

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉTUDE COMPARATIVE
DES MODÈLES D'ALLOCATION DE REPOS
POUR LE TRAVAIL STATIQUE

KHALID EL AHRACHE
DÉPARTEMENT DE MATHÉMATIQUES ET DE GÉNIE INDUSTRIEL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE INDUSTRIEL)

AVRIL 2005



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 0-494-01318-4

Our file Notre référence

ISBN: 0-494-01318-4

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

ÉTUDE COMPARATIVE
DES MODÈLES D'ALLOCATION DE REPOS
POUR LE TRAVAIL STATIQUE

présenté par: EL AHRACHE Khalid

en vue de l'obtention du diplôme de: Maîtrise ès sciences appliquées
a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de:

M. ROBERT Jean-Marc, Doctorat, président

M. IMBEAU Daniel, Ph.D., membre et directeur de recherche

Mme NASTASIA Iualiana, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier mon directeur de recherche, Monsieur Daniel Imbeau, pour le soutien et les encouragements qu'il m'a fournis tout au long de ce projet.

Je désire ensuite remercier tous les membres de la Chaire de Recherche du Canada en Ergonomie pour leur aide et leur soutien. En particulier, je remercie Monsieur Bruno Farbos pour ses commentaires tout au long de la rédaction de ce mémoire.

Finalement un grand merci à ma famille du deux côtés de l'océan pour l'intérêt qu'ils ont continué à porter à mes études jusqu'à aujourd'hui.

RÉSUMÉ

Cette étude est menée par la Chaire de Recherche du Canada en Ergonomie, afin de contribuer à l'avancement des connaissances ergonomiques sur les troubles musculo-squelettiques. Un des aspects de ces connaissances concerne l'organisation du travail, plus particulièrement la gestion temporelle de la fatigue dans le cas du travail statique et statique intermittent.

Le maintien des postures statiques (avec ou sans charge) entraîne fatigue et douleur au système musculo-squelettique. Pour éviter les effets de la fatigue, des allocations de repos suffisantes et bien réparties sont recommandées. L'insuffisance des périodes de récupérations représenterait un facteur de risque aux troubles musculo-squelettiques. De plus, la fatigue peut engendrer une baisse de vigilance qui peut être à l'origine de situations dangereuses et des erreurs affectant en même temps la sécurité et la qualité du travail.

L'étude a pour but de (d'):

- produire un état de la question des allocations de repos pour le travail statique;
- effectuer des comparaisons entre différents modèles qui traitent du sujet;
- proposer une méthodologie pour la détermination des allocations de repos pour le travail statique.

Étant donné que la plupart des modèles d'allocation de repos sont basés sur le temps maximum d'endurance (TME), nous avons analysé les modèles de TME.

Les résultats de cette analyse montrent que (qu') :

- il y a une grande variabilité du TME par rapport aux groupes musculaires pour la même valeur du pourcentage de la contraction maximale volontaire (%CMV);

- la variabilité interindividuelle est un facteur important pour la détermination du TME pour les tâches statiques et;
- l'hypothèse de Rohmert (1960), selon laquelle une force représentant moins de 15%CMV peut être maintenue sans fatigue, est discutable. Pour plus de la moitié des modèles de TME étudiés, un %CMV inférieur à 15% peut engendrer une fatigue.

Ainsi, nous proposons une nouvelle méthode de détermination du TME basée sur une approche par centile et qui tient compte de la variabilité entre les groupes musculaires et des faibles %CMV. Les valeurs de TME obtenues par cette méthode sont ensuite utilisées dans la procédure d'évaluation des allocations de repos.

La comparaison générale entre quatre modèles d'allocation de repos (Rohmert 1973a, Rose et al. 1992, Bystrom et Fransson-Hall. 1994 et Milner 1985) montre qu'il y a des différences significatives entre les temps de repos recommandés par ces modèles. Ces différences dépendent de deux paramètres soit le pourcentage de la contraction maximale volontaire (%CMV) et le temps de maintien exprimé en pourcentage par rapport au TME (%TME). Des zones d'applicabilité des quatre modèles d'allocation de repos ont été ainsi fixées en fonction de ces deux paramètres.

Ces différences entre les modèles ont été confirmées par une étude de cas réalisée sur sept postes de travail dans trois industries : quatre cas en imprimerie; un cas en industrie automobile et deux cas en pépinière. Deux méthodes ont été mises en application pour l'évaluation des allocations de repos : la méthode d'évaluation générale des allocations de repos (MEGAR) et la méthode d'évaluation par groupe musculaire des allocations de repos (MEMAR). Les recommandations des quatre modèles ont été aussi comparées aux recommandations de la norme EN1005-3.

Les résultats de l'étude de cas montrent que :

- pour la plupart des postes de travail évalués, la fatigue au niveau de l'épaule est déterminante pour l'allocation de repos;

- la MEMAR donne des allocations de repos différentes de celles données par la MEGAR;
- les deux méthodes MEGAR et MEMAR ont pratiquement le même temps de mise en application. Ceci suppose l'élaboration préalable de l'outil informatique de traitement des données. Pour plus de précision, il vaut mieux appliquer la méthode par groupe musculaire;
- la norme EN1005-3 recommande beaucoup plus de repos que les autres modèles.

ABSTRACT

This study was undertaken by the Canada Research Chair in Ergonomics, in order to contribute to the advance in knowledge on Ergonomics and on musculoskeletal disorders, in particular it comes to the organization of work in terms of temporal management of fatigue for static work.

The maintenance of the static postures (with or without load) involves fatigue and pain in the musculoskeletal system. To avoid the effects of tiredness, the allowances of sufficient and distributed well rest are recommended. Insufficient of the periods of recovery represent a factor to the development of musculoskeletal disorders. Moreover, fatigue can generate a fall of vigilance which can originate dangerous situations and errors affecting the same time safety and quality of work.

Thus, the objectives of the study are the following:

- to produce a literature review of the rest allowances for static work,
- to carry out comparisons between various models which cover the subject,
- to propose a methodology for the assessment of the rest allowances necessary to avoid excessive tiredness.

Since the majority of the models of rest allowances are based on the maximum endurance time (MET), we analyzed the existing models based on MET. The results of this analysis showed that:

- there is a great variability of MET, comparing muscular groups, of the same value of percentage of maximum voluntary contraction (%MVC).
- The variability between individuals in endurance capacity must be undertaken for MET determination,
- Rohmert (1960) assumption that a force less than 15%MVC can be maintained without fatigue is debatable. For more than half of the MET models studied, a %MVC lower than 15% can generate fatigue.

Thus, we propose a new method of determination of the MET based on a percentile approach and which takes into account the variability between the muscular groups and the low %MVCs.

The general comparison between four models of rest allowances shows that there are significant differences between the rest periods recommended by these models. These differences depend on two parameters: the percentage of the maximum voluntary contraction and holding time. The areas of application of the four models of allowance of rest were thus fixed according to these two parameters. The differences between the models were confirmed by a case study carried out over on seven working stations in three industries: four cases in the printing industry; a case in automobile industry and two cases in tree nursery. Two methods of evaluation of the rest allowances were applied: a general evaluation of rest allowances method and another based on the evaluation muscular groups.

The results obtained by this case study are the following:

- in the majority of the cases, the shoulder fatigue is determining for the rests allowance,
- there are differences between the general and by muscular group methods,
- the two methods require practically the same time of implementation. This has implications for the preliminary development of a data-processing tool. In terms of accuracy, it is better to apply the method muscle by muscle and
- the standard EN1005-3 recommends much more rest than the other models.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT	VIII
LISTE DES TABLEAUX.....	XIII
LISTE DES FIGURES	XV
LISTE DES ABRÉVIATIONS	XVII
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION	1
1.1. Problématique	2
1.2. Structure du mémoire.....	4
CHAPITRE 2 : LES MODÈLES DE TEMPS MAXIMUM D'ENDURANCE	6
2.1. État de la question.....	6
2.1.1. Méthodes expérimentales et construction des modèles.....	7
2.1.2. Force limite	7
2.1.3. Variabilité selon le groupe musculaire et la posture	8
2.1.4. Variabilité interindividuelle	8
2.2. Recommandations basées sur le TME.....	9
2.3. Classification des modèles de temps maximum d'endurance	11
2.3.1. Modèles généraux	14
2.3.2. Modèles dédiés.....	17
2.3.2.1. Modèles pour l'épaule	17

2.3.2.2.	Modèles pour le coude	22
2.3.2.3.	Modèles pour le dos et la hanche	23
2.3.2.4.	Modèles pour les membres inférieurs	25
2.3.2.5.	Situations particulières.....	25
2.4.	Détermination du temps maximum d'endurance par groupe musculaire :	
	approche par centile	27
2.4.1.	Méthodologie	27
2.4.2.	Résultats	30
2.4.2.1.	Analyse comparative.....	30
2.4.2.2.	Analyse de la variance	34
2.4.3.	Détermination de la valeur centile du temps maximum d'endurance	37
CHAPITRE 3 :	COMPARAISON DES MODÈLES D'ALLOCATION DE REPOS	
POUR LE TRAVAIL STATIQUE	40	
3.1.	État de la question.....	40
3.2.	Présentation des modèles d'allocation de repos pour le travail statique ..	42
3.2.1.	Modèle de Rohmert (1973a)	42
3.2.2.	Modèle de Milner (1985)	43
3.2.3.	Modèle de Rose et al. (1992)	45
3.2.4.	Modèle de Bystrom et Fransson-Hall (1994)	46
3.2.5.	Norme EN1005-3 (2002)	48
3.3.	Comparaison générale des modèles d'allocation de repos	49
CHAPITRE 4 :	ÉTUDE DE CAS	54
4.1.	Méthodologie	54
4.1.1.	Postes étudiés	56
4.1.2.	Analyse vidéo.....	58
4.1.3.	Analyse biomécanique	61
4.1.4.	Évaluation des allocations de repos	64
4.1.4.1.	Calcul des allocations de repos recommandées par les modèles	64

