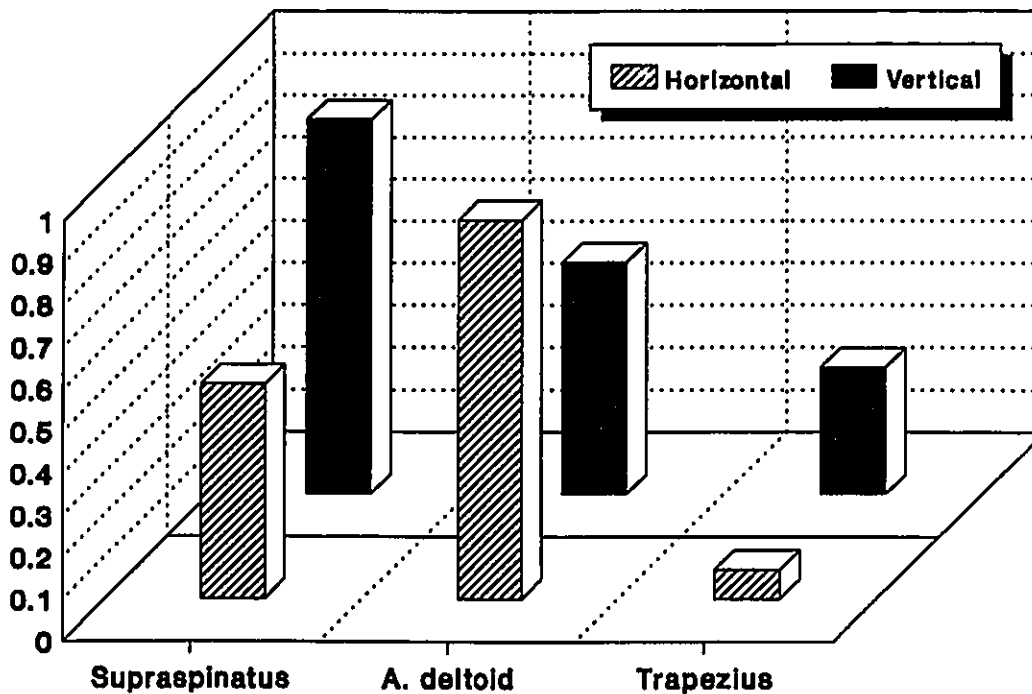


Figure 6: Pearson correlation coefficients between the LE EMG activity of the supraspinatus ($n = 180$), anterior deltoid ($n = 360$), and trapezius ($n = 360$) muscles, and the shoulder flexion angle (degrees), for each working condition (H: horizontal, V: vertical, 40: 40 cycles/min, 60: 60 cycles/min)

The high correlation coefficients obtained for the deltoid anterior and the supraspinatus muscles were to be expected, since these muscles are defined as prime movers during arm flexion movements.

Conclusions

In summary, the IN LE EMG signals from the middle deltoid, anterior deltoid, and trapezius muscles were significantly higher ($p < 0.05$) when performing the vertical displacement task than when performing the

horizontal displacement task for the whole cycle of movement as well as for the shoulder flexion motion section. No significant differences were observed between tasks for the supraspinatus, infraspinatus, and pectoralis major IN LE EMG data as well as for the integrated net shoulder joint moments for the whole cycle of movement. No significant differences were found in all muscles as well as in net shoulder joint moments between the two frequencies for both performed tasks.

The IN LE EMG signal increased in the middle deltoid, anterior deltoid, pectoralis major, and trapezius muscles, for the 15% MLW object vertical displacement. This indicated that the vertical translation induced higher muscular loads on the shoulder than did the horizontal translation, since the EMG signal is considered to be an indirect indicator of the shoulder muscular load (Herberts et al., 1980). The myoelectric activity obtained during vertical working tasks illustrated the importance of arm elevation as a significant factor in determining the amount of muscular work load on the shoulder joint. However, different working frequencies did not seem to affect the muscular activity in all the muscles investigated as well as in the net shoulder joint moments.

Many questions remain to answer in order to provide appropriate information on the occupational cervicobrachial disorder incidence. It is therefore recommended to investigate the same kind of displacements with a broader range of frequencies and with different objects weighing from 15% MLW to 50% MLW.

References

- Aaras A., Westgaard R.H., Strandén E. (1988). Postural Angles as an Indicator of Postural Load and Muscular Injury in Occupational Work Situation. *Ergonomics*, 31(6): 915-933.
- Aoyama H., H. Ohara, Y. Oze, T. Itani (1979). Recent Trends in Research on Occupational Cervicobrachial Disorder. *Journal of Human Ergology*, 8: 39-45.
- Arborélius U.P., Ekholm J., Németh G., Svensson O., Nisell R. (1986a). Shoulder Joint Load and Muscular Activity during Lifting. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 18: 71-82.
- Arborélius U.P., Ekholm J., Nisell R., Németh G., Svensson O. (1986b). Shoulder Load during Machine Milking An Electromyographic and Biomechanical Study. *Ergonomics*, 29(12): 1591-1607.
- Bergquist-Ullman M., Larsson V. (1977). Acute Low Back Pain in industry: A Controlled Prospective Study with Special Reference to Therapy and Confounding Factors. *Acta Orthopædica Scandinavica*, 170: 1-117.
- Bjelle A., Hagberg M., Michaelson G. (1981). Occupational and Individual Factors in Acute Shoulder-Neck Disorders among Industrial Workers. *British Journal of Industrial Medicine*, 38: 356-363.
- Delagi E.F., Perotto A., Iazzetti J., Morrison D. (1975). *Anatomic Guide for the Electromyographer: The Limbs*. Charles C. Thomas publisher, Springfield, IL.
- Ekholm J., Schuldt K., Harms-Ringdahl K., Arborélius U.P., Németh G. (1987). Effects of Different Sitting Postures Upon the Level of Neck and Shoulder Muscular Activity During Work Movements. In B. Jonsson (Ed.), *Biomechanics X-A* (p. 29-33), Human Kinetics, Champaign, IL.
- Frelvalds A., Chaffin D.B., Garg A., Lee K.S. (1984). A Dynamic Biomechanical Evaluation of Lifting Maximum Acceptable Loads. *Journal of Biomechanics*, 17(4): 251-262.

-
- Giroux B., Lamontagne M. (in press). Comparison Between Surface and Intramuscular Wire Electrodes in Isometric and Dynamic Conditions. Accepted for publication in Electromyography and Clinical Neurophysiology.
- Habes D., Carlson W., Badger D. (1985). Muscle fatigue associated with repetitive arm lifts: effects of height, weight and reach. Ergonomics, 28(2): 471-488.
- Hagberg M. (1981a). Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions. American Journal of Physical Medicine, 60(3): 111-121.
- Hagberg M. (1981b). Work Load and Fatigue in Repetitive Arm Elevations. Ergonomics, 24: 543-555.
- Hagberg M. (1984). Muscular Endurance and Electromyographic Fatigue in Myofascial Shoulder Pain. Archives of Physical Medical Rehabilitation, 65: 522-525.
- Harms-Ringdahl K. (1986a). On Assessment of Shoulder Exercise and Load-Elicited Pain in the Cervical Spine. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, Suppl. 14: 1-40.
- Harms-Ringdahl K., Ekholm J., Schuldt K., Németh G., Arborélius U.P. (1986c). Load Moments and Myoelectric Activity when the Cervical Spine is Held in Full Flexion and Extension. Ergonomics, 29(12): 1539-1552.
- Harms-Ringdahl K., Ekholm J. (1987). Influence of Arm Position on Neck Muscular Activity Levels During Flexion-Extension Movements of the Cervical Spine. In B. Jonsson (Ed.), Biomechanics X-A (p. 249-254), Human Kinetics, Champaign, IL.
- Herberts P., Kadefors R., Broman H. (1980). Arm Positioning in Manual Tasks. An Electromyographic Study of Localized Muscle Fatigue. Ergonomics, 23(7): 655-665.
- Howell S.M., Imobersteg M., Seger D.H., Marone P.J. (1986). Clarification of the Role of the Supraspinatus Muscle in Shoulder Flexion. The Journal of Bone and Joint Surgery, 68-A(3): 398-404.

-
- Huang J., Ono Y., Shibata E., Takeuchi Y., Hisanaga N. (1988). Occupational Musculoskeletal Disorders in Lunch Centre Workers. *Ergonomics*, 31(1): 65-75.
- Kadefors R., Petersén I., Herberts P. (1976). Muscular Reaction to Welding Work: An Electromyographic Investigation. *Ergonomics*, 19(5): 543-558.
- Kvarnstrom S. (1983). Occurrence of Musculoskeletal Disorders in a Manufacturing Industry with special Attention to Occupational Shoulder Disorders. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* (Suppl.), 8: 1-114.
- Lamontagne M., Bradley D.C., Lemaire E.D. (1989). Data Acquisition and Analysis System on Micro Computer for Biomechanical Studies. *Proceedings of the XII International Congress of Biomechanics*, Los Angeles, June 1989.
- Malmqvist R., Ekholm I., Lindstrom L., Petersén I., Ortengren R., Bjuro T., Herberts P., Kadefors R. (1981). Measurement of Localized Muscle Fatigue in Building Work. *Ergonomics*, 24(9): 695-709.
- McPhee B. (1982). Deficiencies in the Ergonomic Design of Keyboard Work and Upper Limb and Neck Disorders in Operators. *Journal of Human Ergology*, 11: 31-36.
- Nagira T., Suzuki J., Oze Y., Ohara H., Aoyama H. (1981). Cervicobrachial and Low-back Disorders among School Lunch Workers and Nursery-school Teachers in Comparison with Cash-register Operators. *Journal of Human Ergology*, 10: 117-124.
- Nakaseko M., Tokunaga R., Hosokawa M. (1982). History of Occupational Cervicobrachial Disorder in Japan. *Journal of Human Ergology*, 11: 7-16.
- Németh G., Ekholm J., Arborélius U.P. (1984). Hip Load Moments and Muscular Activity during Lifting. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 16: 103-111.
- Peat M. (1986). Functional Anatomy of the Shoulder Complex. *Physical Therapy*, 66(12):1855-1865.

-
- Schuldt K., Ekholm J., Harms-Ringdahl K., Arborélius U.P., Németh G. (1987). Neck and Shoulder Muscular Activity During Arm Movements at Work in Various Sitting Postures, With and Without Ergonomic Aids. In B. Jonsson (Ed.), Biomechanics X-A (p. 53-58). Human Kinetics, Champaign, IL.
- Schuldt K., Ekholm J., Harms-Ringdahl K., Németh G., Arborélius U.P. (1986a). Effects of Arm Suspension on Neck and Shoulder Muscle Activity during Sedentary Work, Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 19: 77-84.
- Schuldt K., Ekholm J., Harms-Ringdahl K., Németh G., Arborélius P. (1986b). Effects of Changes in Sitting Work Posture on Static Neck and Shoulder Muscle Activity, Ergonomics, 29(12): 1525-1537.
- Schultz A., Andersson G., Ortengren R., Haderspeck K., Nachemson A. (1982). Loads on the lumbar spine. The Journal of Bone and Joint Surgery, 64A(5): 713-720.
- Sigholm G., Herberts P., Almstrom C., Kadefors R. (1984). Electromyographic Analysis of Shoulder Muscle Load. Journal of Orthopaedic Research, 1: 379-386.
- Svensson O.K., Arborélius U.P., Ekholm J. (1987). Relative Mechanical Load on Shoulder and Elbow Muscles in Standing Position when Handling Materials Manually. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 19: 169-178.
- Westerling D., Jonsson, B.G. (1980). Pain from the Neck-Shoulder Region and Sick Leave. Scandinavian Journal of Sociological Medicine, 8:131-136.

APPENDIX A

CHAPITRE I

INTRODUCTION

Les problèmes musculo-squelettiques de la région du cou et de l'épaule ainsi que de la région lombaire affectent un grand pourcentage de la population du milieu industriel moderne. Le nombre de tâches exigeant la force musculaire excessive a été significativement réduit avec l'avènement de l'automatisation. Les activités de manutention d'objets légers peuvent causer des blessures au système musculo-squelettique de la colonne vertébrale, surtout de niveau cervical. Effectivement, le désordre cervico-brachial occupationnel (DCO) est souvent causé par des activités de travail répétitives engendrant un stress musculaire, statique ou dynamique, sur la région du cou et des épaules.

Selon une étude récemment publiée par Spitzer (1986), les traumatismes musculo-squelettiques à la colonne vertébrale engendrent un coût annuel en compensation de plus de 150 millions de dollars par année à la province de Québec. Toujours selon cette étude, de 7 à 10% des coûts de compensation des blessures à la colonne vertébrale sont attribués à des blessures au niveau cervical et cervico-dorsal. Des statistiques semblables ont été relevées par l'"Industrial Accident Prevention Association" (IAPA) de l'Ontario, durant la période de janvier à juin 1986, quelques 1609 traumatismes à la colonne cervicale ont été recensés pour des coûts

en compensation de 97 930\$. Selon Spitzer (1986), la province de Québec se compare à d'autres pays industrialisés pour ce qui est du taux d'incidence des traumatismes à la colonne vertébrale chez les travailleurs. Tout récemment, l'association de l'Ontario (IAPA) a observé une légère augmentation du nombre de malaises au niveau de la colonne cervicale. Ces statistiques observées peuvent s'expliquer par la nature du travail exécuté. Les tâches de manipulation d'objets légers à fréquence rapide sont associés aux malaises cervico-brachiaux comme les lombalgies le sont aux tâches de manutention d'objets lourds (Bergquist-Ullman; 1977, Kvarnstrom; 1983, Habes, Carlson et Badger; 1985).

Depuis quelques années, les études sur le désordre cervico-brachial occupationnel se multiplient. Ce terme est utilisé pour qualifier les malaises causés par soit, une charge musculaire élevée de la région du cou et des épaules ou, une activité musculaire statique et/ou dynamique engendrée par des mouvements répétitifs des membres supérieurs (Harms-Ringdahl, 1986). L'emphase est portée sur l'effet de différentes positions du travailleur et l'utilisation d'aides ergonomiques. Ce désordre est commun dans le milieu industriel, il apparaît souvent comme étant aussi fréquent que les lombalgies dans certaines industries suédoises (Bergquist-Ullman 1977, Kvarnstrom 1983).