4.1.4.2.	Utilisation de la norme EN1005-3	68
4.1.4.3.	Évaluation des allocations de repos et comparaison des modèles	70
4.2.	Résultats de l'étude de cas.....	71
4.2.1.	Analyse vidéo et analyse biomécanique.....	71
4.2.2.	Évaluation des allocations de repos	73
4.2.3.	Comparaison des méthodes MEGAR et MEMAR.....	74
CHAPITRE 5 :	DISCUSSION.....	78
5.1.	Modèles de TME	78
5.1.1.	Construction du modèle de TME	78
5.1.2.	Variabilité du TME selon le groupe musculaire	80
5.1.3.	Approche par centile	81
5.2.	Allocation de repos.....	83
CHAPITRE 6 :	CONCLUSION	91
6.1.	Contribution à l'avancement des connaissances et portée pratique	91
6.2.	Limites et contraintes.....	93
6.3.	Avenues de recherche	94
RÉFÉRENCES.....		96

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1: Liste des modèles de TME.....	12
Tableau 2.2: Modèles généraux de TME	14
Tableau 2.3: Modèles de TME dédiés aux membres supérieurs.....	18
Tableau 2.4: Caractéristiques des sujets de l'étude de Mathiassen et Ahsberg (1999)....	20
Tableau 2.5: Intervalles de confiance à 95% du TME d'après l'étude de Mathiassen et Ahsberg (1999).....	21
Tableau 2.6: Modèles de TME dédiés au dos et à la hanche.	24
Tableau 2.7: Modèles utilisés pour le calcul des moyennes et écart-types du TME	28
Tableau 2.8: Moyennes des TME par catégorie de modèles	31
Tableau 2.9: Moyennes, écarts types et coefficients de variation des TME	33
Tableau 2.10: Analyse de la variance des moyennes de TME des modèles	35
Tableau 2.11: Analyse de la variance du TME des membres supérieurs vs les modèles pour le dos/hanche et les modèles généraux	36
Tableau 2.12: Valeurs centiles du TME (min).....	38
Tableau 3.1: Définitions des notions reliées à la récupération selon Rohmert (1973a)...	42
Tableau 3.2: Critères de la fatigue utilisés par Bystrom et Fransson-Hall (1994).....	47
Tableau 3.3: Comparaison des AR de quatre modèles	51
Tableau 4.1: Description des tâches exécutées aux postes 1 et 2.....	56
Tableau 4.2: Description des tâches exécutées aux postes 3, 4 et 5.....	57
Tableau 4.3: Description des tâches exécutées aux postes 6 et 7.....	58
Tableau 4.4: Les durées des séquences vidéo des postes étudiés	59
Tableau 4.5: Données temporelles du poste fictif.....	61
Tableau 4.6: Données sur les %CMV des tâches du poste fictif	63
Tableau 4.7: %CMV généraux des tâches élémentaires du poste fictif.....	65
Tableau 4.8: Calcul du $TME_{15\%}$ du poste fictif	65
Tableau 4.9: Allocations de repos pour le poste fictif selon la MEGAR.....	66

Tableau 4.10: Temps de repos recommandés pour le poste fictif (MEMAR)	67
Tableau 4.11: Allocations de repos pour le poste fictif selon la MEMAR	68
Tableau 4.12: %CMV acceptable pour le poste fictif selon la norme EN1005-3	69
Tableau 4.13: Le %CMV acceptable selon la norme EN1005-3 pour différentes fréquences des actions du poste fictif.....	69
Tableau 4.14: Allocations de repos selon les deux méthodes pour le poste fictif	70
Tableau 4.15: Tâches élémentaires des sept postes	71
Tableau 4.16: Données temporelles des sept postes étudiés	72
Tableau 4.17: %CMV 15 ^{ème} centile par tâche élémentaire	73
Tableau 4.18: Récapitulatif des résultats de la MEGAR	75
Tableau 4.19: Récapitulatif des résultats de la MEMAR.....	76
Tableau 4.20: Allocations de repos par MEMAR par rapport à MEGAR.....	77
Tableau 5.1: Moyennes et écarts-types du TME de l'étude de Van Dieen et Oude Vrielink (1994) en comparaison avec la présente étude	80
Tableau 5.2: TME moyen et TME 15 ^{ème} centile (en minutes) de la présente étude et de l'étude de Mathiassen et Ahsberg 1999	82
Tableau 5.3: Recommandations de la norme EN1005-3 en fonction des multiplicateurs pour le risque et la durée cumulée.....	86
Tableau 5.4: Allocations de repos suggérées en fonction du niveau d'effort et de la durée de maintien	90

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1: Classification de 19 postures d'après Miedema et al. (1997).....	9
Figure 2.2: Les modèles de TME en fonction du %CMV selon le groupe musculaire ...	13
Figure 2.3: Les postures de l'étude de Rohmert et al. (1986).....	19
Figure 2.4: Exemple de posture usuelle (état debout avec les membres supérieurs légèrement décalés par rapport à la position de la posture neutre.....)	26
Figure 2.5: Exemple de posture contraignante : soulever une charge avec le dos complètement penché vers l'avant	26
Figure 2.6: Temps maximum moyen en fonction du %CMV pour différents catégories de modèles.....	32
Figure 2.7: Les coefficients de variation des TME par catégorie de modèle pour différents %CMV	33
Figure 2.8: Les courbes de TME en fonction du %CMV obtenues par les modèles de TME. La courbe en trait pointillé représente la courbe du TME 15 ^{ème} centile de la présente étude	39
Figure 3.1: Exemples de postures représentatives des tâches des travailleurs de construction d'après Rose et al. (1992).....	46
Figure 3.2: Courbes représentatives des allocations de repos pour différents niveaux d'effort en fonction de la durée de maintien exprimée en pourcentage par rapport au TME	52
Figure 3.3: Le modèle qui donne le plus de repos en fonction du niveau d'effort et la durée de maintien exprimée en pourcentage par rapport au TME	53
Figure 4.1: Diagramme de la procédure d'évaluation des allocations de repos	55
Figure 4.2: La posture de la tâche TE1 du poste fictif.....	60
Figure 4.3: La posture de la tâche TE2 du poste fictif.....	60
Figure 4.4: Le cycle représentatif du poste fictif	61
Figure 4.5: Procédure de calcul des %CMV 15 ^{ème} centile des groupes musculaires	63

Figure 4.6: AR et forces maximales recommandées: Méthode MEGAR	75
Figure 4.7: AR et forces maximales recommandées: Méthode MEMAR	76
Figure 5.1: TME 15 ^{ème} centile de la présente étude en comparaison avec l'étude de Mathiassen et Ahsberg (1999).....	83
Figure 5.2: Le modèle d'allocation de repos à appliquer pour différentes combinaisons de niveau d'effort et de durée de maintien	89

LISTE DES ABRÉVIATIONS

TME	Temps Maximum d'Endurance
CMV	Contraction Maximale Volontaire
%CMV	Pourcentage de la Contraction Maximale Volontaire
fCMV	Proportion de la Contraction Maximale Volontaire ou la force relative
TR	Temps de repos
MEGAR	Méthode générale d'évaluation des allocations de repos
MEMAR	Méthode d'évaluation par groupe musculaire des allocations de repos
AR	Allocation de repos
TDD	Temps du début de la douleur
TDF	Temps du début de la fatigue
f	Fréquence des actions
mf	Multiplicateur pour la fréquence de la norme EN1005-3
md	Multiplicateur pour la durée cumulée de la norme EN1005-3
mv	Multiplicateur pour le mouvement de la norme EN1005-3
mr	Multiplicateur pour le risque de la norme EN1005-3
REC	Niveau de la récupération (en minutes)
REC%	Niveau de la récupération en pourcentage par rapport au temps maximum d'endurance
%TME	Temps de maintien exprimé en pourcentage par rapport au temps maximum d'endurance
$TME_{p\%}$	Valeur p centile du TME
$\%CMV_{p\%}$	Valeur p centile du %CMV

CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

Chaque année les troubles musculo-squelettiques (TMS) affectent un nombre important de travailleurs dans les pays industrialisés. Au Québec, les TMS représentent 38% de toutes les lésions professionnelles indemnisées. Le coût direct de ces lésions est estimé à 40% (500 M\$ en 2000) des coûts totaux d'indemnisation. Les chiffres indiqués ci-dessus ne représentent qu'une partie des TMS survenus car, généralement, seules les lésions graves sont déclarées (Amell et Kumar (2001)).

D'autres coûts, économiques et sociaux, sont également associés aux TMS. Notamment, ces lésions engendrent des coûts supplémentaires liés, entre autres, à la perte de la productivité due à la diminution des capacités physiques des travailleurs touchés, aux heures supplémentaires pour compenser les absences dues à ces lésions et aux coûts de recrutement et de remplacement des travailleurs blessés. Au niveau social, les TMS affectent psychologiquement le travailleur mais également les membres de sa famille. La qualité de vie de toute la famille se trouve ainsi diminué, notamment à cause des pertes financières que subit souvent le travailleur touché par ces lésions.

Des études épidémiologiques et des travaux de recherche en laboratoire ont permis d'identifier des facteurs de risque pour les TMS. Ces facteurs sont associés au travail (par exemple : charge, répétition, aménagement) et aux caractéristiques de l'individu (exemple: anthropométrie, force musculaire). Les TMS reliés au travail sont associés à une sollicitation excessive des structures musculo-squelettiques lesquelles sont la conséquence d'un déséquilibre entre les exigences de travail et les capacités du travailleur (Imbeau et al. (2004)).

En particulier, l'effort musculaire statique prolongé ou fréquent, lié à de nombreuses tâches, est étroitement associé aux TMS (Chaffin et al. (1999)). Si la charge de travail statique dépasse une certaine limite, elle peut causer de l'inflammation au niveau des

articulations ou/et des gaines des tendons ou toute autre composante du système musculo-squelettique impliquée dans le déploiement de cet effort statique.

Ainsi, l'étude des facteurs de risque de TMS liés au travail statique, apporte une contribution à la réduction des TMS. La réalisation de cet objectif nécessite l'élaboration des outils d'évaluation des postes de travail permettant de fixer les limites sécuritaires de l'exécution des tâches de travail impliquant des efforts statiques prolongés ou fréquents.

1.1. Problématique

Le développement technologique inscrit dans le processus industriel favorise le travail statique et statique intermittent pour de très nombreuses tâches (Laurig et al. 1987, Milner 1985). Toutefois, la fatigue musculaire locale liée au travail statique reste un facteur de risque des troubles musculo-squelettiques (TMS), et ceci malgré la faible dépense énergétique généralement associée à ce type de travail (Kumar 1994, Seth et al. 1999). L'allocation de repos capable de réduire la fatigue aux structures sollicitées durant un travail statique demeure donc importante afin de prévenir le risque des TMS (Imbeau et al. 2004). Cependant, pour une tâche statique, la mesure de la fatigue musculaire et l'appréciation des temps de récupération s'avèrent difficile.

Bien que des modèles aient été élaborés pour la détermination des allocations de repos (AR) nécessaires à la récupération de la fatigue due au travail statique (Rohmert, 1973a; Rose et al. 1992 et Milner 1985), l'ergonome ne dispose pas d'une méthodologie assez détaillée pour utiliser les modèles d'AR dans un contexte pratique d'évaluation des postes de travail.

L'utilisation des outils spécifiques et adéquats capables d'évaluer des allocations de repos constitue l'objectif principal de ce mémoire. La démarche repose sur une étude comparative des modèles existants. L'élaboration d'une procédure détaillée d'évaluation des allocations de repos demeure également un objectif important qu'il serait utile d'atteindre en matière de santé et sécurité au travail.

Le deuxième objectif concerne l'élaboration d'une méthodologie de détermination du temps maximum d'endurance (TME). En effet, la plupart des modèles d'allocation de repos pour le travail statique utilisent le TME pour déterminer le temps de repos nécessaire après une contraction statique. Ce TME est calculé le plus souvent en fonction du pourcentage de la contraction maximale volontaire (%CMV). Toutefois, les données disponibles sur le TME restent problématiques pour une utilisation sur le terrain.

En effet, la détermination du TME en fonction du %CMV, de la posture ou/et du groupe musculaire sollicité, a été traitée par plusieurs auteurs. Mais, la modélisation du TME en fonction du %CMV, ne fait pas l'unanimité pour toutes les études, on retrouve des différences significatives entre elles. De plus, trop peu de publications fournissent une description suffisamment détaillée des résultats des différentes études pour permettre à un chercheur intéressé de connaître la variabilité dans les données recueillies, soit une information nécessaire au développement de modèles de TME qui soit utilisable pour des applications concrètes. En effet, seules des moyennes ou des modèles mathématiques décrivant la moyenne dans les données ont été publiés jusqu'ici. Les auteurs ne rapportent jamais ou presque la variabilité dans leurs données (comme l'écart-type pour une distribution normale) non plus que la forme de la distribution des données. Néanmoins, des publications récentes indiquent que cette variabilité doit être décrite pour que les modèles développés aient une quelconque utilité dans les milieux de travail (Mathiassen et Ahsberg 1999).

Compte tenu de ce manque nous avons jugé nécessaire d'analyser les modèles de TME existants afin de ressortir une méthodologie de détermination du TME en tenant compte des résultats des différentes études sur le sujet et en incluant une approche par centile.

Concernant l'objectif principal, le présent mémoire tentera donc de répondre aux questions suivantes :

- Comment évaluer les allocations de repos dans une situation réelle de travail statique?
- Comment se comparent les recommandations des modèles d'allocation de repos entre elles?
- Parmi les modèles existants d'allocation de repos, y en a-t-il un qui est plus approprié pour une situation donnée de travail?

Dans le cas du second objectif, les hypothèses suivantes seront vérifiées:

- Peut-on utiliser un modèle général pour la détermination du TME en fonction du %CMV?
- Sinon, comment exploiter les modèles existants pour avoir un TME le plus représentatif d'une situation de travail donnée et qui peut être utilisé par la suite dans la procédure d'évaluation des allocations de repos?

1.2. Structure du mémoire

La présente étude comporte deux volets qui correspondent aux deux objectifs fixés ci-dessus:

- une procédure de détermination du TME en fonction du %CMV;
- une étude comparative des modèles d'allocation de repos.

Afin de répondre à nos deux objectifs, ce mémoire a été réalisé en six chapitres de la façon suivante :

Après un chapitre d'introduction, le chapitre 2 dresse un état de la question sur les modèles de temps maximum d'endurance. On explorera la relation entre le TME et le pourcentage de la contraction maximale volontaire, ainsi que les facteurs qui influencent cette relation et l'utilisation de la relation dans l'évaluation du travail. Aussi, nous regarderons les différences entre les modèles de TME.

Ensuite une classification et analyse des principaux modèles de TME seront réalisées. L'analyse permettra d'étudier la variabilité du TME selon le groupe musculaire et les modèles. Une méthodologie de détermination du temps maximum d'endurance sera aussi proposée.

Dans le chapitre 3, une revue des modèles d'allocation de repos sera réalisée. Les différents modèles et les différentes méthodes pour la détermination des allocations de repos seront analysés notamment pour le travail statique. Les différents types d'allocation de repos, le lien avec la fatigue seront également revus. Nous retiendrons également les principaux modèles d'AR pour le travail statique.

Dans la deuxième partie du chapitre 3 une comparaison générale entre les modèles retenus sera effectuée afin de faire ressortir des zones d'applicabilité de chaque modèle en fonction des conditions de travail statique.

Le chapitre 4 sera consacré à une étude de cas. L'application d'une méthodologie d'évaluation des AR sera effectuée sur des cas variés de tâches industrielles. Les résultats seront ensuite analysés afin de comparer les AR recommandées par différents modèles. L'étude de cas permettra de mettre en évidence les difficultés que pourrait rencontrer le praticien pour évaluer les AR.

Suivent ensuite des chapitres de discussion et de conclusion basés sur les résultats des deux volets de l'étude.

CHAPITRE 2 : LES MODÈLES DE TEMPS MAXIMUM D'ENDURANCE

2.1. État de la question

Le TME est une mesure reliée au travail statique. Il représente le temps maximum de maintien d'une sollicitation musculaire statique (généralement apparentée à une tâche). Cette mesure est dépendante de la force relative ou du %CMV exigé par la tâche (Van Diën et Oude Vrielink 1994).

La relation entre le %CMV et le TME est utilisée dans la pratique ergonomique pour évaluer le travail statique. Van Dieen et Oude Vrielink (1994) ont effectué une revue des modèles de la relation entre le TME et le %CMV. Cette revue conclut qu'il y a quatre méthodes d'utilisation de la relation entre le TME et le %CMV pour évaluer les postes de travail. La première méthode consiste à comparer le niveau d'effort statique avec une valeur limite de 15%CMV. Cette limite est recommandée pour l'exécution des tâches statiques. La deuxième méthode prédit l'apparition de la fatigue musculaire locale en comparant le temps de maintien d'une tâche avec le TME de la même tâche (Huijgens 1986). La troisième méthode évalue l'effort statique d'une tâche en fonction de la durée de cette tâche (Manenica 1986). Enfin, la quatrième méthode utilise le produit de la force exercée et la durée de maintien pour comparer différentes situations de travail (Van Dieen 1989).

Cependant, plusieurs questions ont été soulevées concernant la modélisation et l'application de la relation entre le %CMV et le TME, notamment sur la construction des modèles, la force limite, la variabilité selon le groupe musculaire et la variabilité interindividuelle. De plus peu de modèles proposent des recommandations facilement exploitables par le praticien qui permettent de se prononcer sur des situations de travail données (Mathiassen et Ahsberg 1999).

Dans les quatre paragraphes qui suivent, nous exposons les principales questions problématiques reliées aux modèles de TME.

2.1.1. Méthodes expérimentales et construction des modèles

La mesure du TME utilise plusieurs outils comme les échelles subjectives (Milner 1985, Rose et al. 1992) et l'EMG (Jorgensen et al. 1988, Sjogaard 1986).

L'utilisation des échelles subjectives ainsi que la variabilité du nombre de sujets participant aux études peuvent être à l'origine des différences significatives entre les résultats obtenus (Van Diën et Oude Vrielink 1994), notamment en raison de l'échantillon choisi pour l'étude (étudiants, travailleurs expérimentés...).

Par ailleurs, certains modèles sont construits à partir d'une ré-analyse des données d'études antérieures : le modèle de Huijgnes (1981) est obtenu à partir des données de Rohmert (1960). Le modèle de Sjogaard (1986) est obtenu à partir des données de Hagberg (1981), Björkstén et Jonsson (1977) et de Rohmert (1960).

Néanmoins, la plupart des modèles de relation entre le TME et %CMV peuvent être exprimés par des fonctions exponentielles à exposants négatifs. En effet le TME décroît exponentiellement avec le %CMV avec deux tendances asymptotiques: une tendance vers l'infini pour les faibles valeurs de %CMV et une tendance vers zéro pour les valeurs avoisinant 100%CMV.