Enoncé du problème

Le but de cette présente étude est d'analyser l'activité musculaire et le moment de force induit autour de l'articulation de l'épaule (articulation gléno-humérale) pour une tâche de déplacements d'un objet léger (15% du poids maximal (CMS)) pour deux différents types de déplacements (déplacement horizontal et déplacement horizontal-vertical) et deux différentes fréquences de mouvement (40 et 60 déplacements/min).

Hypothèses

Pour la présente étude, les hypothèses suivantes ont été posées:

- L'augmentation de la fréquence du déplacement de l'objet de 20 déplacements/min augmente l'activité musculaire et le moment de force à l'articulation de l'épaule de façon significative.
- L'augmentation de la hauteur du déplacement de l'objet par le transfert d'une tâche de manutention horizontale à une tâche de manutention horizontale-verticale augmente l'activité musculaire et le moment de force à l'articulation de l'épaule de façon significative.

Importance de l'étude

Les résultats de cette étude auront des implications directes sur les travailleurs qui manipulent des objets légers à différentes fréquences (lignes d'assemblages, conducteurs d'engins industriels, soudeurs, briqueteurs, etc.).

Les facteurs étiologiques de ce malaise de la colonne cervicale n'étant pas très connus, une meilleure connaissance et compréhension biomécanique et musculaire de la région cervico-brachiale nous aiderait à prévenir les malaises musculo-squelettiques de cette région chez les travailleurs sur des lignes de montage industrielles.

Une étude biomécanique et musculaire de la région de l'épaule pour un mouvement de manutention d'objets légers à différentes fréquences nous permettrait d'évaluer l'action des muscles du cou et des épaules, et le chargement sur les articulations en fonction de la tâche réalisée. Cette connaissance nous permettrait de recommander un programme d'exercice spécifique au renforcement des muscles du cou et de l'épaule les plus sollicités durant les tâches de manipulation. Le développement de ces groupes musculaires pourraient contribuer à la diminution du risque des maux au niveau de la colonne cervicale et à la région de l'épaule chez les ouvriers et les travailleurs sur les lignes de montage industrielles. Une bonne prévention en milieu de travail face aux malaises du cou et de l'épaule pourrait diminuer le taux d'absentéisme chez les tra-

vailleurs, améliorer le rendement et améliorer la qualité de vie de l'employé.

Limitations de l'étude

Cette étude fut réalisée de manière à simuler une tâche exécutée sur une chaîne de montage. Le mouvement étudié, étant simulé en laboratoire, introduit des limitations à l'étude. Les principales limitations furent: la grandeur de l'échantillon analysé, la nature du mouvement étudié, et les erreurs propres à la cinématographie et à l'électromyographie.

Vu les contraintes physiques et matérielles, l'échantillonnage fut fixé à un échantillon masculin âgé entre 20 et 35 ans. Les dix sujets furent sélectionnés parmi la population étudiante universitaire et surtout en provenance du premier cycle et du deuxième cycle du département de kinanthropologie et d'éducation physique.

Les deux mouvements effectués dans cette étude furent considérés principalement planaires. Toutefois, des mouvements sortant du plan filmé (une abduction ou adduction du bras lors de l'exécution de la tâche) pouvaient introduire des erreurs de perspective.

Le modèle mathématique utilisé pour déterminer les moments de force autour des articulations et les forces de réaction assumait que le corps humain est un système constitué de corps rigides reliés par des rotules sans frottement.

La technique de l'électromyographie (EMG) possédait également ces limitations, particulièrement au niveau du choix des électrodes. L'utilisation d'électrodes de surface ne révèle pas toujours l'enregistrement myoélectrique d'un muscles individuel anatomiquement défini. En effet, les muscles les plus superficiels contribuent en majorité à l'enregistrement du signal électromyographique de surface, induisant ce qui est communément appelé effet croisé du signal myoélectrique entre différents muscles. Lors de l'exécution de mouvements, il est possible que le tissu musculaire se déplace de l'endroit initial du positionnement des électrodes, ce qui peut amener une légère source d'erreurs dans l'enregistrement de l'électromyographie de surface. L'utilisation d'électrodes intramusculaires peut enregistrer un signal myoélectrique ne représentant pas toujours l'action complète du muscle. Chez ces électrodes implantées, la grande sélectivité des fils intramusculaires ne permettent que l'enregistrement du signal émis par les unités motrices entourant les électrodes. Le choix des électrodes à utiliser lors de l'enregistrement de l'activité musculaire dépend à la fois du type de mouvement analysé et de la nature des muscles étudiés.

Les tâches étudiées représentaient généralement l'ensemble des tâches industrielles de manipulation d'objets légers. Les résultats ne pourront donc être appliqués directement à une tâche spécifique à un poste de travail. Toutefois, selon les circonstances, il est possible d'extrapoler les résultats de l'étude à plusieurs tâches de travail similaires.

Les conclusions tirées des données recueillies lors de cette étude sont limitées aux erreurs induites par les différentes techniques et appareils utilisés lors des étapes de l'acquisition des données et de l'analyse des résultats.

Définition des termes

Les termes suivants sont définis dans le but de faciliter la compréhension du document.

CMS (charge maximale soulevée): poids maximal que le sujet peut soulever lors de l'exécution des différentes conditions expérimentales. La CMS était définie selon un protocole où le sujet devait déplacer des poids dont la masse augmentait de 1.14 kg (2.5 livres) à chaque déplacement. La CMS était alors définie au moment précis où le sujet devait s'aider de son tronc pour continuer à déplacer le poids, le sujet étant alors dans l'incapacité de maintenir les conditions initiales au déplacement du poids.

Cycle de manutention de l'objet: Un cycle de manutention est défini par un déplacement égal à zéro (nul) de l'objet (trajet aller-retour de l'objet selon les différentes conditions expérimentales)

Déplacement horizontal: Déplacer un objet initialement installé à une distance de 10 cm du bord de la table vers un deuxième point représentant une distance horizontale définie par 50% de la longueur du segment supérieur du sujet.

Déplacement horizontal-vertical: Déplacer un objet initialement installé à une distance de 10 cm du bord de la table vers un deuxième point situé sur une tablette, représentant une distance horizontale définie par 50% de la longueur du segment supérieur du sujet et une distance verticale définie par 75% de la longueur du tronc du sujet.

CHAPITRE II

REVUE DE LITTÉRATURE

Dans ce chapitre, les principaux muscles de la région du cou et des épaules seront décrits, ainsi que les études sur les techniques électromyographiques, sur le calcul des charges mécaniques appliquées aux épaules, et sur les désordres cervico-brachiaux.

L'étude des désordres cervico-brachiaux nécessite une revue sur les principaux muscles concernés au niveau de la région de l'épaule, cette information de base s'avérera certainement utile pour la bonne compréhension de ce document. L'emphase sera aussi portée sur la description anatomique de l'articulation de l'épaule qui est qualifiée de complexe, regroupant pas moins de quatre articulations différentes et 15 muscles (Herberts, Kadefors et Broman; 1980).

Région de l'épaule

Les différentes surfaces nous intéressant le plus au niveau de la région de l'épaule sont l'humérus, l'omoplate et la clavicule. L'humérus est composé d'un corps et de deux extrémités élargies (Basmajian, 1977). L'extrémité supérieure de l'humérus est la partie nous intéressant le plus pour le but de cette étude. Cette extrémité possède une tête arron-

die recouverte de cartilage articulaire qui s'articule avec la cavité glénoïde de l'omoplate, ce qui forme l'articulation de l'épaule. La cavité glénoïde possède une protubérance ressemblant à un crochet, l'apophyse coracoïde qui sert d'insertion à plusieurs muscles. La clavicule est reliée à l'apophyse coracoïde par le puissant ligament coraco-claviculaire et s'articule avec l'acromion de l'omoplate.

Principaux muscles de la région cou-épaule

A l'intérieur de la présente section, nous survolerons les différents muscles de la région du cou et de l'épaule étant susceptibles d'être sollicités lors de l'exécution du mouvement étudié. Une attention spéciale sera portée sur les fonctions principales de ces muscles et sur les résultats électromyographiques obtenus lors de différents mouvements.

Sternocléidomastoidien

Comme l'indique son nom, ce grand muscle a son origine sur l'apophyse mastoïde et s'insère sur la clavicule et sur le sternum. Ces trois points d'attaches réfèrent à trois chefs: le chef sternal, le chef mastoïdien et le chef claviculaire. Le sternocléidomastoidien a comme fonction première la flexion de la tête. Il peut aussi incliner la tête de son côté et relever le menton de l'autre côté, cette position entraîne habituellement un tortico-

lis (Basmajian, 1977). D'après une étude de De Sousa et al. (1973), le muscle sternocléidomastoidien est plus actif dans le mouvement d'extension de la colonne cervicale que dans celui de la flexion, à partir de la position anatomique. D'après les mêmes auteurs, le muscle est plus actif dans la flexion que dans l'extension lorsque le mouvement est fait contre résistance. Selon Vitti, Fujiwara, Basmajian et Iida (1973) et observé par Harms-Ringdahl, Ekholm, Schuldt, Németh et Arborélius (1986c), le sternocléidomastoidien ne serait que très légèrement activé lorsque la tête est en position neutre. Toujours selon les résultats électromyographiques obtenus par Harms-Ringdahl (1986c) lors d'enregistrements de l'activité musculaire pour des positions extrêmes (flexion, extension, et position neutre) ajustées de façon manuelle et maintenues lors de l'enregistrement du signal EMG, l'activité du muscle sternocléidomastoidien pour la position extrême d'extension de l'axe atlanto-occipital et cervicothoracique s'est élevée aux environs de 25% de la contraction maximale volontaire (CMV) comparativement à approximativement 10% pour la flexion. Ces niveaux d'activité musculaire sont considérés comme bas pour des positions telles la flexion et l'extension extrême.

Trapèze

Le trapèze est un grand muscle superficiel à forme triangulaire participant dans presque tous les mouvements de l'épaule (Kadefors, Petersén et Herberts; 1976). Le trapèze est probablement le muscle de la région du cou et des épaules le plus étudié en ce qui a trait au désordre cervico-brachial. Les symptômes de douleur locale et de sensibilité au niveau du trapèze sont communs chez les travailleurs industriels (Hagberg; 1981, Bjelle, Hagberg et Michaelson; 1981). Sa principale action se situe au niveau de l'omoplate. Il peut agir comme élévateur de l'omoplate (Haussement des épaules) avec ses fibres supérieures, dépresseur avec ses fibres inférieures, et le trapèze peut aussi participer à la rotation, adduction et stabilisation de l'omoplate (Spence et Mason 1983, Basmajian 1977). Selon les résultats de Sigholm, Herberts, Almstron et Kadefors (1984), l'activité du trapèze est peu dépendante de la charge maintenue par les mains et de la rotation du bras. Son origine se situe au niveau de l'occipital et des apophyses épineuses de la septième cervicale et des vertèbres thoraciques pour s'insérer à la clavicule et tout au long de l'épine de l'omoplate. Le trapèze n'est actif qu'à approximativement 2 à 3% de la CMV dans le maintien de la tête en position neutre (tête en position droite sans aucune flexion ou extension) (Harms-Ringdahl et al. (1986c). Le positionnement des bras est ainsi plus important que celui de la tête lors de l'évaluation de la charge musculaire sur la partie supérieure du trapèze puisqu'une relation linéaire ($r = 0.65$) entre l'activité du trapèze et la flexion des bras fut observée (Aaras et al., 1988). L'activité myoélec-

trique des fibres élevées du trapèze lors d'une tâche de soudure fut enregistrée pour un mouvement de flexion et d'abduction du bras (Kadefors et al.; 1976), ce qui confirme la participation du trapèze à ces mouvements. L'activité du trapèze est cependant significativement plus élevée lors de l'abduction du bras (Sigholm et al.; 1984). Il est ainsi recommandé aux travailleurs de garder l'angle entre le bras et le tronc le plus petit possible dans le but de diminuer l'activité myoélectrique du trapèze. L'augmentation de la fréquence de travail et de l'élévation des bras devrait augmenter l'activité des fibres supérieures du trapèze, directement relié au moment de force à l'articulation gléno-humérale (Hagberg, 1981b).

Deltoïde

Ce muscle superficiel au niveau de l'épaule participe au mouvement de l'abduction du bras et il aide aussi à la flexion du bras. La partie antérieure du deltoïde et le muscle grand pectoral sont les deux muscles les plus importants dans le mouvement de flexion de l'épaule (Kadefors et al.; 1976). Le sus-épineux, petit muscle de la coiffe des rotateurs, et le deltoïde contribuent de façon égale au moment de force produit à l'articulation gléno-humérale de l'épaule lors du mouvement de flexion du bras (Howell et al., 1986). La partie antérieure du deltoïde combinée à la partie postérieure agissent soit comme abducteurs ou adducteurs lorsque le

bras est en abduction (De Luca et Forrest; 1973). Cette partie antérieure du deltoïde résiste souvent à la fatigue musculaire localisée. Cette résistance peut être attribuée à la grandeur du muscle pour l'action qu'il exécute (Hagberg; 1981b). De même, l'activité myoélectrique de la partie antérieure du deltoïde ne semble pas être en relation directe avec le moment de force induit à l'articulation gléno-humérale lors d'une activité nécessitant des élévations de bras répétitives. L'origine du muscle deltoïde est située sur la clavicule, l'acromion et l'apophyse de l'omoplate et son insertion sur un endroit spécifique de l'humérus spécialement nommé tubérosité deltoïdienne. Lors de l'abduction du bras, l'activité myoélectrique du deltoïde (portion médiane) augmente progressivement pour être à son plus fort entre 90 et 180 degrés d'abduction (Kadefors et al.; 1976). Suite à une analyse électromyographique des différentes charges sur l'épaule, l'activité du deltoïde n'est relativement pas dépendante à la charge maintenue par les mains et les fibres postérieures et médiales ne dépendent pas de la rotation du bras (Sigholm et al.; 1984).