2.1.2. Force limite

La notion de force limite intervient dans certains modèles de TME. La force limite est le %CMV au-dessous duquel une posture (avec ou sans charge) peut être maintenue sans fatigue quelle que soit la durée de ce maintien. Nous avons constaté que les différents modèles de TME présentent des résultats différents et même parfois contradictoires concernant la valeur de cette force limite.

Pour le modèle de Rohmert (1960), la force limite est de 15%CMV. Cette valeur est considérée par Rohmert (1962) comme une « constante biologique ». Cependant, pour le modèle de Garg (2002) la courbe de TME en fonction du %CMV ne devient jamais asymptotique, même pour un %CMV plus faible que 20% et donc cette force limite n'existe pas pour le modèle de Garg (2002).

Plusieurs études ultérieures à celle de Rohmert (1960) ont conclu que l'hypothèse de la force limite de 15%CMV (pour toutes les situations) n'est pas valable. Mathiassen et Ahsberg (1999) trouvent que :

«C'est regrettable que cette mauvaise conviction (c-à-d. la force limite à 15%CMV) soit encore citée par des revues ergonomiques et des livres».

En effet cette force peut être aussi faible que 7,9%CMV (Björkstén et Jonsson, 1977). Même une contraction de 5%CMV peut engendrer une réduction de capacité de 12% après une heure (Jorgensen et al. 1988). La différence avec la valeur trouvée par Rohmert (15%) s'explique par le fait que dans l'étude de Rohmert (1960), une durée de maintien qui dépasse 15 minutes a été considérée comme «une durée infinie».

2.1.3. Variabilité selon le groupe musculaire et la posture

La deuxième question soulevée par les modèles de TME est la validité de ces modèles pour tous les groupes musculaires. En effet, la validité d'un modèle de TME pour tous les muscles et toutes les postures est discutable. Plusieurs études ont rapporté des différences significatives entre les TME de différents groupes musculaires (Manenica, 1986, Rohmert et al. 1986, Sato et al. 1984). Rohmert et al. (1986) ont évalué cinq postures et les résultats obtenus ont été comparés avec les valeurs données par le modèle général de Rohmert (1960). Il ressort de cette comparaison que les temps maximum d'endurance mesurés sont plus longs que ceux donnés par le modèle général pour les postures liées au dos/tronc, alors que les résultats obtenus pour les membres supérieurs concordent avec le modèle général.

2.1.4. Variabilité interindividuelle

Des différences interindividuelles significatives de TME, pour le même %CMV, ont été observées (Backman et al., 1995; Björkstén et Jonsson, 1977; Gerdle et al. 1993, Mathiassen et Ahsberg, 1999). Cette différence est plus importante pour les faibles %CMV (Mathiassen et Winkel 1992). Fallentin (1991) rapporte ainsi un coefficient de variation de l'ordre de 50% pour une flexion du coude à 10%CMV.

Ulmer et al. (1989) ont trouvé une différence significative pour le même %CMV entre les TME des coureurs de longue distance et les coureurs de courte distance. Pour un %CMV de 50% de l'extension du genou, le TME des coureurs de courte distance était de $61,3 \pm 14,4$ s contre un TME de $149,1 \pm 49,8$ s pour les coureurs de longue distance.

2.2. Recommandations basées sur le TME

Ce paragraphe présente quelques exemples de recommandations basées sur le TME qui ont été formulées pour fixer des limites sécuritaires du travail statique.

Dans le cas de Miedema et al. (1997), les auteurs ont analysé l'influence de la posture sur le TME. Notamment, ils ont étudié la possibilité de classifier les postures sur la base du TME et de développer des recommandations ergonomiques pour le TME selon les catégories de postures. Dix neuf postures debout ont été analysées (Figure 2.1). Une posture est définie en fonction de la position de la main durant l'exécution de la tâche exprimée en pourcentage de la hauteur de l'épaule (chiffre du haut) et en pourcentage de l'atteinte maximale en avant du corps (chiffre du bas).

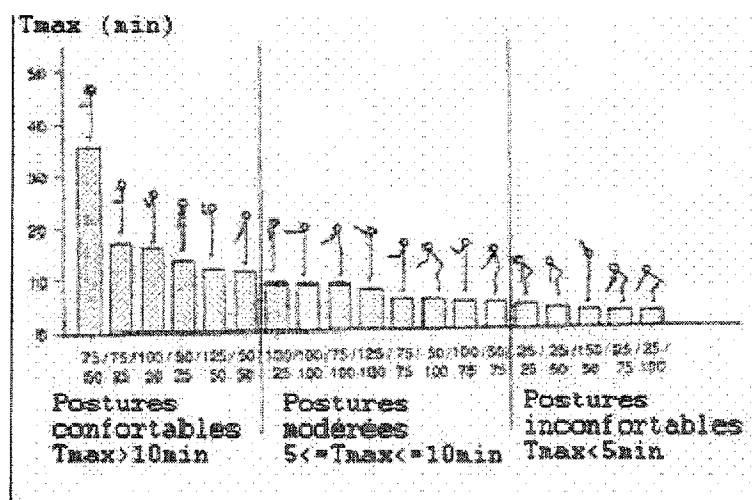


Figure 2.1: Classification de 19 postures d'après Miedema et al. (1997)

La moyenne du TME pour toutes les postures varie entre 2 et 35 minutes. Une différence significative des TME pour une même posture entre les différentes études a été trouvée, en particulier en fonction du type de la tâche : intéressante vs ennuyeuse (Milner 1985). De cette façon les postures ont été classifiées selon trois catégories (voir la figure 2.1):

Postures confortables:

- TME > 10 minutes: la durée de maintien recommandée est ≤ 2 minutes;

Postures modérées:

- $5 < \text{TME} < 10$ minutes: la durée de maintien recommandée est < 1 minute;

Postures inconfortables:

- TME ≤ 5 minutes: inacceptables.

Les recommandations issues de ces catégories nous assurent que :

- un inconfort ≥ 2 sur l'échelle de Borg est évité par au moins 50% de la population;
- un inconfort ≥ 5 sur l'échelle de Borg est évité par 95% de la population;
- le temps de maintien recommandé d'une catégorie correspond au temps minimum de cette catégorie. Ainsi, les recommandations sont sécuritaires pour toutes les postures;
- la classification proposée correspond à la classification basée sur les données biomécaniques et anthropométriques et elle est plus stricte que la classification OWAS.

Un autre exemple de recommandations concerne la norme ISO 11226 (2000). Cette norme considère les mauvaises postures de travail comme un résultat éventuel de mauvaises conditions de travail. Ces mauvaises postures entraînent la fatigue et la douleur au système musculo-squelettique. En outre, elles peuvent engendrer une baisse de vigilance qui peut être à l'origine de situations dangereuses et des erreurs affectant en même temps la sécurité et la qualité au travail. Selon la norme ISO 11226, une posture statique est définie comme étant :

«...une posture de travail maintenue pendant une période excédant 4 secondes, ceci s'applique aux variations légères ou nulles autour d'un niveau fixe de force délivrée par les muscles et par d'autres structures du corps».

La norme ISO 11226 définit les limites d'acceptabilité des postures de travail statique en fonction des angles du corps et du temps de maintien. Voici des exemples de recommandations de la norme ISO 11226 pour la posture du tronc:

- en présence d'un support complet du tronc, l'inclinaison avant du tronc ne doit pas dépasser 60° en flexion;
- en absence d'un support du tronc, l'inclinaison avant doit être comprise entre 0° et 20° ou si l'inclinaison est entre 20° et 60° le temps de maintien ne doit pas dépasser 20% du TME;
- la rotation axiale et la flexion latérale du tronc ne sont pas acceptables.

Pour le temps de maintien, la norme recommande de ne pas dépasser 20% du TME (équivalent à la valeur 2 sur une échelle de perception d'inconfort de 10).

Kahn et Monod (1989) recommandent de ne pas dépasser 2/3 du TME si le %CMV est compris entre 15% et 40%. Si la charge dépasse 40%CMV la durée de maintien ne doit pas dépasser 1/3 du TME. Cette dernière limite est aussi considérée acceptable par Jonsson (1984).

2.3. Classification des modèles de temps maximum d'endurance

Ce chapitre dresse une liste des modèles de relation entre le TME et le %CMV d'un travail statique. Nous écrirons, si nécessaire, ces modèles sous une formulation standardisée : $TME = fct(fCMV)$ où :

TME est le temps maximum d'endurance en minutes,

fct est une fonction mathématique et

fCMV est la force relative exigée par le travail. Elle est égale à la force exigée F divisée par la contraction maximale volontaire (fCMV est comprise entre 0 et 1 est égale aussi au %CMV divisé par 100).

Le tableau 2.1 présente les modèles de TME classés selon le groupe musculaire concerné et l'applicabilité pour les faibles pourcentages de CMV. La colonne «Remarque» du tableau signale si le modèle concerné s'applique à une situation particulière. Le nombre des sujets participant dans chaque étude est aussi indiqué dans la colonne N.S. La classification des modèles selon le groupe musculaire est également schématisée dans la figure 2.2.

Tableau 2.1: Liste des modèles de TME

N°	Modèles	N.S	Groupe musculaire	Applicabilité pour les %CMV<15%	Remarque
Modèles d'application générale					
1	Rohmert (1960)	38	Général	Non	
2	Monod et Scherrer (1965)		Général	Non	
4	Huijgens (1981)		Général	Non	Construit à partir du modèle 1
5	Sato 1 (1984)	5	Général	Oui	
6	Manenica 1 (1986)	18	Général	Non	
7	Sjogaard (1986)		Général	Oui	Construit à partir des données des modèles 1 et 3
8	Rose et al. (1992) (1)		Général	Oui	
9	Rose et al. (1992) (3)	8	Général	Oui	Posture sans charge ou usuelle
10	Rose et al. (1992) (4)	8	Général	Oui	Situations extrêmes
Modèles pour les membres supérieurs					
3	Hagberg 1 (1981)	9	Général/coude	Oui	
11	Rose et al. 2 (1992)	13	coude	Oui	
12	Rohmert et al. 1 (1986)	7	Cou/épaule	Non	
13	Rohmert et al. 2 (1986)	7	Coude	Non	
14	Sato 2 (1984)	5	Coude	Oui	
15	Manenica 4 (1986)	18	Coude	Non	
16	Rose et al. 5 (2000)	13	Coude	Oui	Coude chargé passivement
17	Sato 3 (1984)	5	Épaule	Oui	
18	Mathiassen et al. (1999)	40	Épaule	Oui	
19	Garg (2002)	12	Épaule	Oui	
20	Manenica 5 (1986)	18	Main	Non	
Modèles pour le dos/hanche					
21	Manenica 2 (1986)	18	Dos/Hanche	Non	Tirer
22	Manenica 3 (1986)	18	Dos/Hanche	Non	
23	Manenica 6 (1986)	18	Dos/Hanche	Non	Torsion du tronc
24	Rohmert et al. 3 (1986)	7	Dos/Hanche	Non	
25	Rohmert et al. 4 (1986)	7	Dos/Hanche	Non	
26	Rohmert et al. 5 (1986)	7	Hanche	Non	
Modèles pour les membres inférieurs					
27	Sato 4 (1984)	5	Membres inférieurs	Oui	

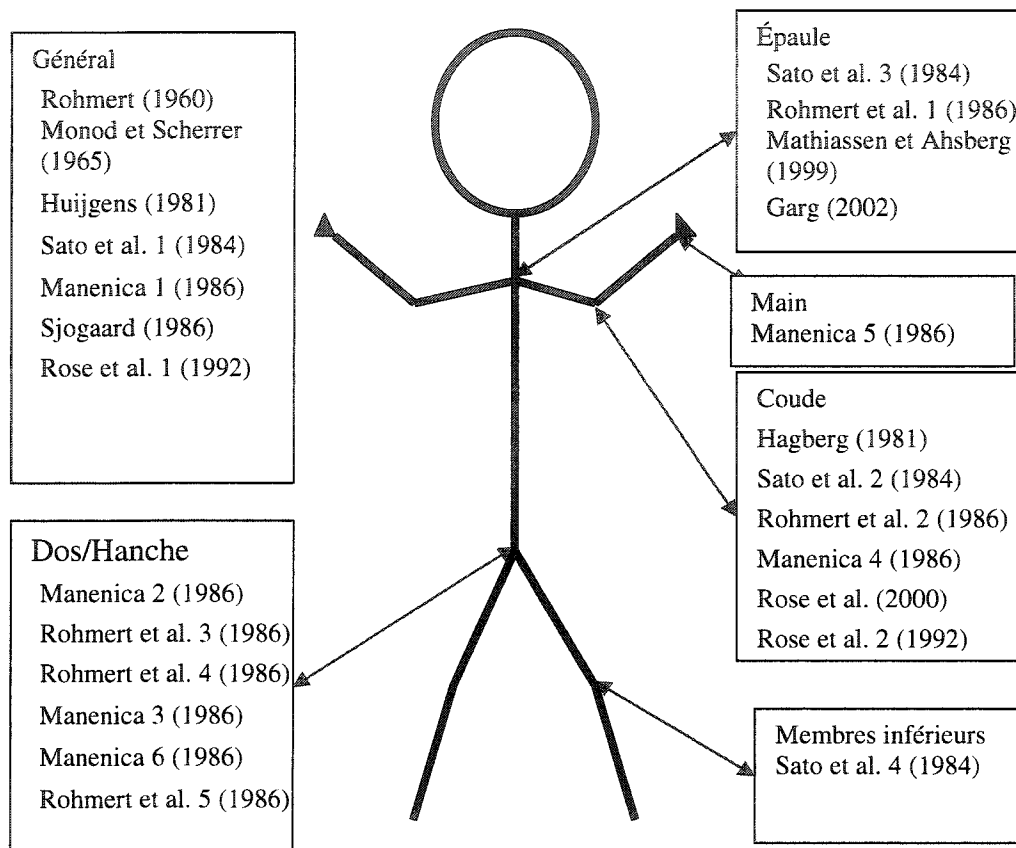


Figure 2.2: Les modèles de TME en fonction du %CMV selon le groupe musculaire

Nous présenterons dans les paragraphes suivants les principaux modèles de TME classés selon deux catégories : les modèles généraux et les modèles dédiés.

La catégorie des modèles dédiés contient quatre sous-catégories de modèles relatives à quatre groupes musculaires : coude, épaule, dos/hanche et membres inférieurs. Les modèles dédiés aux situations particulières seront également présentés.

2.3.1. Modèles généraux

Par souci de facilité d'utilisation, certains modèles (modèles généraux) ont été proposés pour tous les groupes musculaires et toutes les situations de travail statique.

Le tableau 2.2 donne les formulations standardisées des modèles généraux recensés dans le cadre de la présente étude et leur applicabilité pour les faibles %CMV.

Tableau 2.2: Modèles généraux de TME

N°	Modèle	Formulation standardisée (TME en minutes)	Applicabilité pour les faibles %CMV
1	Rohmert (1960)	$TME = -1.5 + \frac{2.1}{fCMV} - \frac{0.6}{fCMV^2} + \frac{0.1}{fCMV^3}$	Non
2	Monod et Scherrer (1965)	$TME = 0.4167 \times (fCMV - 0.14)^{-2.4}$	Non
3	Hagberg (1981)	$TME = 0,298 \times fCMV^{-2.14}$	Oui
4	Huijgens (1981)	$TME = 0.865 \times \left[\frac{1 - fCMV}{fCMV - 0.15} \right]^{\frac{1}{1.4}}$	Non
5	Sato et al. (1984)	$TME = 0,3802 \times (fCMV - 0,04)^{-1.44}$	Oui
6	Manenica (1986)	$TME = 14,88 \times \exp(-4,48 fCMV)$	Non
7	Sjogaard (1986)	$TME = 0,2997 \times fCMV^{-2.14}$	Oui
8	Rose et al. (1992) (1)	$TME = 7,96 \exp(-4,16 fCMV)$	Oui

L'un des premiers modèles généraux est celui de Rohmert (1960) (modèle n°1 du tableau 2.2). Selon ce modèle, la relation entre le TME et le %CMV est valable pour toutes les parties du corps et pour toutes les personnes (hommes, femmes, grands, petits). En outre, l'auteur affirme qu'en-dessous d'une valeur de 15%CMV, le travail statique peut être maintenu sans fatigue quelle que soit la durée de ce travail. Il faut noter que pour ce modèle, une durée de maintien de plus de 15 minutes est considérée comme infinie. Le modèle de Rohmert (1960) a été établi à partir des expériences menées sur 38 sujets pour 13 groupes musculaires appartenant aux membres supérieurs, tronc et membres inférieurs. Le TME en minutes est donné par la formule suivante:

$$TME = -1.5 + \frac{2.1}{fCMV} - \frac{0.6}{fCMV^2} + \frac{0.1}{fCMV^3} \text{ Eq. 2-1}$$

Monod et Scherrer (1965) ont obtenu des résultats semblables à ceux de Rohmert (1960), c'est à dire, la relation a une tendance hyperbolique et est valable pour tous les muscles. Cependant la force limite en-dessous de laquelle il n'y a pas de fatigue est de 14%CMV. Le TME en minutes est donné par ces auteurs par la formule suivante (modèle n°2 du tableau 2.2):

$$TME = 0.4167 \times (fCMV - 0.14)^{-2.4} \text{ Eq. 2-2}$$

Après Rohmert et Monod, d'autres études ont questionné la valeur de la force limite de 15%CMV. Hagberg (1981) a trouvé qu'une force de 8,2 %CMV ne peut être maintenue pendant plus d'une heure. L'étude a été effectuée sur les muscles du coude mais le modèle proposé est considéré comme valable pour tous les muscles. Hagberg (1981) a donné trois modèles selon le type de contraction (continue, intermittent et dynamique). Pour les contractions continues, le TME en secondes est donné par la relation suivante:

$$\ln TME = 12,74 - 2,14 \times \ln (\%CMV) \text{ Eq. 2-3}$$

Certains modèles sont construits à partir d'une ré-analyse des données d'études antérieures. Huijgnes (1981) a utilisé les données de Rohmert (1960) pour développer un nouveau modèle. Le TME est donné en minutes:

$$TME = 0.865 \times \left[\frac{1 - fCMV}{fCMV - 0.15} \right]^{\frac{1}{1.4}} \text{ Eq. 2-4}$$

Ensuite, il a défini un facteur de fatigue $v(t)$ donnant une idée sur l'évolution de la capacité de maintien (ou la force résiduelle) en fonction du temps (en secondes) pendant une contraction statique avant d'atteindre le TME. Ce facteur de fatigue est donné par la relation suivante:

$$v(t) = \frac{CMV - F_{max}(t)}{CMV} = (fCMV - 0.15) \times \left(\frac{t}{51.9} \right)^{0.71} \text{ Eq. 2-5}$$

Sjogaard (1986) a utilisé les données de Hagberg (1981), Björkstén et Jonsson (1977) et de Rohmert (1960) pour effectuer une extrapolation « drastique » afin d'obtenir un

nouveau modèle qui soit valable aussi pour les faibles %CMV. Le modèle de Sjogaard est donné par la formule suivante (avec un TME en minutes):

$$\ln TME = 8,65 - 2,14 \ln (\%CMV) \text{ Eq. 2-6}$$

Selon Sjogaard (1986), le TME ne semble pas être un critère valide de fixation des recommandations générales pour les limites acceptables des contractions. En effet, le TME des contractions en dessous de 20%CMV varie beaucoup en fonction du groupe musculaire et peut aussi être influencé par l'état de motivation du travailleur.