Sus-épineux

Le muscle sus-épineux a comme fonction de stabiliser l'articulation gléno-humérale et de participer au mouvement d'abduction et de flexion du bras avec le deltoïde (De Luca et Forrest; 1973, Kadefors et al.; 1976, Matsen; 1980, Howell et al.; 1986). Ce petit muscle stabilisateur représente la partie la plus vulnérable du groupe musculaire nommé coiffe des rotateurs (Howell et al.; 1986). L'utilisation d'électrodes intramusculaires est recommandée pour l'enregistrement du signal myoélectrique du sus-épineux (Malmqvist, Ekholm, Lindstrom, Petersén, Ortengren, Bjuro, Herberts et Kadefors; 1981). Le muscle sus-épineux étant couvert par le trapèze, les électrodes de surface pourraient enregistrer un signal myoélectrique brouillé par l'activité du trapèze. Selon Sigholm et al. (1984), le sus-épineux enregistre une activité myoélectrique élevée dans une position de 45 degrés de flexion et d'abduction du bras et ne participe plus au mouvement lors de la position de 90 degrés. Le muscle sus-épineux est particulièrement sensible à la fatigue musculaire durant une tâche de travail exercée avec les bras élevés (Dul; 1988, Hagberg; 1981a, Malmqvist et al.; 1981). La coiffe des rotateurs peut être considérée comme similaire à des ligaments dynamiques ayant un rôle des plus importants de l'articulation gléno-humérale de l'épaule (Peat; 1986). Lors de l'exécution de mouvements répétés tel que la flexion du bras, Le risque d'usure du tendon du sus-épineux, l'hypovascularité du sus-épineux et du sous-épineux, de même que les lésions engendrées au mécanisme

de la coiffe des rotateurs sont présents, ce qui induit tendinites et sensibilité au niveau de l'épaule.

Sous-épineux

Le muscle sous-épineux est le plus important parmi les muscles stabilisateurs de l'articulation gléno-humérale, précédemment identifié coiffe des rotateurs (De Luca et Forrest; 1973). Le sous-épineux étant surtout actif au-dessus de 120 degrés d'élévation du bras, il ne contribue donc pas et ne fonctionne pas comme un fléchisseur du bras (Howell et al.; 1986). L'activité myoélectrique du sous-épineux est très dépendante à la charge émit par le poids des mains (Sigholm et al.; 1984). Lors du maintien d'un poids de deux kilogrammes au niveau de l'épaule et particulièrement au-dessus de l'épaule, la fatigue musculaire a été décelée chez l'activité du muscle sous-épineux (Herberts et al.; 1980).

En résumé, ces muscles (sternocléidomastoidien, trapèze, deltoïde, sus-épineux et sous-épineux) sont les muscles potentiels qui peuvent être appelés à jouer un rôle d'envergure dans le développement d'un malaise au niveau du cou et des épaules retrouvé couramment chez les travailleurs en milieu industriel: le désordre cervico-brachial occupationnel. Dans le but de qualifier et de quantifier la collaboration de ces principaux mus-

cles au développement du désordre cervico-brachial, la technique de l'électromyographie s'avère un outil fort utile.

Electromyographie

Le signal électromyographique de différents muscles est souvent reconnu comme étant une technique de mesure qualitative de la charge appliquée sur l'articulation desservie par ces muscles (Herberts et al.; 1980, Perry et Bekey; 1981). Cette technique nous donne ainsi de l'information quand à la charge appliquée sur les muscles et la coopération obtenue entre les différents muscles lors de l'exécution d'une tâche de travail quelconque. L'électromyographie peut être utilisée pour fins qualitatives (moment où le muscle est actif ou non) et fins quantitatives (évaluation des charges et forces générées par le muscle) (Jonsson; 1978). Il est donc important de clarifier cette technique et les différentes conclusions pouvant être spéculées à partir des résultats obtenues de l'électromyographie.

Selon plusieurs auteurs (Antti; 1977, Jonsson; 1978, Lind et Petrofsky; 1979, Jonsson; 1982), il existe soit une relation linéaire ou, une relation exponentielle entre l'amplitude du signal myoélectrique et la force de contraction. Une augmentation de l'amplitude du signal myoélectrique enregistré semble indiquer une augmentation de la force musculaire générée (Lind et Petrofsky; 1979, Hagberg; 1981b, Perry et Bekey; 1981,

Baldya et Stevenson; 1988). Cette augmentation du signal myoélectrique peut être causée par soit une augmentation du nombre d'unités motrices actives, de la fréquence de dépolarisation ou de ces deux causes combinées ensemble.

Selon Antti (1977), dans une étude où il compare le signal EMG avec des mesures de force, la relation entre l'EMG et la force peut-être assumée comme linéaire jusqu'à un certain niveau correspondant à approximativement 30% de la contraction maximale volontaire (CMV). Par la suite, le signal EMG augmente beaucoup plus vite que le signal de force ce qui amène une approximation de la force beaucoup moins bonne au-dessus de 40% de la CMV. Cette déviation de la relation EMG-force au-dessus de 40% CMV peut être camouflée par la normalisation du signal EMG

Dans le but de donner une meilleure représentation de la force musculaire, le signal EMG doit être normalisé. Il existe plusieurs types de normalisation; la normalisation par contraction maximale isométrique volontaire (CMV) et la normalisation par signal maximal moyen sont parmi les méthodes les plus utilisées. Lors de la normalisation du signal EMG par CMV, l'enregistrement de la contraction maximale isométrique volontaire spécifique à chaque muscle est utilisé comme valeur de référence maximale. L'activité myoélectrique est divisée par la valeur de référence maximale. Le signal myoélectrique est ainsi représenté en pourcentage du signal de la contraction maximale volontaire (Németh et al.; 1984, Arborélius, Ekholm, Nisell, Németh et Svernnsson; 1986b,

Schuldt et al.; 1986a, 1986b). Cette normalisation du signal myoélectrique par CMV permet de comparer les résultats électromyographiques de différentes expérimentations, de différents muscles et de différents sujets. La technique de normalisation du signal EMG par CMV donne l'avantage de ne pas avoir à prédire la relation force et signal EMG (Arborélius, Ekholm, Németh, Svensson, Nisell; 1986a).

L'influence de la résistance de la peau, du tissu adipeux sous-cutané, du volume musculaire et de l'amplification du signal sont contrôlés par cette normalisation (Németh et al.; 1984). Cependant, cette technique de normalisation possède des faiblesses marquées: le signal de la contraction isométrique maximale volontaire peut être inférieur au signal d'une contraction dynamique, ce qui conséquemment implique des valeurs du signal EMG normalisé étant supérieurs à 100% CMV. Une erreur peut être introduite dans la procédure demandant une contraction maximale de la part du sujet, cette contraction doit constamment représenter la force maximale du sujet (Ekholm, Arborélius et Németh; 1982). Schuldt et al. (1986b) recommande cependant d'utiliser différents tests de contraction maximale isométrique pour chaque muscle, puisque l'anatomie musculaire de la région du cou et des épaules est relativement compliquée et certains muscles peuvent participer à différents mouvements. Un seul test de contraction maximale isométrique pour les muscles de cette région ne semble donc pas adéquat et induit des lacunes dans la normalisation du signal myoélectrique. Le test de contraction maximale

volontaire peut être valide à la fois pour des contractions statiques et dynamiques. Cependant, pour les contractions dynamiques, le test de contraction maximale est seulement valide dans des limites raisonnables de la vitesse du mouvement (Perry et Bekey; 1981). La normalisation du signal EMG par le test de la contraction maximale isométrique peut engendrer des lacunes lors d'activités dynamiques par le changement des longueurs musculaires. Cette lacune apparaît quand même assez minime comparativement aux avantages permis par cette méthode. Le test de contraction maximale volontaire produit avec une certaine position de l'articulation sera aussi valide pour d'autres positions articulaires, mais, sera non valide pour des positions extrêmes (Perry et Bekey; 1981). Cette technique de normalisation par CMV amène cependant une variabilité entre sujets très élevée (coefficient de variation se situant entre 52% et 197% selon les muscles investigués) (Yang et Winter; 1984). Selon les résultats obtenus par ces auteurs, la technique de normalisation par signal maximal moyen s'avère une technique de normalisation simple du signal EMG pouvant diminuer de beaucoup la variabilité intersujets. Cependant, cette technique de normalisation n'informe pas sur le degré d'activation musculaire par rapport à la capacité du sujet.

Dans le but de comparer différentes stations de travail, Jonsson (1978, 1982) a défini des critères permettant l'évaluation des charges musculaires pour l'ensemble des tâches industrielles. Ces critères sont basés sur des études d'endurance musculaire (Bjorksten et Jonsson; 1977) et

sont valides pour des périodes de travail musculaire d'une durée de plus d'une heure. La limite d'endurance pour une période de travail de 10-15 minutes étant environ 15% de la contraction maximale volontaire (Bjorksten et Jonsson; 1977).

Selon une étude de Jonsson, Hagberg et Sima (1981), une très bonne corrélation entre des résultats myoélectriques, la fatigue musculaire et des résultats cliniques sur la douleur et la sensibilité leur permet de conclure que les critères établis sont valides dans la prédiction du développement de maux musculo-squelettiques. Cependant, les auteurs ne dévoilent pas les résultats obtenus par leur analyse de corrélation, il est donc difficile d'évaluer leurs résultats permettant de dévoiler la conclusion précédente. Plusieurs auteurs contemporains du domaine de la biomécanique et de l'ergonomie suivent donc ces critères de Jonsson (1982), même si certains (Hagberg et Sundelin; 1986) doutent de la validité de ces critères. Par exemple, une étude de Onishi, Sakai et Kogi (1982) où 41 sujets se prêtaient à des enregistrements électromyographiques de surface au niveau des muscles des membres supérieurs durant leur travail (opérateurs de dactylo) démontre des résultats où on retrouve des contractions statiques continues de la part des muscles extenseurs de l'avant-bras et du trapèze du côté droit. L'activité électrique moyenne enregistrée pour des chargements statiques durant la tâche de travail se situait entre 20-40% de la CMV pour l'extenseur de l'avant-bras et entre 10% et 30% pour le muscle trapèze du côté droit. Selon les

critères émis par Jonsson (1982) discutés précédemment, l'activité électromyographique moyenne ne devrait pas excéder 10% de la CMV pour ne pas induire de la fatigue musculaire. Or, chez ces 41 travailleurs, dont plus de 60% d'entre-eux ce sont déjà plaints de douleur et de raideur musculaire au niveau des membres supérieurs, les résultats électromyographiques démontrent bien que le chargement musculaire dépasse amplement le niveau critique de 10% émis par Jonsson (1982). Ces résultats suggèrent ainsi à ces travailleurs l'implantation d'horaires de travail où les employés pourraient bénéficier d'une courte pause à chaque 20 minutes de travail continu. L'insertion de pauses de travail permettra une augmentation de la limite d'endurance de la force moyenne de contraction, tel que prouvé par Bjorksten et Jonsson (1977). Cette modification des horaires de travail suggéré par Onishi et al. (1982) aidera sûrement à diminuer le nombre de plaintes de douleur musculaires retrouvées au niveau du cou et des épaules.

Selon Suurkula et Hagg (1987), la diminution du signal EMG engendrée par la fatigue musculaire est surtout forte durant les 20 premières minutes de travail pour ensuite continuer à un rythme un peu plus lent. Cette diminution rapide du signal EMG au tout début indique que la grande partie de l'effet musculaire durant le travail se produit dans un très court laps de temps. Ce qui vient donc appuyer l'idée de prendre des pauses de travail plus souvent (environ aux 15-20 minutes).

Charges mécaniques

Plusieurs auteurs (Németh et al.; 1984, Arborélius et al.; 1986a, 1986b, Harms-Ringdahl et al.; 1986c, Svensson et al.; 1987) utilisent l'électromyographie combinée au calcul du moment de charge à l'articulation dans le but d'étudier les différentes charges mécaniques appliquées aux articulations.

La force de compression est un des paramètres le plus valide dans la description de la charge sur les articulations (Németh, Ekholm, Arborélius; 1984). Cette mesure s'avère assez adéquate pour la comparaison des charges entre les différentes articulations. La force résultante de compression articulaire est influencée par le moment de force (charge) (moment externe), le moment musculaire (moment interne) et l'angle articulaire. Le moment de force peut être défini comme étant la somme des moments causés par le poids des segments et les forces externes (Arborélius, Ekholm, Németh, Svensson et Nisell; 1986a). Les forces externes et moments de force à l'articulation sont à distinguer des forces internes et moments musculaires, et des forces os contre os (Robertson; 1980). Les forces et les moments nets (externes) ne demandent aucune connaissance de la situation musculaire et du niveau de co-contraction musculaire, ils ne représentent finalement que les forces et moments minimums appliqués à l'articulation pour permettre le mouvement désiré. Le moment de force net est équilibré par un moment musculaire de dimension égale. Le moment de réaction net est directement relié aux

forces de compression et de contraction musculaires appliquées à l'articulation (Schultz, Andersson, Ortengren, Haderspeck et Nachemson; 1982).

Une façon intéressante de normaliser la charge induite sur les articulations a été présentée par Svensson, Arborélius et Ekholm (1987). Le ratio d'utilisation de la force musculaire (RUM) s'avère un outil pratique pour la création de niveaux de charges sous-maximales acceptables pour différentes tâches de travail. Le RUM se calcule par la division du moment de force par le moment musculaire maximum pour le même angle articulaire. La force musculaire maximale peut être calculée par les équations de prédictions du moment articulaire présentées par Chaffin et Andersson (1984). Cependant, le gros désavantage de cette technique de normalisation est sa limitation aux mouvements statiques. Le RUM ne peut-être calculé avec précision lors d'analyses induisant des mouvements dynamiques.

Lors d'une étude visant le calcul de la charge mécanique et de l'activité myoélectrique pour différentes positions extrêmes (flexion, extension, et position neutre) ajustées de façon manuelle et maintenues lors de l'enregistrement du signal EMG du segment tête et cou, les auteurs (Harms-Ringdahl, Ekholm, Schuldt, Németh et Arborélius; 1986c) ont défini deux axes de mouvement permettant l'analyse de la position de la tête en position neutre et dans différentes combinaison de positions extrêmes. Les positions permises étaient la flexion/extension dans l'articulation at-

lanto-occipitale (Occ-C1) et la flexion/extension sur les segments spinaux cervico-thoraciques (C7-T1). L'emplacement des axes de mouvement (Occ-C1 et C7-T1) ont été défini par l'utilisation de la cinématographie (photographies prises perpendiculairement à l'axe de mouvement par une caméra à haute vitesse). Le site de l'axe bilatéral de mouvement de l'articulation atlanto-occipitale fut déterminé par l'analyse de mouvements d'extension de la tête à partir d'une position extrême de flexion. L'intersection des bissectrices perpendiculaires à trois vecteurs représentant le mouvement de translation des marqueurs identifiés sur la tête des sujets est située sur la partie antérieure de l'apophyse mastoïde. L'axe bilatéral de mouvement de l'articulation C7-T1 fut déterminé comme étant situé à un point localisé à mi-chemin entre l'apophyse épineuse de la septième vertèbre cervicale et le sillon cervical frontal au-dessus de la tête de la clavicule. Cet emplacement correspond au point central du corps vertébral de la première vertèbre thoracique. Cet emplacement correspond assez bien avec celui défini par Svensson, Arborélius et Ekholm (1987) qui est situé sur la partie antérieure de la vertèbre sub-adjacente à l'axe de mouvement C7-T1. Ce point de rotation à ce niveau, serait donc situé à une distance de 58% de l'extrémité postérieure à l'extrémité antérieure du cou.

Selon des calculs de moment utilisant les équations de statique, Harms-Ringdahl et al. (1986c) ont calculé les charges mécaniques appliquées sur l'axe atlanto-occipital et sur l'axe cervico-thoracique du segment tête

et cou pour différentes positions extrêmes (flexion, extension, et position neutre) ajustées de façon manuelle et maintenues. Lors du maintien d'une position neutre (tête en position droite) de la tête et du cou, le moment calculé autour de l'articulation cervico-thoracique était de 1.2 Nm comparé à un moment de 4.3 Nm pour une position de flexion extrême de l'articulation (environ 3 fois plus de charge que la position neutre). L'activité musculaire enregistrée pour contre-balancer ce moment était très basse chez les extenseurs du cou et les fléchisseurs du cou (0-10% de la contraction maximale volontaire). Ces résultats impliquent que le moment induit par la position de flexion du segment tête-cou doit être balancé par d'autres structures et tissus tels les tissus connectifs passifs (ligaments et capsule articulaire). Cette position de flexion extrême, fréquemment retrouvée dans le milieu du travail, devrait être évitée le plus possible pour ne pas appliquer de tensions supplémentaires sur les structures passives de la colonne cervicale. Dans le but de compléter l'étude de Harms-Ringdahl et al. (1986c), il serait intéressant d'enregistrer et de calculer dynamiquement les moments de force induits par les positions du tronc et de la colonne vertébrale et les mouvements des bras puisque le seul enregistrement de l'activité myoélectrique et du calcul des moments de force ne semble pas suffisant pour expliquer le mécanisme du désordre cervico-brachial.

Pour contrer cette lacune, Aaras, Westgaard et Stranden (1988) ont démontré une nouvelle technique basée sur l'observation des angles posturaux dans le but de quantifier la charge émise sur la région du cou et des épaules lors d'une tâche de travail ou d'une tâche quotidienne. Dans le but de calculer les différentes charges induites sur les articulations, les mesures angulaires sont indispensables (Aaras et Stranden; 1988). Les enregistrements simultanés des angles posturaux et de l'électromyographie du trapèze (fibres supérieures) ont été relevés pour différentes tâches de travail. Les résultats obtenus démontrent une corrélation significative ($r = 0.65$) entre les angles posturaux du bras et la charge du muscle trapèze. La méthode des angles posturaux comme estimateurs de risques de maux musculo-squelettiques semble donc valable, jusqu'à un certain point (la corrélation étant significative, mais relativement faible), tout autant que l'électromyographie. Cependant, il est important de ne pas comparer, à l'aide de cette technique basée sur l'observation des angles posturaux, différentes tâches induisant d'autres paramètres tels différents poids d'objets dans les mains, l'utilisation de supports ergonomiques, la vitesse et la précision du mouvement. Ces différents paramètres pouvant augmenter le risque face aux maux musculo-squelettiques ne sont pas quantifiés par la méthode des angles posturaux. La technique de l'électromyographie, elle, tient compte de ces différents paramètres.

Les différentes études revisées à l'intérieur des pages précédentes se réfèrent tous à des modèles statiques. Les études se basant sur des équations statiques sont valables dans des limites acceptables de vitesse de mouvement. Par exemple, lorsque la tâche implique une vitesse des segments pouvant influencer l'accélération de façon significative, la force résultante et la charge sur les articulations sont donc influencées par ce changement d'accélération. Dans ces situations, un modèle dynamique est recommandé pour tenir compte de l'influence de l'accélération des segments. Les études traitant des maux musculo-squelettiques au niveau du cou et des épaules utilisent rarement la modélisation dynamique. Par exemple, Ekholm et al. (1982) et Németh et al. (1984) ont trouvé, lors d'une étude sur les moments de force à la hanche lors du soulèvement d'un poids, des forces dynamiques excédant le poids de l'objet de 10-20% lors de la phase initiale du mouvement.

Le modèle mathématique de dynamique inverse calculant les forces et moments de force nets à une articulation pour un mouvement quelconque à l'aide des équations d'équilibre dynamique du segment le plus distal au segment le plus proximal, tient compte de la cinématique des segments, de l'inertie des segments et des forces externes appliquées aux segments. Robertson (1980) a validé le modèle mathématique de la dynamique inverse par la comparaison des moments de force calculés à partir des forces de réaction au sol mesurés par une plateforme de force et les forces de réaction au sol estimées par la cinématographie. Les résul-

tats obtenus indiquèrent une erreur d'estimation des forces de réaction de moins de 10% et de 15% du poids corporel pour les forces horizontales et verticales respectivement. L'estimation des moments de forces à la cheville et au genou s'avèrent acceptables, tandis que l'estimation des moments de force à la hanche ne s'avèra pas valide. La mauvaise estimation des moments de force à la hanche peut être expliqué par une mauvaise estimation de la force horizontale de réaction au sol possédant un ratio signal-bruit de 4:1. Evidemment, la précision de l'instrumentation utilisée pour cette étude avait un effet important sur la précision des résultats obtenus.

Les modèles dynamiques sont fréquemment retrouvés lors de l'étude des différentes charges appliquées à la partie lombaire de la colonne vertébrale. Freivalds, Chaffin, Garg et Lee (1984) ont étudié le soulèvement de charges à l'aide d'un modèle biomécanique dynamique. Ayant comme hypothèse que le corps est composé de segments rigides, les charges appliquées à la région lombaire du dos ont été évaluées à l'aide de la plateforme de force, de l'électromyographie, de la cinématographie et des équations dynamiques de base. Le modèle mathématique démontre une corrélation significative ($r = 0.7$) entre les charges de compression au niveau de L5/S1 (5e vertèbre lombaire et 1ère vertèbre sacrée) et les forces de réaction du sol. L'effet dynamique provoqué par le moment d'inertie, l'accélération et la décélération des segments augmente à 40% de plus grand l'effet statique. Cette augmentation est quand même assez impor-

tante et non à négliger. Les résultats de Freivalds et al. (1984), démontrent une corrélation significative ($r = 0.42$) entre les forces de compression à l'axe L5/S1 et le signal EMG (enveloppe linéaire) des muscles extenseurs du dos. Cette faible corrélation significative ne peut donc renforcer l'idée de l'utilisation seule de la technique de l'EMG comme prédicteur des charges appliquées à une articulation.

Désordre cervico-brachial

Selon un groupe formé au Japon par Maeda en 1975, les cinq facteurs étiologiques suivants sont les plus plausibles à la création du désordre cervico-brachial (Aoyama et al.; 1979):

- Charges musculaires, dynamiques ou statiques, sur les membres supérieurs
- Charges musculaires induites par des positions de travail inconfortable
- Stress mental continu et tension accrue
- Facteurs environnementaux tels que le bruit, la température, et plusieurs autres pouvant être reliés à la tâche de travail
- Conditions défavorables de travail souvent causées par une mauvaise organisation ou un manque de personnel

Les maux cervico-brachiaux ont été investigués par plusieurs chercheurs durant les dernières années (Huang, Ono, Shibata, Takeuchi et Hisanaga; 1988, Harms-Ringdahl; 1986a, Nakaseko, Tokunaga et Hosokawa; 1982, Nagra, Suzuki, Oze, Ohara et Aoyama; 1981, Malmqvist et al.; 1981, McPhee; 1982, Westerling et Jonsson 1980, Bjelle et al. 1981, Hagberg 1984, Ekholm et al. 1987, Shuldt et al. 1986, 1987). Ces maux se retrouvent chez 15-25% des patients âgés entre 40 et 50 ans

provenant de la population générale (Maeda, 1977). Selon Westerling et Jonsson (1980), l'âge est un paramètre important pouvant influencer l'incidence des malaises cervico-brachiaux. L'incidence des malaises est, en effet, à son niveau maximum lors des dernières années de travail, ce qui est retrouvé à l'intérieur de plusieurs études dans la littérature (Bjelle et al. 1979, Harms-Ringdahl 1986a).

Les femmes ont une plus forte incidence de malaises cervico-brachiaux que les hommes (Westerling et Jonsson; 1980, Hagberg; 1981b). Ce résultat peut être expliqué par une résistance plus faible des femmes face à ces symptômes que les hommes (Allander, 1974).

Les malaises cervico-brachiaux sont aussi très fréquents chez les travailleurs en milieu industriel (Maeda 1977, Bjelle et al. 1981, Hagberg et Kvarnstrom 1984, Broeberg 1984, Runnbeck 1984, Nakaseko et al. 1982, Herberts et al. 1984, Bammer et Blignault 1987). L'incidence de ce malaise dans le milieu industriel est d'environ 30%-40% et aurait augmenté de six fois durant la dernière décennie (Maeda, 1977). Par exemple, le DCO se retrouve chez 15,7% de la totalité des travailleurs sur une ligne d'assemblage dans une grande compagnie de cigarettes japonnaise (Ohara, Itani et Aoyama; 1982) et, 21,5% des serveurs dans une grande compagnie aérienne Suédoise (Winkel, Ekblom et Tillberg; 1983). En Suède, ces malaises sont responsables d'un taux élevé d'absentéisme, surtout dans les industries avec des travaux d'assemblage légers (Wester-

ling et Jonsson; 1980, Kvarnstrom; 1983, Kompier et al.; 1987, Akinmoya; 1987).

La mécanisation et l'automatisation de certaines tâches de travail amène une augmentation qualifiée de considérable des charges musculaires induites aux muscles posturaux de la région du cou et des épaules (Ohara et al.; 1982). L'exécution d'une tâche de travail dynamique implique de plus petites charges musculaires à la région du cou et des épaules et un effet de fatigue plus petit, en comparaison avec une tâche de travail monotone (souvent répétitive) où les charges musculaires statiques engendrées au cou et aux épaules sont plus importantes (Malmqvist et al.; 1981).

Bjorksten et al. (1987) ont récemment évalué la charge musculaire au niveau du cou et de l'épaule lors d'activité de loisirs (tricot, crochet) et de travail (dactylo). Les résultats obtenus ne démontrent aucune différence significative entre les tâches de tricot, crochet et dactylo, au point de vue charge musculaire. L'auteur attache cependant de l'importance au stress et au temps requis lors de l'activité. Les activités de loisirs telles le tricot et le crochet ne sont pas habituellement pratiquées sous énormes tensions, et les secrétaires reçoivent certainement plus de stress lors de leur travail que lors de leurs activités de loisirs.

Ces maux cervico-brachiaux ne se limitent donc pas au travail de ligne d'assemblage, les opérateurs d'engins et les travailleurs gardant une position précise à chargement statique sont aussi touchés par ce désordre qui devrait, commencer à inquiéter sérieusement les employeurs.

Positions de travail

Les études épidémiologiques démontrent une augmentation de l'incidence du DCO en rapport avec les positions de travail (souvent, position assise) à charge musculaire élevée et/ou une activité musculaire statique de la région du cou et de l'épaule (Harms-Ringdahl, 1986a). Selon les résultats obtenus par Less et Eickelberg (1976), il y aurait une différence significative au niveau des forces de tension et de compression dans la région du cou entre deux positions différentes de travail. Les sujets travaillant sur des surfaces inclinées de 18 degrés possèdent des forces de tension et de compression inférieures au niveau du cou à ceux travaillant sur des surfaces de 0 degré d'inclinaison. Les sujets qui étaient soumis à la surface de 0 degré devaient garder une plus grande flexion du cou pour assurer le même rendement (travail) que celui oeuvrant sur une surface de 18 degrés. Cependant les auteurs de cette étude ont négligé l'effet de l'influence des bras, ce qui peut influencer de beaucoup les forces de tension et de compression induites à la région du cou et des épaules. Cette augmentation de flexion amenant une augmen-

tation des forces de tension et de compression et des maux cou-épaule se retrouve aussi lorsque les mouvements exécutés lors du travail sont réduits ou quasi inexistantes (Harms-Ringdahl 1986a, Kvarnstrom 1983). Le même phénomène fut retrouvé dans les résultats de Bendix et Hagberg (1984), la diminution de flexion de la tête et du cou lors de travail sur des tables inclinées à différents angles. Aucune différence significative dans l'activité myoélectrique du muscle trapèze n'a été retrouvée pour les différentes inclinaison de surface de travail (0, 22 et 45 degrés). Le changement dans l'inclinaison des surfaces de travail engendre un changement dans la position des segments (colonne cervicale et thoracique) du travailleur. Le seul enregistrement EMG du trapèze n'était probablement pas suffisant, une étude électromyographique de plusieurs muscles de la région du cou et des épaules pour une tâche de travail sur une table avec différentes inclinaison pourrait démontrer des différences dans l'activité myoélectrique.