À la différence des modèles généraux de Rohmert (1960), Monod et Scherrer (1965) et Hagberg (1981), certains modèles comme celui de Sato et al. (1984) et de Manenica (1986) ont mis en équation la relation entre le TME et le %CMV pour différents groupes musculaires et ressortent à la fin un modèle général basé sur la compilation de toutes les données relatives aux différentes situations étudiées.

Sato et al. (1984) ont étudié trois indices de la fatigue pour trois groupes musculaires : coude, épaule et genou. En plus du TME, l'étude présente des modèles pour le temps de début de la fatigue (TDF) et le temps de début de la douleur (TDD) en fonction du %CMV. Trois modèles généraux pour les trois indices précités ont été proposés en effectuant une analyse de régression des données obtenues pour les trois groupes musculaires. La relation entre le TME et le %CMV a la même forme asymptotique que les modèles vus précédemment. Cependant, la force limite n'est que de 4%CMV. Les modèles du TME, TDF et TDD en minutes sont les suivants:

$$\text{Log}_{10} TME = 2,46 - 1,44 \times \text{Log}_{10} (\%CMV - 4) \text{ Eq. 2-7}$$

$$\text{Log}_{10} TDF = 1,48 - 1,21 \times \text{Log}_{10} (\%CMV - 4) \text{ Eq. 2-8}$$

$$\text{Log}_{10} TDD = 1,91 - 1,22 \times \text{Log}_{10} (\%CMV - 4) \text{ Eq. 2-9}$$

De manière similaire, Manenica (1986) a obtenu un modèle général pour la relation entre le TME et le %CMV du muscle le plus sollicité lors d'un effort postural. Les données utilisées pour élaborer le modèle sont relatives à quatre postures mettant en jeu des groupes musculaires différents (torsion et extension du dos, coude, épaule, main). Cependant, le modèle n'est pas valable pour les %CMV plus faibles que 20%. Le TME en minutes est donné par la formule suivante:

$$\ln(\text{TME}) = 2,7 - 0,0448 \times (\% \text{CMV}) \quad \text{Eq. 2-10}$$

Outre la fatigue musculaire, l'endurance peut être limitée par la douleur au niveau des articulations. Rose et al. (1992) proposent un modèle spécifique pour l'endurance des articulations (basé sur une étude sur l'articulation du coude) suivi d'un modèle général. Les TME des modèles sont en minutes :

$$\text{TME}_{\text{spécifique}} = 10,23 \times \exp(-4,69 \times \text{fCMV}) \quad \text{Eq. 2-11}$$

$$\text{TME}_{\text{général}} = 7,96 \times \exp(-4,16 \times \text{fCMV}) \quad \text{Eq. 2-12}$$

En somme les modèles généraux peuvent être utilisés pour une évaluation sommaire du travail statique. Mais la validité de ces modèles pour tous les muscles reste discutable. Des différences significatives entre les TME de certains groupes musculaires ont été observées par plusieurs études (Manenica, 1986, Mathiassen et al. 1999, Rohmert et al. 1986). Rohmert et al. (1986) sont arrivés à la conclusion qu'un modèle général n'est pas applicable à tous les groupes musculaires, d'où la nécessité d'introduire des modèles dédiés.

2.3.2. Modèles dédiés

2.3.2.1. Modèles pour l'épaule

Dans le cadre de la présente étude, dix modèles dédiés aux membres supérieurs sur un total de 27 modèles de TME ont été recensés. Le tableau 2.3 donne la formulation standardisée des modèles dédiés aux membres supérieurs.

Tableau 2.3: Modèles de TME dédiés aux membres supérieurs

N°	Modèle	Formulation standardisée (TME en minutes)	Applicabilité pour les faibles %CMV
17	Épaule Sato et al. (1984)	$TME = 0,398 \times fCMV^{-1,29}$	Oui
12	Rohmert et al. (1986) (1)	$TME = 0,2955 \times fCMV^{-1,658}$	Non
18	Mathiassen et al. (1999)	$TME = 40,6094 \times \exp(-9,7 fCMV)$	Oui
19	Garg (2002)	$TME = 0,5618 \times fCMV^{-1,7551}$	Oui
3	Coude Hagberg (1981)	$TME = 0,298 \times fCMV^{-2,14}$	Oui
15	Manenica (1986)	$TME = 20,6972 \exp(-4,5 fCMV)$	Non
14	Sato (1984)	$TME = 0,195 \times fCMV^{-2,52}$	Oui
13	Rohmert et al. (1986) (2)	$TME = 0,2285 \times fCMV^{-1,391}$	Non
16	Rose et al. (2000)	$TME = 20,6 \times \exp(-6,04 fCMV)$	Oui
11	Rose et al. (1992) (2)	$TME = 10,23 \times \exp(-4,69 fCMV)$	Oui
20	Main Manenica (1986)	$TME = 16,6099 \times \exp(-4,5 fCMV)$	Non

Sato et al (1984) ont modélisé le TME (en minutes) pour l'abduction de l'épaule en position statique avec l'équation suivante:

$$\text{Log}_{10} TME = 2,18 - 1,29 \times \text{Log}_{10} (\%CMV) \quad \text{Eq. 2-13}$$

Ce modèle (N° 17 du tableau 2.3) fournit des résultats inférieurs aux valeurs de TME obtenues dans des études antérieures menées par Sadoyama et Kogi (1970) ainsi que Stulen et DeLuca (1978) qui ont travaillé sur le TME des épaules. Ces écarts peuvent, en partie, s'expliquer par les différences de position adoptée par les sujets lors des expérimentations (Sato et al. 1984).

Rohmert et al. (1986) ont mené une étude en fonction de cinq postures différentes qui faisaient intervenir chacune une partie du corps différente (Figure 2.3). L'équation suivante est celle qui a été développée pour décrire le TME (en secondes) pour l'épaule:

$$TME = 17,730 - fCMV^{-1,658} \quad \text{Eq. 2-14}$$

La posture ayant servi à bâtir ce modèle consistait à tirer les bras vers l'arrière tout en maintenant le corps et les bras droits (posture 1 de la figure 2.3). Une charge était appliquée au niveau des coudes. Des cinq modèles générés par Rohmert et al. (1986),

celui relié à l'épaule est celui qui suit de plus près le modèle généralisé (Rohmert 1960). Cela peut être expliqué par le fait que la posture étudiée pour obtenir le modèle de l'épaule rendait l'avant-bras dans sa position arrière maximale. Il est donc possible que les autres postures aient fait intervenir un mince jeu de mouvement dynamique. Une telle observation porte donc à croire que les membres supérieurs sont plus facilement représentables par le modèle général de Rohmert (1960) que les membres inférieurs ou le dos/hanche. Il y a donc une nécessité à établir un nouveau modèle général illustrant le TME pour l'ensemble des groupes musculaires (Rohmert et al. 1986).

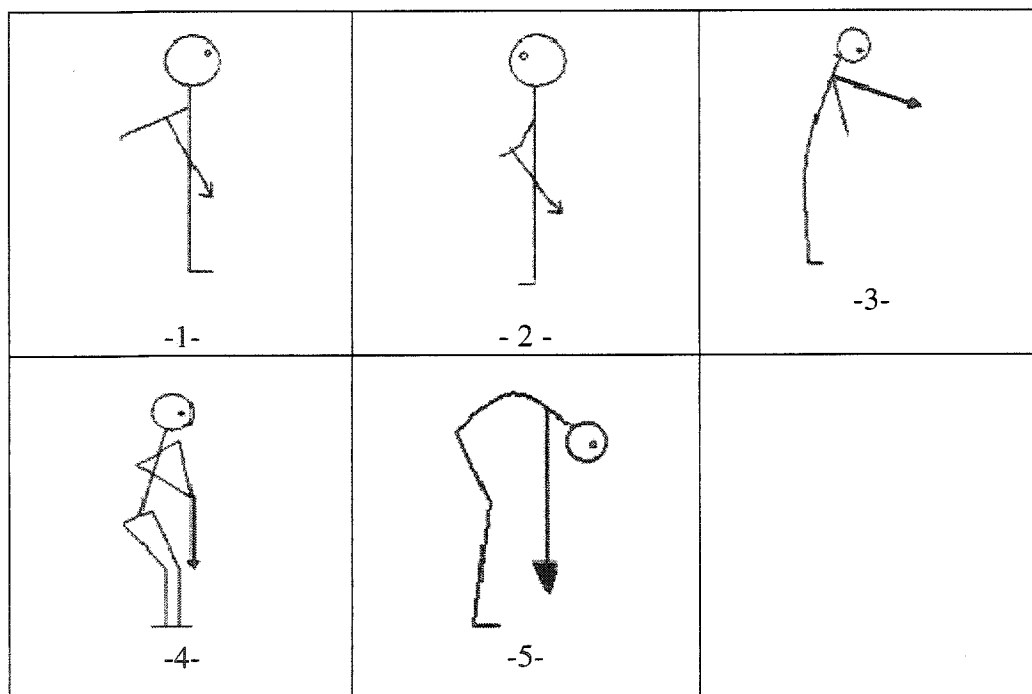


Figure 2.3: Les postures de l'étude de Rohmert et al. (1986)