Une position typique augmentant les chances de malaise cervico-brachial est la position du travailleur sur une ligne d'assemblage (Habes et al.; 1985) et celle de l'employé travaillant sur l'enroulement de rouleau métallique (Hagberg et Kvarnstrom, 1984). Ce travail à répétition demande des manipulations sous stress qui doivent s'exécuter dans habituellement un très court laps de temps (cycles de moins d'une minute). Pour ces travailleurs, la position d'usage des bras consiste en une abduc-

tion statique combinée à une flexion vers l'avant (Hagberg et Kvarnstrom, 1984).

Cette position que prend le travailleur pour effectuer son ouvrage, peut s'avérer d'une grande importance dans le développement du malaise cervico-brachial (Zettergren; 1987). Effectivement, selon une étude de Maeda, Hunting et Grandjean (1982), les plaintes de douleur au cou et aux épaules et de raideur au cou seraient reliées à des positions de travail assises avec le segment tête-cou fléchi vers l'avant. Selon un questionnaire distribué à 119 travailleurs sur machines à comptabilité (accounting-machine), la position de la tête et cou fléchie affiche une corrélation significative avec les malaises au cou et aux épaules. Ces résultats invoquent que la position que prend le travailleur pourrait être significative face au développement du désordre cervico-brachial occupationnel.

Une récente étude produite par Ekholm et al. (1987) analyse différentes positions assises avec la charge musculaire du cou et de l'épaule pour différents mouvements chez les travailleurs.

Les résultats obtenus lors de cette étude favorisent la position avec une petite inclinaison arrière de la région thoraco-lombaire combinée avec la région cervicale en position verticale. Cette dernière position a obtenue des résultats favorables quand à la possibilité de réduction de l'activité musculaire de la région du cou et de l'épaule avec son utilisation. Cette position assise est donc recommandée pour le travailleur sur une ligne

d'assemblage ou le travailleur sur traitement de texte ou autres claviers. Cependant, le travailleur devrait être avisé à être prudent pour éviter une position extrême lors de l'inclinaison arrière. Une inclinaison arrière de la région thoraco-lombaire de plus de 15 degrés (avec la verticale) engendre une prédisposition à la flexion de la région cervicale (Sculdt et al.; 1986b). La position ayant la colonne entière en flexion demande une plus grande activité musculaire de la région cou-épaule en comparaison avec les autres positions étudiées. En effet, les résultats démontrent une plus grande activité de la partie supérieure du trapèze avec cette position que celle avec la colonne verticale. Le muscle épi-épineux couvert par le rhomboïde démontre une certaine tendance à avoir une activité élevée lors de cette position de la colonne en flexion. Cette dernière position est donc proscrite pour les travailleurs d'après les résultats de Ekholm et al. (1987) et Schuldt et al. (1986b).

Élévation des bras

Le type d'ouvrage fait par le travailleur influence l'incidence des désordres cervico-brachiaux. La position des bras lors du travail en serait d'une certaine influence, la hauteur de la main et des bras semble être le plus important facteur déterminant la charge appliquée sur les épaules (Herberts et al.; 1980, Sigholm et al.; 1984). Une tâche de travail où ces

paramètres jouent un rôle important dans le développement de maux au cou et à l'épaule est la soudure.

Herberts et al. (1980) ont étudié le positionnement des bras pour une tâche de soudure. Des 8 positions différentes des bras étudiées (au-dessus de la tête, au niveau de l'épaule et au niveau de la taille, combinée à différents degrés de flexion et d'abduction de l'épaule), la fatigue musculaire localisée était présente dans l'ensemble des positions étudiées. Chez la majorité des muscles étudiés, la fatigue musculaire était moins élevée à une position de 45 degrés d'abduction de l'épaule comparativement à 0 et 90 degrés d'abduction de l'épaule pour un travail effectué au-dessus de l'épaule. La fatigue musculaire localisés lors de la soudure se développe dans la majorité des muscles participant à ce mouvement chez les soudeurs non-expérimentés (Kadefors et al.; 1976). Chez les soudeurs expérimentés, la fatigue musculaire n'était visible que sur les enregistrements du muscle sus-épineux dans les positions de travail au-dessus de la tête (Kadefors et al; 1976). Cette différence reportée entre les travailleurs d'expérience différente, propose le fait que les travailleurs expérimentés s'adaptent à la charge de travail. Les travailleurs non-expérimentés se fatiguent plus facilement lors de l'expérimentation d'une tâche de travail impliquant une charge non-habituelle sur les muscles de la région du cou et des épaules.

Harms-Ringdahl et Ekholm (1987), à ce sujet, amènent la conclusion suivante: L'élévation des bras, lors de situations de travail, augmente l'activité musculaire du cou et de l'épaule jusqu'au niveau suggéré comme acceptable lors de travail statique selon les critères établis par Jonsson (1982). L'étude concernée analysait les différences d'activité myoélectrique (trapèze, splénius et épi-épineux) entre un mouvement de flexion et d'extension de la colonne cervicale avec les bras au repos et les bras en position statiquement élevée. D'après la littérature, une relation entre les désordres cervico-brachiaux et une charge élevée au niveau des épaules existe (Harms-Ringdahl et Ekholm, 1987). Les mouvements de la tête et du cou ne demandant qu'un très petit niveau d'activité musculaire, les auteurs suggèrent qu'une attention particulière de la part des chercheurs doit être orientée vers la charge musculaire causée par l'élévation des bras. Dans son étude sur les différentes position de travail, Schuldt et al. (1986b) ont enregistré une hausse du signal électromyographique normalisé lors de l'abduction des bras. Hagberg (1981b) a aussi étudié l'effet de l'élévation des bras. Suite à une élévation répétitive des bras, il a noté une douleur et un inconfort de la région cou-épaule au niveau du muscle trapèze. La fatigue musculaire au niveau des muscles trapèze et sus-épineux a été décelée durant les 5 premières minutes du maintien des bras en position d'abduction de 90 degrés et en flexion de 90 degrés (Hagberg; 1981a). Des résultats semblables au niveau du trapèze et du sus-épineux ont été observés par Malmqvist et al. (1981). Dans le même ordre d'idées, Rau et Radl (1981) ont étudié 6 soudeurs ex-

périmentés sous différentes positions de travail. L'électromyographie de 7 différents muscles des membres supérieurs a été enregistré pour les trois différentes positions de travail: souder à 1m de hauteur (position debout), souder à 0.08m de hauteur (position accroupie) et souder à 2m de hauteur (position debout). Evidemment, les auteurs s'attendaient à enregistrer une hausse de signal électromyographique pour la position de soudure avec les bras élevés, ce qui ne fut pas le cas; aucune différence marquée dans le signal électromyographique ne fut enregistrée pour les 3 positions de travail. Le résultat de cette étude sans erreur de mesure apparente indique donc une absence d'augmentation de la charge musculaire locale avec la hauteur de travail. Au premier coup d'oeil, ce résultat semble venir contrarier les résultats de Harms-Ringdahl et Ekholm (1987) et Hagberg (1981b), cependant, il ne faut pas oublier que ces résultats sont basés sur trois position où les sujets avaient les bras étendus ou élevés. La comparaison se fait donc entre trois différents positions avec les bras élevées. Il aurait été intéressant que Rau et Radl (1981) présentent leurs résultats quantifiés de l'électromyographie combinée à un calcul des charges mécaniques induites à l'articulation, dans le but d'évaluer la charge musculaire appliquée sur la région de l'épaule.

Résumé et conclusion

Suite à cette revue de littérature, le problème causé aux travailleurs industriels par le désordre cervico-brachial occupationnel (DCO), induit principalement par des charges musculaires dynamiques ou statiques sur les membres supérieurs, en est un de taille lorsque l'on se réfère aux statistiques portant sur l'étiologie de ce malaise. Le milieu industriel, principalement les chaînes de montage, comporte plusieurs postes de travail où les employés sont appelés à effectuer des mouvements impliquant l'élévation des bras à différentes hauteurs et souvent, à différentes fréquences de travail. La recherche contemporaine sur le DCO démontre qu'il est possible d'évaluer les charges mécaniques à l'articulation de l'épaule par une combinaison du signal électromyographique des principaux muscles se rattachant à cette articulation au calcul des moments de force induits à l'articulation par les forces externes appliquées à l'épaule (poids des segments, poids des objets tenus dans les mains). Le moment de force calculé à l'articulation, équilibré par un moment musculaire de dimension égal, est directement relié aux forces de compression et aux contractions musculaires appliquées à l'articulation.

Cependant, la littérature démontre une certaine lacune à ce niveau puisque la grande majorité des études électromyographiques et biomécaniques portées sur le DCO sont basées sur des principes statiques. Cette lacune prend de plus en plus d'ampleur chez les mouvements de manutention et de soulèvement d'objets puisque l'effet dynamique apporté par

l'accélération et la décélération des segments peut augmenter de 40% les calculs basés sur la mécanique statique.

CHAPITRE III

MÉTHODOLOGIE

L'objectif de cette étude consistait à analyser les charges musculaires induites au niveau du cou et de l'épaule pour une tâche similaire aux tâches retrouvées dans les lignes d'assemblages industrielles. Pour que cet objectif soit rencontré, l'utilisation de techniques de mesures telles la cinématographie et l'électromyographie s'avérait nécessaire. Le modèle biomécanique (dynamique inverse) calculant les moments de force et les forces de réaction induites aux différentes articulations fut préalablement validé. La tâche de travail fut analysée selon différentes fréquences de mouvements et différentes hauteurs de déplacements. Dans cette section, les éléments suivants seront traités: les sujets, la cinématographie, l'électromyographie, la validation, le protocole expérimental et l'analyse des résultats.

Sujets

Dix (10) sujets adultes de sexe masculin âgés entre 21 et 29 ans ($X = 24.9$, $SD = 2.26$) participaient à la phase expérimentale du projet sur une base volontaire. La majorité des sujets étaient des étudiants universitaires. Les sujets choisis devaient être asymptomatiques au niveau des

malaises cervico-brachiaux. Les sujets devaient exécuter deux tâches de manutention (une tâche de déplacement horizontal et une tâche de déplacement horizontal-vertical) pour deux fréquences de mouvement (40 et 60 déplacements/min).

Cinématographie

Les variables cinématiques planaires du segment corporel supérieur droit furent mesurées à l'aide de la cinématographie (pour les deux tâches de manutention). Une cinécaméra (16 mm Locam) à haute vitesse fut placée perpendiculairement au plan sagittal du sujet. La vitesse du film fut de 50 images par seconde (i/s). Les mesures anthropométriques des sujets furent prises au début de l'expérimentation pour les segments suivants: main, avant-bras, bras, tête et cou et le tronc ainsi que la largeur des épaules, la circonférence du bras et de l'avant-bras, le poids et la taille des sujets. Des marqueurs furent installés sur les articulations du poignet, du coude, de l'épaule, de la hanche et du centre de gravité de la tête tel que décrit par Winter (1979). Les paramètres segmentaux corporels tels le poids du segment, la localisation du centre de masse du segment, ainsi que le rayon de gyration du segment furent mesurés directement des données publiées dans Winter (1979) dérivées des études de Dempster (1955). Dans le but de convertir les distances filmées en distances réelles, un grillage comportant cinq

colonnes et trois rangées (25 cm entre les colonnes et les rangées) fut filmé au début et à la fin des séances de cinématographie.

Electromyographie

L'activité musculaire fut enregistrée par des électrodes de surface (Medi-Trace Pellet electrodes) fabriqués d'un alliage chlorure argent/argent et des électrodes intramusculaires. Les paires d'électrodes de surface furent positionnés du côté droit du sujet au-dessus du point moteur des muscles deltoïdes (fibres antérieures et médianes), du muscle trapèze (fibres supérieures), et du muscle grand pectoral (chef claviculaire) à une distance inter-électrode de deux (2.0) cm. Les électrodes intramusculaires furent fabriqués et implantés selon la méthode utilisée par Giroux et Lamontagne (sous presse) pour les muscles sus-épineux et sous-épineux. Un électrode de référence (mise à la terre) fut situé sur une surface osseuse (au niveau de la clavicule) entre les différents muscles et le coeur. La position des électrodes fut préalablement déterminée selon l'emplacement des points moteurs définis par Delagi, Perotto, Iazetti et Morrison (1975).

L'utilisation des électrodes intramusculaires s'avèrait nécessaire pour les muscles sus-épineux et sous-épineux puisque ces muscles sont recouverts par d'autres groupes musculaires (deltoïde et trapèze). L'utilisation d'électrodes de surface pour des muscles profonds n'était pas recomman-

dée puisque les électrodes de surface enregistrent en grande majorité l'activité myoélectrique des muscles superficiels, ce qui cause le phénomène communément appelé effet croisé (Giroux et Lamontagne; 1989).

Le signal électromyographique brut fut amplifié et conditionné à l'aide d'amplificateurs différentiels (filtre passe-bande de 10 à 700Hz). Le signal électromyographique amplifié fut ensuite converti à l'aide d'un système d'acquisition de données relié à un micro-ordinateur (Compaq 386, 16MHz). Le programme informatique d'acquisition de données (BIOAD, développé par Lamontagne, Bradley et Lemaire (1989)) permettait d'échantillonner le signal EMG amplifié à 1000 Hz tout en synchronisant la cinécaméra 16 mm. Une cellule optique émettant une onde infra-rouge fut placée dans le champ expérimental dans le but de synchroniser les différents cycles de manutention à l'intérieur du signal électromyographique. La cellule optique fixée de façon à être perpendiculaire au point initial de déplacement de l'objet, enregistrait le moment précis où l'objet croisait l'onde infra-rouge. Cette synchronisation par lien optique et entre l'EMG et la cinématographie permettait de définir de façon précise les cycles de mouvement à l'intérieur du signal EMG recueilli (voir Figure 3.1).

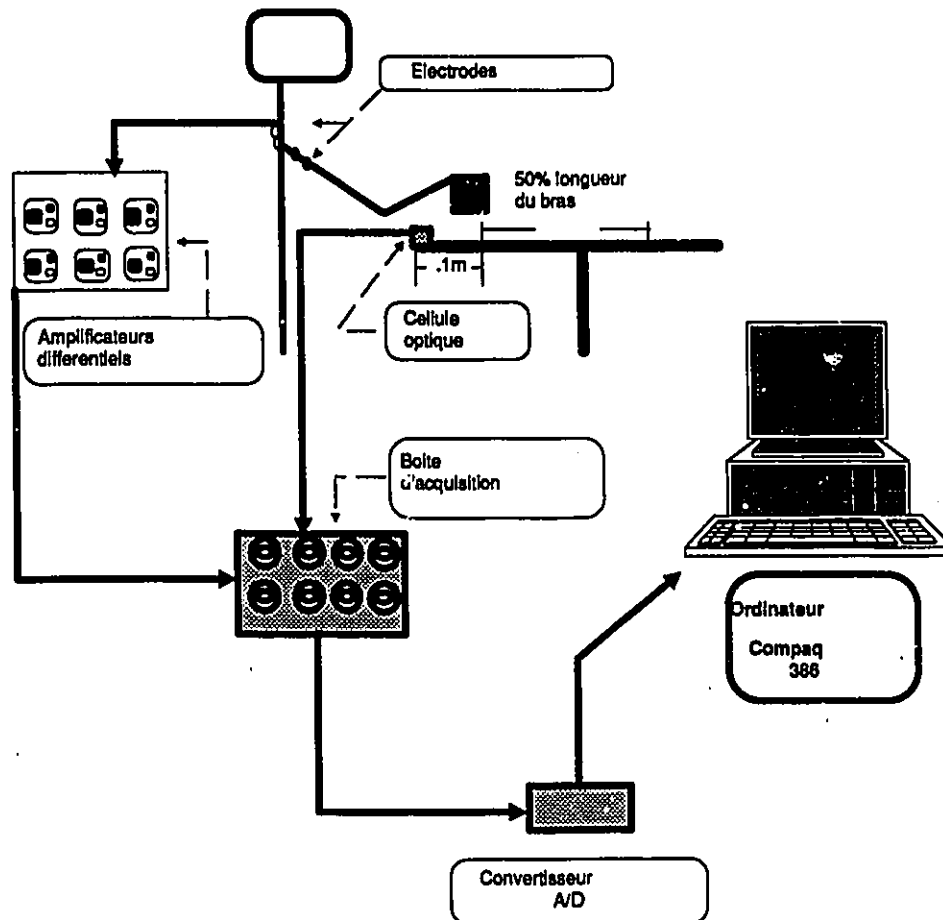


Figure 3.1 Système d'acquisition de l'électromyographie

Validation du modèle biomécanique

Le modèle biomécanique utilisé pour le calcul du moment à l'articulation fut validé à partir d'une tâche de déplacement d'un objet de masse connue (15% CMS) illustré à la figure 3.2 pour une position debout sur

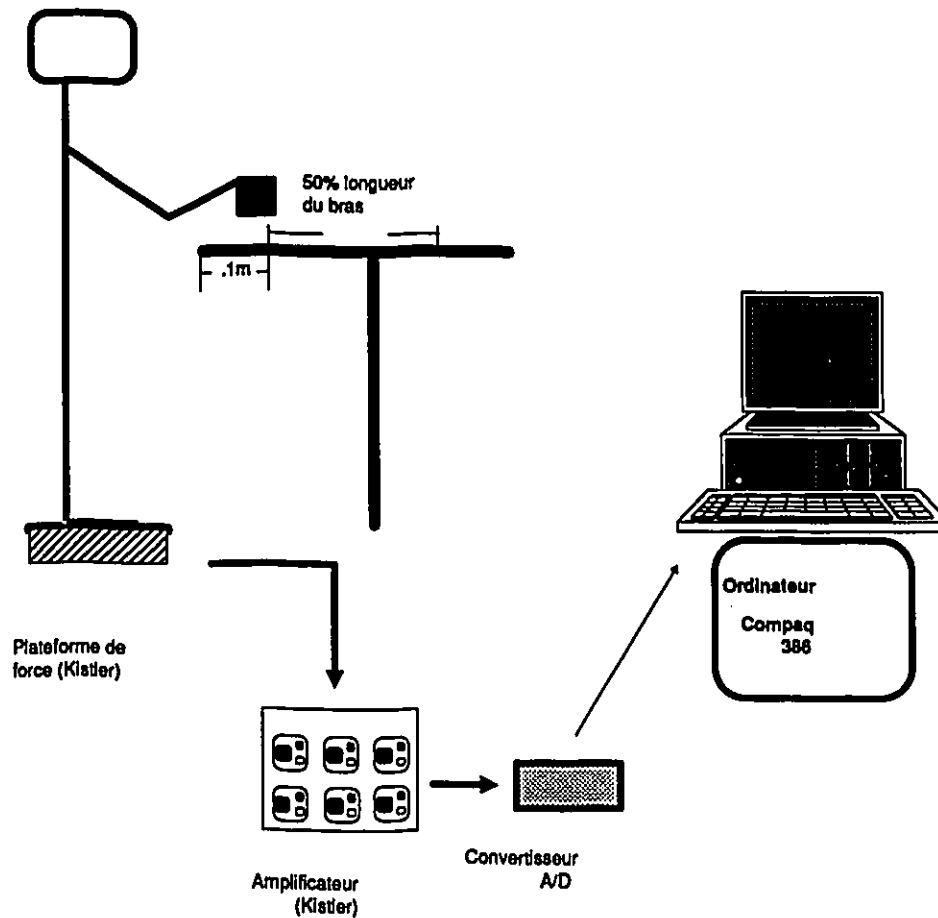


Figure 3.2 Validation du modèle biomécanique

une plateforme de force (Kistler). La table fut préalablement ajustée à la hauteur de la crête iliaque du sujet. Cette hauteur de la table correspond à une hauteur où les travailleurs sur les lignes d'assemblages industrielles peuvent être appelés à travailler (Habes et al.; 1985). Le protocole expérimental de cette validation nécessita l'enregistrement des paramètres cinématiques et cinétiques pour la tâche de déplacement ef-

fectuée par un sujet. Une pause de cinq minutes fut prise entre les trois essais (chacun des trois essais comprenait trois cycles de manutention). La plateforme de force (Kistler) enregistra les forces de réaction dans les trois axes principaux à une fréquence d'échantillonnage de 50 Hz. Le signal de force fut amplifié par des amplificateurs Kistler et ensuite converti par un système d'acquisition de données (BIOAD, Lamontagne, Bradley & Lemaire, 1989) pour être enregistré par le micro-ordinateur (Compaq 386). La plateforme de force était initialement calibrée à partir du poids corporel du sujet.

Le modèle fut donc validé selon la procédure suivante. La procédure permettait une validation par la cinématique utilisant la méthode de calcul de la dynamique inverse pour l'estimation des forces de réaction au sol. Ces forces de réaction estimées furent ensuite comparées avec les forces mesurées par la plateforme de force. L'erreur des moindres carrés (RMS) entre la valeur mesurée et la valeur estimée servait de critère de validation.

Protocole expérimental

Le mouvement analysé consista en des déplacements d'un objet léger à différentes hauteurs et fréquences. Les désordres cervico-brachiaux sont d'ailleurs associés à la manipulation d'objets légers à fréquences rapides (Bergquist-Ullman 1977, Kvarnstrom 1983). L'objet déplacé corre-

spondait à un bloc de forme rectangulaire ayant une masse connue. Le poids de l'objet fut établi à 15% de la charge maximale soulevée (CMS) lors de l'accomplissement de la tâche expérimentale. Le poids maximal de chaque sujet pour la manutention de l'objet fut mesuré au tout début de l'expérimentation à l'aide d'un protocole où le poids soulevé était augmenté de 1.14 kg (2.5 livres) à chaque répétition, et ce, jusqu'à ce que le sujet ne puisse plus effectuer la tâche. Le protocole de la définition du poids maximal était arrêté aussitôt que le sujet utilisait l'aide de son tronc et/ou de sa tête pour déplacer l'objet.

Tel qu'illustré à la figure 3.3, le sujet fut assis sur une chaise devant une table de hauteur de 80 cm. La hauteur de la chaise fut ajustée de façon à ce que la partie antérieure de la crête iliaque du sujet soit au niveau du bord inférieur de la table. Le bloc de masse connue fut initialement déposé sur la table à une distance de 10 cm du bord de la table. Le sujet effectua les différentes tâches de manutention d'une position assise avec le tronc à angle droit (90 degrés) avec les cuisses. Aucun mouvement du tronc et de la tête ne fut permis lors de l'exercice des différentes positions de travail. La tâche du sujet consista à déplacer l'objet à une hauteur et fréquence déterminées soit, un déplacement horizontal et un déplacement horizontal-vertical aux fréquences de 40 déplacements par minute (40/min) et 60 déplacements par minute (60/min).

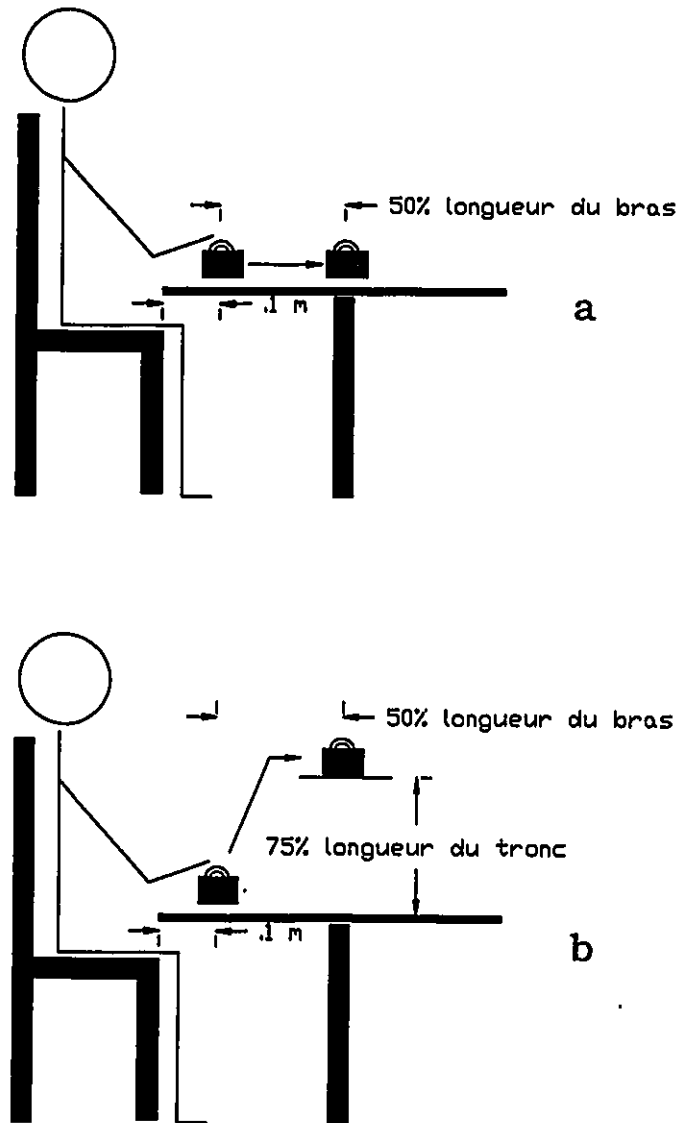


Figure 3.3 Montage expérimental: a) déplacement horizontal
b) déplacement horizontal-vertical

Le rythme des fréquences des déplacements fut donné par un métronome électronique initialement calibré. Un déplacement était alors défini comme le transport de l'objet d'un point initial vers un deuxième point.

Le premier type de déplacement fut un déplacement horizontal dans un plan sagittal. Le sujet avait comme tâche de déplacer l'objet initialement installé à une distance de 10 cm du bord de la table vers un deuxième point, défini par une distance horizontale représentant 50% de la longueur du segment supérieur (bras, avant-bras et main) du sujet, plus loin vers l'avant (vue du plan sagittal). Cette tâche est représentée à la figure 3.3a.

Le deuxième type de déplacement consista en une combinaison d'un déplacement horizontal et vertical. Ce déplacement fut effectué dans un plan sagittal. Le mouvement était de déplacer le bloc initialement sur la table (10 cm du coin de la table) vers un deuxième point situé sur une tablette de distance verticale représentant 75% de la longueur du tronc du sujet et, de distance horizontale représentant 50% de la longueur du segment supérieur du sujet (voir Figure 3.3b). Il est important de noter que la distance parcourue par le centre de gravité du segment supérieur est de 15% plus longue dans l'exécution du déplacement horizontal-vertical.

Le protocole expérimental consista donc à 4 conditions de manutention: soit, des déplacements horizontaux ainsi que des déplacements verticaux et horizontaux et des fréquences de manutention de 40/min et de

60/min. Chaque condition fut constituée d'une minute d'échauffement permettant une adaptation du sujet à la tâche de travail, suivie de la tâche expérimentale et de cinq minutes de repos. Le sujet exécuta la tâche expérimentale pour trois essais dont l'acquisition des données d'ordre cinématographiques et électromyographiques étaient enregistrées pendant trois cycles de manutention. Les sujets exécutèrent les quatre conditions différentes avec un repos de trois minutes entre chaque essais et de cinq minutes entre chaque condition.

Analyse des résultats

L'analyse des résultats de cette étude fut principalement effectuée sur le calcul des moments au niveau de l'articulation de l'épaule et de l'activité myoélectrique enregistrée par les différents muscles influençant cette articulation lors des 4 différentes conditions de travail.