Toutefois, Manenica (1986) stipule que la difficulté de l'application des modèles généraux réside dans la diversité des charges maximales admissibles pour chaque groupe musculaire. En effet, la charge maximale exercée lors de l'étude de Manenica (1986) était limitée par le groupe musculaire le plus faible. Ainsi, il devient impératif d'établir des modèles dédiés à chaque groupe. Selon l'étude de Manenica 1986, le modèle (TME en minutes) dédié à l'épaule est: $\ln(TME) = 3,03 - 0,045 \times \%CMV$ Eq. 2-15

L'étude effectuée par Mathiassen et Ahsberg (1999) a mené au modèle (TME en minutes) suivant pour l'épaule:

$$\ln(TME) = 3,704 - 0,097 \times \%CMV \quad \text{Eq. 2-16}$$

Avant d'aboutir à ce modèle réduit, les auteurs avaient introduit d'autres variables (sexe, âge). Ces variables ont été retirées du modèle sans perte significative de précision. Par contre, les auteurs soulignent que le modèle proposé (Eq. 2-17) doit être interprété avec précaution s'il est employé pour une population dont les moyennes pour leur âge, sexe, taille, et poids diffèrent de celles du groupe étudié dans le cadre de cette étude (Tableau 2.4). De plus, les auteurs rapportent qu'au-delà d'une contraction musculaire de 30%CMV, la morphologie du muscle mis à contribution vient influencer le TME avec une variabilité de 5%. Le TME peut aussi être influencé par certains aspects psychologiques des sujets, dont l'interprétation de l'énoncé du protocole expérimental par les sujets, la différence dans la tolérance de la douleur ainsi que la motivation de chaque sujet (Milner 1985). Finalement, Mathiassen et Ahsberg (1999) rappellent qu'un opérateur ne met jamais un seul muscle à contribution lors de ses tâches de travail (contrairement à cette étude qui n'a porté son intérêt que sur l'épaule). Par ailleurs, les auteurs suggèrent que les résultats de cette étude s'exploitent à l'aide d'une démarche par centile: en utilisant la répartition statistique des valeurs obtenues, le TME sera déterminé pour une proportion cible de la population. Pour ce faire, les auteurs donnent, par exemple, les intervalles de confiance à 95% des valeurs de TME en fonction de l'âge, le sexe et le %CMV (Tableau 2.5).

À titre d'exemple, pour les femmes âgées de 20 ans l'intervalle de confiance à 95% du TME pour 10 %CMV est [5,7 min – 50,5 min]. Dans le cas des hommes, pour les mêmes conditions cet intervalle correspond à [6,0 min – 47,9 min] (Tableau 2.5).

Tableau 2.4: Caractéristiques des sujets de l'étude de Mathiassen et Ahsberg (1999)

	Âge (an)	Taille (m)	Poids (kg)
Femmes	20-48	1,53-1,82	48,3-105,2
Hommes	20-55	1,65-1,90	60,5-106,0

Tableau 2.5: Intervalles de confiance à 95 % du TME d'après l'étude de Mathiassen et Ahsberg (1999)

%CMV		10			15			20		
Âge		20	35	50	20	35	50	20	35	50
Femmes	TME	17,0	10,5	6,5	11,4	8,3	6,1	7,6	6,6	5,8
	Intervalle de	5,7	3,6	1,3	4,6	3,4	2,2	2,5	2,5	1,5
	confiance 95%	50,5	30,3	32,6	28,1	20,4	16,8	22,9	17,5	22,1
Hommes	TME	16,9	17,2	17,5	6,3	7,6	9,2	2,4	3,4	4,9
	Intervalle de	6,0	6,9	6,4	1,9	3,0	3,5	0,3	1,0	1,4
	confiance 95%	47,9	42,8	47,9	21,3	19,7	24,2	20,1	12,2	17,5

L'étude menée par Garg et al. (2002) consistait à évaluer le TME selon cinq différentes postures de l'épaule (définies par l'angle de l'épaule combiné avec l'angle du coude) et pour chacune d'elle, cinq %CMV différents. Entre chaque association de posture et %CMV, on retrouve une grande variabilité dans les résultats de TME (entre 21% et 43%). Le TME (en secondes) est modélisé par l'équation suivante qui tient compte de la charge du bras (poids corporel):

$$TME = 33,707 \times fCMV^{-1.7551} \quad \text{Eq. 2-17}$$

La courbe hyperbolique obtenue lors de cette étude se rapproche beaucoup de celle obtenue par Rohmert (1960). Cependant, la courbe définie par l'équation Eq. 2-17 ne devient jamais asymptotique et ce, même pour un %CMV plus faible que 20%. Donc pour ce modèle il n'y a pas de force limite au dessous de laquelle il n'y a pas de fatigue. De ce fait, les résultats de l'étude de Garg et al. (2002) ne supportent pas l'hypothèse de Rohmert selon laquelle le TME tend vers l'infini pour un %CMV plus faible que 20%. De plus, l'étude confirme que le TME diminue non linéairement avec l'augmentation du %CMV. Finalement, étant donné que c'est la posture 30/90 (c'est-à-dire la posture pour laquelle l'angle épaule/tronc est égal à 30° et l'angle avant-bras/bras est égal à 90°) qui a le TME le plus élevé parmi les sujets étudiés, il est suggéré de tendre à rapprocher le plus possible les mains du corps. En effet, une telle posture provoquerait moins de fatigue musculaire au niveau de l'épaule chez l'humain (Garg et al. 2002).

2.3.2.2. Modèles pour le coude

Parmi les cinq postures étudiées par Rohmert et al. (1986) la posture 2 de la figure 2.3 est celle associée aux muscles du coude. Un modèle a été développé pour décrire le TME (en seconde) de cette posture (Eq. 2-18).

$$TME = 13,711 - fCMV^{-1.391} \text{ Eq. 2-18}$$

Par ailleurs, Hagberg (1981) a modélisé le TME (en minutes) pour le coude avec l'équation suivante :

$$\ln(TME) = 12,74 - 2,14 \times \ln(\%CMV) \text{ Eq. 2-19}$$

Cette expérience, inspirée des travaux de DeVries (1968), a évalué le TME à l'aide d'un électromyogramme. On y a aussi étudié l'effet de l'alternance dans le travail statique. Dans un cycle de quatre secondes, une pause de deux secondes était allouée : le TME augmente alors considérablement. Cette étude infirme l'hypothèse de Rohmert (1960) selon laquelle le temps d'endurance tend vers l'infini pour un %CMV plus faible que 20%. Un temps d'endurance de 1 heure a été relevé pour un %CMV de 8,2%.

L'étude de Sato et al (1984) a modélisé le TME (en minutes) du coude avec l'équation suivante :

$$\text{Log}_{10}(TME) = 4,33 - 2,52 \times \text{Log}_{10}(\%CMV) \text{ Eq. 2-20}$$

L'étude s'est aussi penchée sur les temps d'apparition de la douleur ainsi que celui de la fatigue. Ces derniers paramètres ont plutôt servi à comparer l'épaule, le genou et le coude pour déterminer les différences de fatigabilité de ces parties du corps. Un TME d'une heure a été relevé pour un %CMV de 10,3%. Ce chiffre est plus élevé que celui trouvé par Bjorksten et Jonsson (1977) de 7,9% et celui de Hagberg (1981) de 8,2%.

L'étude réalisée par Rose et al. (2000) stipule que non seulement les muscles sont affectés par une charge, mais aussi les nerfs périphériques, les cartilages, les ligaments et les os. Lorsque le muscle ne montre aucune activité myoélectrique (c-à-d. qu'il se trouve

à l'état passif), c'est la fatigue au niveau de ces structures qui provoque la cessation de l'activité. Dans l'étude de Rose et al. (2000), le TME (en minutes) de l'articulation du coude chargé passivement est donné par la relation suivante :

$$\text{TME} = 20,6 \times \exp(-6,04 \times \text{fCMV}) \quad \text{Eq. 2-21}$$

La douleur aux muscles était rapportée avant que l'articulation (coude) ne soit affectée par la charge. Ainsi, l'étude arrive à la conclusion que ce sont les tissus musculaires qui limitent les capacités de travail et non les articulations.

Parmi les modèles dédiés aux membres supérieurs, on constate qu'aucun modèle n'a traité le TME au niveau du cou. Pourtant les TMS reliés au cou et à l'épaule engendrent le plus de répercussions socioéconomiques dans les pays industrialisés comparativement aux TMS des autres parties du corps (Winkel et Westgaard, 1992). Par ailleurs, les modèles dédiés aux membres supérieurs ne peuvent pas être généralisés aux muscles du dos et de la hanche. En effet, la relation entre le TME et le %CMV dépend de la composition du groupe musculaire en termes de fibres musculaires (Van Dieën et Oude Vrielink). Or les muscles des membres supérieurs ont une composition différente de celle des muscles du dos/hanche. Cette différence de composition implique une plus grande endurance des muscles du dos/hanche (Rohmert et al. 1986). De ce fait des modèles de TME spécifiques au dos/hanche ont été établis pour l'évaluation des tâches impliquant ces parties du corps.

2.3.2.3. Modèles pour le dos et la hanche

Malgré que les postures faisant intervenir le tronc ou le dos soient très fréquentes en industrie (Rohmert et al. 1986), seules deux études sur le TME des postures du dos/hanche ont été recensées (Manenica 1986, Rohmert et al. 1986). Le tableau 2.6 donne les six modèles de TME pour les postures du dos/hanche qui ont été développés à partir des deux études citées ci-dessus.

Tableau 2.6: Modèles de TME dédiés au dos et à la hanche.