Moment de force et puissance musculaire

Les conditions expérimentales filmées furent numérisées image par images à l'aide d'un numérisateur (Hewlett-Packard 9874A) contrôlé par un micro-ordinateur (Hewlett-Packard 87). Un cycle d'une condition expérimentale fut choisi parmi les trois cycles et ce, pour chacun des trois essais de cette même condition expérimentale. Les données numérisées pour les trois essais de chaque condition furent ensuite transférées au lo-

logiciel Biomech (Université d' Ottawa) sur l'ordinateur central (système Amdahl 480) dans le but de calculer les moments nets et la puissance musculaire induits à l'articulation de l'épaule.

Le moment de force résultant à l'articulation de l'épaule fut calculé à l'aide des équations de mouvement (dynamique inverse) décrites par Robertson (1980).

Le modèle biomécanique pour le calcul des moments de force net articulaire utilise la dynamique inverse pour calculer le moment de force induit à l'articulation de l'épaule. Le moment de force net articulaire fut donc calculé du segment le plus distal au segment le plus proximal. Les paramètres suivants furent connus lors du calcul du moment: la cinématique des segments, l'inertie des segments et les forces externes appliquées aux segments. Le logiciel Biomech fut modifié dans le but de tenir compte de l'objet dans la main lors du calcul des moments nets induits à l'articulation.

Suite au calcul du moment de force, la puissance musculaire mécanique fut calculée à l'aide de l'équation décrite par Winter (1979) et utilisée par le logiciel Biomech. Le calcul de la puissance musculaire mécanique à l'articulation permettait de décrire la puissance positive (contraction concentrique) et la puissance négative (contraction eccentric) des principaux muscles agissant à l'articulation lors des différentes conditions de travail.

Les résultats obtenus furent normalisés selon le pourcentage du cycle de déplacement (100%). Pour les variables cinématiques, la moyenne des trois essais de chaque condition expérimentale fut calculée. Le moment de force moyen et la puissance musculaire moyenne sont représentés graphiquement selon pourcentage du cycle de déplacement pour chaque sujet (n=10). Le moment de force moyen et la puissance musculaire moyenne de l'ensemble des sujets (n=10) sont représentés graphiquement selon le pourcentage du cycle de déplacement. L'erreur des moindres carrés (RMS) du coefficient de variation fut calculée de la façon suivante (modifiée de Yang et Winter; 1982, 1984):

$$CV = (\sqrt{\sum(\sigma^2)}/n)/(\sqrt{\sum(\bar{x}^2)}/n)$$

où n = grandeur de l'échantillon
 σ = écart-type à chaque point
 \bar{x} = moyenne à chaque point

Signal électromyographique

Le signal brut EMG recueilli pour chacun des muscles (n=6) et pour chacun des sujets (n=10) fut converti à un signal rectifié et filtré à l'aide d'un filtre à amortissement critique à une fréquence de coupure de trois Hz (enveloppe linéaire). L'enveloppe linéaire du signal électromyographique de chaque muscle (n=6) fut ensuite normalisée à partir de la contraction maximale volontaire (CMV) et à partir du pourcentage du temps (100%) pour les 9 cycles de chacune des quatre conditions expérimen-

tales (trois cycles recueillis dans chacun des trois essais). La procédure de normalisation du signal EMG par CMV avait pour but de simplifier la comparaison du niveau d'activité musculaire pour chaque muscles et chaque sujets. Un niveau d'activité musculaire de référence fut donc enregistré pour chaque sujet, avant et après l'expérimentation. Ce niveau représenta l'activation maximale des muscles concernés. Ce niveau de référence fut obtenu par l'exécution d'une série de contractions isométriques maximales contre une résistance. Les contractions isométriques furent exécutées pour les mouvements suivants: Adduction du bras à 45 degrés, élévation des épaules, abduction du bras à 45 degrés, élévation du bras à 90 degrés et rotation externe du bras. Le niveau maximum d'activité musculaire pour chaque muscle et chaque sujets fut exprimé comme 100% en terme de référence. Lors de l'expérimentation du projet, l'activité musculaire enregistrée pour chaque muscle fut représentée comme un pourcentage du niveau maximal (% CMV).

L'activité myoélectrique normalisée des différents muscles, enregistrée lors des quatre conditions de travail, permetta d'évaluer la contribution de chacun des muscles investigués face au moment de force induit à l'articulation de l'épaule par les différentes forces externes et d'évaluer le moment précis où les muscles sont actifs.

Analyse statistique

Une analyse statistique fut conduite dans le but d'évaluer les différences entre les quatre conditions expérimentales en terme de moment de force à l'articulation de l'épaule et de l'activité myoélectrique obtenue des six muscles étudiés. Le modèle statistique utilisé fut une analyse de variance (ANOVA) 2x2. Un modèle fut développé avec le moment de force moyen ($n=3$) obtenu de chaque sujets ($n=10$) (variable dépendante). Ce modèle permit d'analyser statistiquement les différentes conditions de travail en termes de charges induites à l'articulation de l'épaule. Un modèle ayant comme variable dépendante l'intégration du signal EMG moyen ($n=6$) de chaque sujets ($n=10$) fut reproduit pour les six différents muscles étudiés lors de cette étude. Ces six modèles statistiques de l'EMG permirent donc de discuter l'effet des différentes conditions de travail sur l'implication des différents muscles étudiés.

BIBLIOGRAPHIE

- Aaras A., Stranden E. (1988). Measurement of Postural Angles during Work. Ergonomics, **31**(6): 935-944.
- Aaras A., Westgaard R.H., Stranden E. (1988). Postural Angles as an Indicator of Postural Load and Muscular Injury in Occupational Work Situation. Ergonomics, **31**(6): 915-933.
- Akinmoyawa N.K (1987). Reducing Repetitive Strain and Back Pain among Bricklayers. Musculoskeletal Disorders at Work, Taylor & Francis, London, 189-193.
- Allander E. (1974). Prevalance, Incidence and Remission of Rheumatic diseases or Syndromes, Scandinavian Journal of Rheumatology, **3**:145-153.
- Antti C. (1977). Relationship Between Time Means of External Load and EMG Amplitude in Long Term Myoelectric Studies. Electromyography and Clinical Neurophysiology, **17**: 45-53.
- Aoyama H., Ohara H., Oze Y., Itani T. (1979). Recent Trends in Research on Occupational Cervicobrachial Disorder. Journal of Human Ergology, **8**: 39-45.

-
- Arborélius U.P., Ekholm J., Németh G., Svensson O., Nisell R. (1986a).
Shoulder Joint Load and Muscular Activity during Lifting. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, **18**: 71-82.
- Arborélius U.P., Ekholm J., Nisell R., Németh G., Svensson O. (1986b).
Shoulder Load during Machine Milking An Electromyographic and Biomechanical Study. Ergonomics, **29**(12): 1591-1607.
- Baidya K.N., Stevenson M.G. (1988). Local Muscle Fatigue in Repetitive Work. Ergonomics, **31**(2): 227-239.
- Bammer G., Blignault I. (1987). A Review of Research on Repetitive Strain Injuries (RSI), Musculoskeletal Disorders at Work, Taylor & Francis, London, 118-123.
- Basmajian J.V. (1977). Anatomie, Somabec Ltée, St-Hyacinthe, Québec.
- Basmajian J.V., De Luca C.J. (1985). Muscles Alive; Their functions Revealed by Electromyography (Fifth edition). Williams & Wilkins, Baltimore.
- Bendix T., Hagberg M. (1984). Trunk Posture and Load on the Trapezius Muscle whilst Sitting at Slopping Desks. Ergonomics, **27**(8): 873-882.
- Bergquist-Ullman M., Larsson, V. (1977). Acute Low Back Pain in Industry: A Controlled Prospective Study with Special Reference to Therapy and Confounding Factors. Acta Orthop. Scand., **170**: 1-117.

- Bjelle A., Hagberg M., Michaelson G. (1981). Occupational and Individual Factors in Acute Shoulder-Neck Disorders among Industrial Workers. British Journal of Industrial Medicine, 38: 356-363.
- Bjorksten M., Jonsson B. (1977). Endurance Limit of Force in Long-Term Intermittent Static Contractions. Scandinavian Journal of work environment & health, 3: 23-27.
- Bjorksten M., Itani T., Jonsson B., Yoshizawa M. (1987). Evaluation of Muscular Load in Shoulder and Forearm Muscles Among Medical Secretaries During Occupational Typing and Some Nonoccupational Activities, In B. Jonsson (Ed.), Biomechanics X-A (p. 35-39), Human Kinetics, Champaign, Il.
- Chaffin D.B., Andersson G.B.J. (1984). Occupational Biomechanics. John Wiley & Sons, New York.
- Clauser C.E., McConville J.T., Young J.W. (1969). Weight Volume and Center of Mass of Segments of the Human Body. AMRL Technical Report, 69-70.
- Delagi E.F., Perotto A., Iazzetti J., Morrison D. (1975). Anatomic Guide for the Electromyographer: The Limbs. Charles C. Thomas publisher, Springfield, Il.

-
- De Luca C.J., Forrest W.J. (1973). Force Analysis of Individual Muscles acting Simultaneously on the Shoulder Joint during Isometric Abduction. Journal of Biomechanics, 6: 385-393.
- Dempster W. (1955). Space Requirements of the Seated Operator. WADC Technical Report, 55-159.
- De Sousa O.M., Furlani J., Vitti M. (1973). Etude Electromyographique du Muscle Sternocléidomastoidéus. Electromyography and Clinical Neurophysiology, 13: 93-106.
- Dul J. (1988). Shoulder Muscle Load during Work with Elevated Arms. In De Groot g., Hollander P.A., Huijting P.A., Van Ingen Schenau G.J. (Ed.), Biomechanics XI-A (p.471-476), Free University Press, Amsterdam.
- Ekholm J., Arborélius U.P., Németh G. (1982). The load on the Lumbosacral Joint and Trunk Muscle Activity during Lifting. Ergonomics, 25(2): 145-161.
- Ekholm J., Schuldt K., Harms-Ringdahl K., Arborélius U.P., Németh G. (1987). Effects of Different Sitting Postures Upon the Level of Neck and Shoulder Muscular Activity During Work Movements. In B. Jonsson (Ed.), Biomechanics X-A (p. 29-33), Human Kinetics, Champaign, IL.

-
- Freivalds A., Chaffin D.B., Garg A., Lee K.S. (1984). A Dynamic Biomechanical Evaluation of Lifting Maximum Acceptable Loads. Journal of Biomechanics, 17(4): 251-262.
- Ger R., Abrahams P. (1986). Essentials of Clinical Anatomy, Pitman Publishing Limited, London.
- Giroux B., Lamontagne M. (sous presse). Comparison Between Surface and Intramuscular Wire Electrodes in Isometric and Dynamic Conditions. accepté pour publication dans Electromyography and Clinical Neurophysiology.
- Habes D., Carlson W., Badger D. (1985). Muscle Fatigue Associated with Repetitive Arm Lifts: Effects of Height, Weight and Reach. Ergonomics, 28(2): 471-488.
- Hagberg M. (1981a). Electromyographic Signs of Shoulder Muscular Fatigue in Two Elevated Arm Positions. American Journal of Physical Medicine, 60(3): 111-121.
- Hagberg M. (1981b). Work Load and Fatigue in Repetitive Arm Elevations. Ergonomics, 24: 543-555.
- Hagberg M. (1982). Local Shoulder Muscular Strain-symptoms and Disorders. Journal of Human Ergology, 11: 99-108.

-
- Hagberg M., Kvarnstrom S. (1984). Muscular Endurance and Electromyographic Fatigue in Myofascial Shoulder Pain. Archives of Physical Medical Rehabilitation, 65: 522-525.
- Harms-Ringdahl K. (1986a). On Assessment of Shoulder Exercise and Load-Elicited Pain in the Cervical Spine. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, Suppl. 14: 1-40.
- Harms-Ringdahl K., Ekholm J. (1986b). Intensity and Character of Pain and Muscular Activity Levels Elicited by Maintained Extreme Flexion Position of the Lower-Cervical-Upper-Thoracic Spine. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 18: 117-126.
- Harms-Ringdahl K., Ekholm J., Schuldt K., Németh G., Arborélius U.P. (1986c). Load Moments and Myoelectric Activity when the Cervical Spine is Held in Full Flexion and Extension. Ergonomics, 29(12): 1539-1552.
- Harms-Ringdahl K., Ekholm J. (1987). Influence of Arm Position on Neck Muscular Activity Levels During Flexion-Extension Movements of the Cervical Spine. In B. Jonsson (Ed.), Biomechanics X-A (p. 249-254), Human Kinetics, Champaign, IL.
- Hay J.G. (1973). The Center of Gravity of the Human Body. Kinesiology III, American Association for Health, Physical Education, and Recreation, Washington, 20-44.

-
- Herberts P., Kadefors R., Broman H. (1980). Arm Positioning in Manual Tasks. An Electromyographic Study of Localized Muscle Fatigue. Ergonomics, 23(7): 655-665.
- Herberts P., Kadefors R., Hogfors C., Sigholm G. (1984). Shoulder Pain and Heavy Manual Labor. Clinical Orthopaedics and Related Research, 191: 166-178.
- Howell S.M., Imobersteg M., Seger D.H., Marone P.J. (1986). Clarification of the Role of the Supraspinatus Muscle in Shoulder Flexion. The Journal of Bone and Joint Surgery, 68-A(3): 398-404.
- Huang J., Ono Y., Shibata E., Takeuchi Y., Hisanaga N. (1988). Occupational Musculoskeletal Disorders in Lunch Centre Workers. Ergonomics, 31(1): 65-75.
- Jonsson B. (1978). Quantitative Electromyographic Evaluation of Muscular Load during Work. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, Suppl. 6, 69-74.
- Jonsson B., Hagberg M., Sima S. (1981). Vocational Electromyography in Shoulder Muscles in an Electronic Plant, in Morecki A., Fidelus K., Kedzior K. & Wit A. (ed.), Biomechanics VII-B, University Park Press, Warsawa, 10-15.

- Jonsson B. (1982). Measurement and Evaluation of Local Muscular Strain in the Shoulder during Constrained Work. Journal of Human Ergology, 11: 73-88.
- Kadefors R., Petersén I., Herberts P. (1976). Muscular Reaction to Welding Work: An electromyographic Investigation. Ergonomics, 19(5): 543-558.
- Kapandji I.A. (1972). Physiologie Articulaire Fascicule III: Tronc et Rachis. Maloine S.A. éditeur, Paris.
- Kompier M., DeVries M., VanNoord F., Mulders H., Meijman T., Boersen J. (1987). Physical Work Environment in Musculoskeletal Disorders in the Busdriver's Profession. Musculoskeletal Disorders at Work. Taylor & Francis, London, 17-22.
- Kvarnstrom S. (1983). Occurrence of Musculoskeletal Disorders in a Manufacturing Industry with special Attention to Occupational Shoulder Disorders. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine (Suppl.), 8: 1-114.
- Lamontagne M., Bradley D.C., Lemaire E.D. (1989). Data Acquisition and Analysis System on Micro Computer for Biomechanical Studies. XII International Congress of Biomechanics, Los Angeles, June 1989.

-
- Less M., Eickelberg W.W.B. (1976). Forces Changes in Neck Vertebrae and Muscles. In Komi P. (ed.), Biomechanics V-A. University Park Press, Baltimore, 530-536.
- Lind A.R., Petrofsky J.S. (1979). Amplitude of the Surface Electromyogram during Fatiguing Isometric Contractions. Muscle & Nerve, 2: 257-264.
- Lindstrom L., Kadefors R., Petersén I. (1977). An Electromyographic Index for Localized Muscle Fatigue. Journal of Applied Physiology, 43(4): 750-754.
- Maeda K. (1977). Occupational Cervicobrachial Disorder and its Causative Factors. Journal of Human Ergology, 6:193.
- Maeda K., Hunting W., Grandjean E. (1982). Factor Analysis of Localized Fatigue Complaints of Accounting-machine Operators. Journal of Human Ergology, 11: 37-43.
- Malmqvist R., Ekholm I., Lindstrom L., Petersén I., Ortengren R., Bjuro T., Herberts P., Kadefors R. (1981). Measurement of Localized Muscle Fatigue in Building Work. Ergonomics, 24(9): 695-709.
- Matsen F.A. (1980). Biomechanics of the Shoulder, in: Frankel V.H., Nordin M., Basic biomechanics of the skeletal system. Lea & Febigar, Philadelphia, 221-242.

- McPhee B. (1982). Deficiencies in the Ergonomic Design of Keyboard Work and Upper Limb and Neck Disorders in Operators. Journal of Human Ergology, 11: 31-36.
- Miyake S., Himeno J., Hosokawa M. (1982). Clinical Features of Occupational Cervicobrachial Disorder (OCD). Journal of Human Ergology, 11: 109-117.
- Nagra T., Suzuki J., Oze Y., Ohara H., Aoyama H. (1981). Cervicobrachial and Low-back Disorders among School Lunch Workers and Nursery-school Teachers in Comparison with Cash-register Operators. Journal of Human Ergology, 10: 117-124.
- Nakaseko M., Tokunaga R., Hosokawa M. (1982). History of Occupational Cervicobrachial Disorder in Japan, Journal of Human Ergology, 11: 7-16.
- Németh G., Ekholm J., Arborélius U.P. (1984). Hip Load Moments and Muscular Activity during Lifting, Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 16: 103-111.
- Ohara H., Itani T., Aoyama H. (1982). Prevalance of Occupational Cervicobrachial Disorder among Different Occupational Groups in Japan. Journal of Human Ergology, 11: 55-63.

-
- Onishi N., Sakai K., Kogi K. (1982). Arm and Shoulder Muscle Load in Various Keyboard Operating Jobs of Women. Journal of Human Ergology, 11: 89-97.
- Peat M. (1986). Functional Anatomy of the Shoulder Complex. Physical Therapy, 66(12):1855-1865.
- Perry J., Bekey G.A. (1981). EMG-Force Relationships in Skeletal Muscle. CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering. 7: 1-22.
- Rau G., Radl G.W. (1981). Application of Surface EMGs as an Indicator of Muscular Strain during Electrical Welding, in Morecki A., Fidelus K., Kedzior K. & Wit A. (ed.), Biomechanics VII-B. University Park Press, Warsaw, 3-9.
- Robertson D.G.E. (1980). Estimation of Net Joint Forces and Moments of Human Walking from Kinematics and Body Segment Parameters. Unpublished Ph.D. thesis. University of Waterloo.
- Rouvière H. (1974)é Anatomie Humaine; Tome premier: Tête et Cou, Masson et Cie éditeurs, Paris.
- Schuldt K., Ekholm J., Harms-Ringdahl K., Arborélius U.P., Németh G. (1987). Neck and Shoulder Muscular Activity During Arm Movements at Work in Various Sitting Postures, With and Without Ergonomic Aids. In B. Jonsson (Ed.), Biomechanics X-A (p. 53-58). Human Kinetics, Champaign, Il.

-
- Schuldt K., Ekholm J., Harms-Ringdahl K., Németh G., Arborélius U.P.
(1986a). Effects of Arm Suspension on Neck and Shoulder Muscle Activity during Sedentary Work, Scandinavian Journal Of Rehabilitation Medicine, 19: 77-84.
- Schuldt K., Ekholm J., Harms-Ringdahl K., Németh G., Arborélius P.
(1986b). Effects of Changes in Sitting Work Posture on Static Neck and Shoulder Muscle Activity, Ergonomics, 29(12): 1525-1537.
- Schultz A., Andersson G., Ortengren R., Haderspeck K., Nachemson A.
(1982). Loads on the Lumbar Spine. The Journal of Bone and Joint Surgery, 64A(5): 713-720.
- Sicard C., Gagnon M. (1983). Evaluation des charges sur la Colonne Lombaire avec des Techniques d'analyse du Mouvement et un Modèle Statique Planaire., Rapport technique EP-84-R-14, Ecole Polytechnique de Montréal.
- Sigholm G., Herberts P., Almstrom C., Kadefors R. (1984).
Electromyographic Analysis of Shoulder Muscle Load. Journal of Orthopaedic Research, 1: 379-386.
- Spence A.P., Mason A.B. (1983). Anatomie et Physiologie: une Approche Intégrée. Editions du renouveau pédagogique inc., Montréal.

- Spitzer W. (1986). Rapport du Groupe de Travail Québécois sur les Aspects Cliniques des Affections Vertébrales chez les Travailleurs, Institut de recherche en santé et sécurité au travail du Québec.
- Suurkula J., Hagg G. (1987). Relations Between Shoulder/Neck Disorders and EMG Zero Crossing Shifts in Female Assembly Workers using the Test Contraction Method. *Ergonomics*, 30(11): 1553-1564.
- Svensson O.K., Arborélius U.P., Ekholm J. (1987). Relative Mechanical Load on Shoulder and Elbow Muscles in Standing Position when Handling Materials Manually. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 19: 169-178.
- Vitti M., Fujiwara M., Basmajian J.V., Iida M. (1973). Integrated Roles of Longus Colli and Sternocleidomastoid Muscles: An Electromyographic Study. *Anatomy Records*, 177: 485-502.
- Westerling D., Jonsson, B.G. (1980). Pain from the Neck-Shoulder Region and Sick Leave. *Scandinavian Journal of Sociologic Medicine*, 8:131-136.
- Williams M., Lissner H. (1962). *Biomechanics of Human Motion*, Toronto.

-
- Winkel J., Ekblom B., Tillberg B. (1983). Ergonomic and Mechanical Factors in Shoulder/Arm Pain among Cabin Attendants as a Basis for Job Redesign, In H. Matsui and K. Kobayashi (Ed.), Biomechanics VIII-A (p. 567-573), Human Kinetics, Champaign, IL.
- Winter D.A. (1979). Biomechanics of Human Movement. John Wiley & Sons, New York.
- Yang J.F., Winter D.A. (1982). The Effect of EMG Normalization Methods on Intersubject Variability. Proceedings of the second Biannual Conference of the Canadian Society for Biomechanics (CSB), Kingston, Canada.
- Yang J.F., Winter D.A. (1984). Electromyographic Amplitude Normalization Methods: Improving their Sensitivity as Diagnostic Tools in Gait Analysis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 65: 517-521.
- Zettergren S., A.E. Jorgen, Eklund, Per Odenrick (1987). Evaluation of Work Postures, Musculoskeletal Disorders at Work, Taylor & Francis, London, 62-67.

APPENDIX B

**Faculty of Health Science
School of Human Kinetics
Department of Kinanthropology**

**Consent to a Biomechanical and Electromyographical Analysis
of Weight Displacement at Different Heights and Frequencies**

INVESTIGATOR: BENOIT GIROUX

Name of volunteer: _____ Date: _____

I UNDERSTAND the terms of my participation in this study including the procedures to be used and the possible risks involved, and agree to participate as a volunteer.

I AM FREE TO WITHDRAW this consent and to discontinue my participation at any time without penalty or discrimination.

MY PRIVACY will be protected in the following manner:

All research data obtained about me during the course of the study will be kept confidential and accessible only to the principal investigator and assistants on the project.

Should the study be published, my identity will not be released.

Information about the study:

The purpose of this study is to examine how the effect of height and frequency of a known weight displacement will influence kinematic and electromyographic parameters.

One session of two hours will be required for the experimentation.

The only discomforts or inconveniences expected are: the application of surface electrodes (rubbing the skin with alcohol, and shaving it), and the insertion of intramuscular wire electrodes.

The procedure to be follow is discussed on the next page.

Signature of volunteer and date: _____

Signature of witness: _____

PROCEDURE

Prior to the experimentation, skin landmarks will be affixed to the upper body joints and disposable surface electrodes will be placed over the motor points of the anterior deltoid, the middle deltoid, the trapezius, and the pectoralis major muscle. Intramuscular wire electrodes will be inserted in the motor points of the infraspinatus and supraspinatus muscle. Various body dimensions, such as, height, weight, and the lengths and circumference of body parts (neck, forearm, arm, hand, and trunk) will be measured. The maximum weight in each experimental condition will be measured by an one repetition procedure with an increment weight of 2.5 pounds (1.14 kg). The experiment will consist of a weight displacement (15% maximum) in a combination of 2 tasks (horizontal, and horizontal-vertical) and two displacement frequencies (40 displacements/min, and 60 displacements/min). At each experimental condition, the upper body motion will be filmed and the EMG activity will be recorded. Each condition will take approximately two minutes since there are four conditions each subjects will be asked to moderately exercise for approximately 12 minutes intermittently for the entire experiment. You may be asked to remove some clothing to affixed the body markers as well as the EMG electrodes. You may refuse to take off your clothing or to perform the movements that the experimenter requests without penalty or discrimination.

In signing this consent form you acknowledge that you have read and understood the above statements. You enter the biomechanical investigation willingly and you may withdraw AT ANY TIME without penalty or discrimination.

Signature of volunteer and date: _____

Signature of witness: _____

**Faculté des Sciences de la Santé
Ecole des Sciences de l'activité Physique
Département de Kinanthropologie**

**Consentement pour la Participation à une Etude Biomécanique et Musculaire
de la Région du Cou et des Epaules pour Différentes Tâches de Manutention**

CHERCHEUR: BENOIT GIROUX

Nom du volontaire: _____ Date: _____

JE COMPREND BIEN les implications demandées pour ma participation à cette étude, en particulier, le protocole expérimental et les risques possibles. Je participe à cette étude biomécanique comme volontaire de mon plein gré.

JE PEUT ME RETIRER de cette étude en tout temps sans aucune discrimination ou pénalité.

MA CONFIDENTIALITE sera protégée de la façon suivante:

Les données obtenues au cours de ce projet de recherche seront gardées confidentielles et ne seront qu'accessibles par les chercheurs impliqués dans cette étude.

Advenant que les résultats de l'étude soient publiés, aucune identité ne sera dévoilée.

Informations générales sur l'étude:

Le but de ce projet est d'évaluer l'effet de la hauteur et de la fréquence de déplacement d'un objet de poids connu à l'aide des paramètres cinématiques et électromyographiques.

Une session expérimentale de deux heures est requise de la part du volontaire.

Les seuls inconforts et inconvénients soupçonnés sont le positionnement des électrodes de surface (frottement de la peau avec de l'alcool et rasage de la partie frottée) et l'insertion des électrodes intramusculaire.

Le protocole expérimental vous est présenté à la page suivante.

Signature du volontaire et date: _____

Signature du témoin: _____

PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Au début de la séance expérimentale, des marqueurs corporels seront placés sur les articulations des membres supérieurs et, des électrodes de surface seront posés au-dessus du point moteur du deltoïde antérieur, du deltoïde médial, du trapèze et, du grand pectoral. Des électrodes intramusculaires seront implantés au niveau du point moteur du sus-épineux et du sous-épineux. Les mesures anthropométriques, telles la grandeur, le poids corporel et la longueur et la circonférence des segments supérieurs (cou, avant-bras, bras, main et tronc) seront prises. La charge maximale soulevée (CMS) lors des tâches expérimentales de manutention sera mesurée par un protocole à une répétition maximale augmentant de 2.5 livres par répétition. Le protocole expérimental est constitué du déplacement d'un objet (15% CMS) selon quatre conditions expérimentales basées selon la tâche de déplacement (horizontal, horizontal-vertical) et la fréquence de déplacement (40 déplacements/min et 60 déplacements/min). Le mouvement effectué à chaque condition expérimentale sera filmé et l'activité myoélectrique sera enregistrée. Chaque condition expérimentale durera environ deux minutes, ce qui implique une charge de travail modérée d'environ 12 minutes (travail intermittent) pour l'ensemble des quatre conditions expérimentales. Il est probable qu'il vous soit demandé d'enlever certains vêtements dans le but de rendre visible les marqueurs corporels. Vous pouvez refuser d'enlever ces vêtements sans aucune pénalité ou discrimination.

En signant cette formule de consentement, vous affirmez avoir lu et bien compris les lignes précédentes. Vous participez à cette étude biomécanique de votre plein gré et vous pouvez refuser de participer à l'une des phases expérimentales et/ou vous retirer complètement de l'étude **EN TOUT TEMPS** sans aucune discrimination ou pénalité.

Signature du volontaire et date: _____

Signature du témoin: _____