N°	Modèle	Formulation standardisée (TME en minutes)	Applicabilité pour les faibles %CMV
21	Manenica (1986) (tirer une charge)	$TME = 27,6604 \times \exp(-4,2 \text{ fCMV})$	Non
23	Manenica (1986) (torsion du tronc)	$TME = 12,4286 \times \exp(-4,3 \text{ fCMV})$	Non
22	Manenica (1986) (muscles du dos)	$TME = 32,7859 \times \exp(-4,9 \text{ fCMV})$	Non
24	Rohmert et al. (1986) (posture 3)	$TME = 0,3001 \times \text{fCMV}^{-2.803}$	Non
25	Rohmert et al. (1986) (posture 4)	$TME = 1,2301 \times \text{fCMV}^{-1.308}$	Non
26	Rohmert et al. (1986) (posture 5)	$TME = 3.2613 \times \text{fCMV}^{-1,256}$	Non

Manenica (1986) s'est penché sur les problèmes de posture pour le dos en évaluant trois positions différentes. L'une consistait à tirer vers soi une charge (Eq.2-22), l'autre à exercer une rotation du tronc (Eq. 2-23) et la dernière à mettre à profit les muscles du dos (Eq. 2-24) (l'article ne précise pas la posture adoptée). Trois modèles (TME en minutes) ont pu être dégagés lors de cette étude:

$$\ln TME = 3,32 - 0,042 \times \%CMV \quad \text{Eq.2-22}$$

$$\ln TME = 2,52 - 0,043 \times \%CMV \quad \text{Eq. 2-23}$$

$$\ln TME = 3,49 - 0,049 \times \%CMV \quad \text{Eq. 2-24}$$

Ici, un seul modèle général pour le dos ne serait pas valable puisque pour la même valeur de %CMV, le TME de chaque groupe musculaire sollicité du dos diffère.

Rohmert et al (1986) se sont intéressés à trois postures du tronc pour évaluer le TME du dos. La première posture (Eq. 2-25) consistait à résister contre une charge tirant le tronc vers l'avant (posture 3 de la figure 2.3). La deuxième posture (Eq. 2-26) correspondait à la manutention d'une charge à partir du sol avec le tronc penché à 45° vers l'avant (posture 4 de la figure 2.3). La troisième posture (Eq. 2-27) consistait à soulever une charge du sol avec le dos totalement penché vers l'avant (posture 5 de la figure 2.3). La mesure subjective de l'inconfort recueillie lors de cette étude montre que l'inconfort au niveau des muscles du dos limite la continuation du maintien des postures 1 et 2. Pour la troisième posture le maintien de l'effort est limité par l'inconfort au niveau des muscles

de la hanche. Selon l'étude de Rohmert et al. (1986) trois modèles sont associés aux muscles du dos/hanche (TME en secondes):

$$TME = 18,037 \times \%CMV^{-2.803} \text{ Eq. 2-25}$$

$$TME = 73,808 \times \%CMV^{-1.308} \text{ Eq. 2-26}$$

$$TME = 195,681 \times \%CMV^{-1.256} \text{ Eq. 2-27}$$

2.3.2.4. Modèles pour les membres inférieurs

Sur les modèles que nous avons recensés, un seul modèle (Sato et al. 1984) est dédié aux membres inférieurs. L'étude de Sato et al. (1984) a modélisé le TME (en minutes) de l'extension du genou avec l'équation suivante :

$$\text{Log}_{10} TME = 1,96 - 1,23 \times \text{Log}_{10} (\%CMV - 8) \text{ Eq. 2-28}$$

2.3.2.5. Situations particulières

Par ailleurs, certaines études se sont intéressées à des situations particulières telles que l'application de deux efforts simultanément (Kahn et al. 1988), l'articulation chargée passivement (Rose et al. 2000) et la situation de travail extrême (Rose et al. 1992).

Rose et al. (1992) ont suggéré des modèles de TME spécifiques à des situations particulières. En plus du modèle général (n°5 du tableau 2.1), deux modèles ont été proposés pour les situations extrêmes : posture sans charge ou tâche usuelle (Eq. 2-29) et posture très contraignante (Eq. 2-30). La première situation correspond aux tâches où la charge est très faible et où la posture est habituelle (un exemple de chaque situation est schématisé dans la figure 2.4). La deuxième situation correspond aux tâches avec des postures où les angles des articulations sont proches des valeurs extrêmes (par exemple le dos totalement penché vers l'avant (Figure 2.5)).



Figure 2.4: Exemple de posture usuelle (état debout avec les membres supérieurs légèrement décalés par rapport à la position de la posture neutre



Figure 2.5: Exemple de posture contraignante : soulever une charge avec le dos complètement penché vers l'avant

$$TME = 14,74 \times \exp(-5,04 \times fCMV) \text{ Eq. 2-29}$$

$$TME = 6,89 \times \exp(-3,99 \times fCMV) \text{ Eq. 2-30}$$

Lee et al. (1990) ont trouvé qu'il y a une différence significative entre le TME des postures «normales» et les postures contraignantes pour le même pourcentage de la contraction maximale volontaire. Les auteurs ont rapporté un TME de 5,15 minutes pour soulever une charge de 10,4 kg en position assise. Pour soulever la même charge en position debout le TME dépasse 90 minutes. En position couchée, le TME ne dépasse pas 5 minutes pour une charge de 4,5 kg.

Manenica (1986) a développé deux modèles pour les tâches spécifiques de tirer une charge (Eq.2-22) et de torsion du tronc (Eq. 2-23). Les modèles proposés diffèrent de celui dédié au TME des muscles du dos développé par Manenica (1986) (Eq. 2-24) même si le même groupe musculaire est mis en jeu.

Enfin, Kahn et al. (1988) ont trouvé que le TME d'une contraction isométrique d'un groupe musculaire peut être amélioré par la réalisation simultanée d'une deuxième contraction d'autre groupe musculaire.

2.4. Détermination du temps maximum d'endurance par groupe musculaire : approche par centile

L'évaluation des allocations de repos pour une situation de travail statique nécessite la détermination du temps maximum d'endurance de la tâche étudiée. Les modèles d'allocation de repos utilisent en effet le TME pour le calcul des temps de récupération après un travail statique.

Lors de l'élaboration de la méthodologie d'évaluation des allocations de repos pour un travail statique, nous nous sommes confrontés à la problématique du choix du modèle de TME pour un cas pratique de travail statique. En d'autres termes, la question suggérée est la suivante : peut-on exploiter les résultats des 27 modèles recensés pour ressortir une valeur qui tient compte des exigences ergonomiques de l'évaluation des allocations de repos des postes de travail?

En effet, la détermination du temps maximum d'endurance doit être spécifique au muscle sollicité par la tâche en raison des différences de fatigabilité entre les groupes musculaires (Mathiassen et Ahsberg 1999). De plus, la variabilité interindividuelle de la capacité d'endurance doit être prise en compte (Mathiassen et Ahsberg 1999, Hermans et Spaepen 1997). Nous proposons donc une nouvelle méthode de détermination du TME basée sur une approche par centile. Le TME obtenu par cette méthode variera donc selon le centile de la population considérée et le groupe musculaire visé. Le TME sera également déterminé pour les faibles %CMV.

2.4.1. Méthodologie

La méthodologie est basée sur une analyse statistique des données de TME obtenues par les 27 modèles répertoriés. Ceci suppose que les équations des modèles sont considérées comme des observations indépendantes (Van Dieen et Oude Vrielink 1994).

Pour cinq niveaux d'effort 10%CMV, 20%CMV, 30%CMV, 50%CMV et 75%CMV, on compare les TME moyens de quatre groupes musculaires (coude, épaule, hanche/dos, membres inférieurs). Les valeurs de TME de ces groupes musculaires sont comparées

aux valeurs moyennes des modèles d'application générale. Pour effectuer la comparaison, les valeurs de TME sont rapportées à la moyenne des TME de tous les modèles pour le même %CMV. Le tableau 2.7 présente les modèles utilisés pour le calcul des moyennes de TME de chaque catégorie de modèles pour les %CMV inférieurs à 15% et les %CMV supérieurs à 15%. Les TME des %CMV inférieurs à 15% sont calculés par extrapolation, quand c'est possible, pour les modèles développés pour des %CMV supérieurs à 15% (cette démarche est inspirée de Van Dieen et Oude Vrielink 1994). Des lettres et des chiffres sont ajoutés aux désignations des modèles pour différencier les modèles issus de la même étude (D pour dos, G : Général, Ép : Épaule, C : Coude, M : main et Inf : membres inférieurs).

Tableau 2.7: Modèles utilisés pour le calcul des moyennes et écart-types du TME

N°	Modèle	Application générale %CMV		Membres supérieurs				Dos/ hanche	Membres inférieurs
		<15%	>15%	Coude	Épaule	Main	Total		
1	Rohmert G	x	x						
2	Monod G		x						
3	Hagberg			x			x		
4	Huijgens		x						
5	Sato G	x	x						
6	Manenica G	x	x						
7	Sjogaard G	x	x						
8	Rose G	x	x						
11	Rose C 1			x			x		
12	Rohmert Ép				x		x		
13	Rohmert C			x			x		
14	Sato C			x			x		
15	Manenica C			x			x		
16	Rose C 2			x			x		
17	Sato Ép				x		x		
18	Mathiassen				x		x		
19	Garg Ép				x		x		
20	Manenica M					x	x		
21	Manenica D1							x	
22	Manenica D2							x	
23	Manenica D3							x	
24	Rohmert D1							x	
25	Rohmert D2							x	
26	Rohmert D3							x	
27	Sato Inf								x
Nombre total des Modèles		5	7	6	4	1	11	6	1

Ensuite, pour chaque %CMV, des analyses de la variance sont effectuées pour comparer quatre catégories de modèles relatifs au coude, épaule, dos/hanche et les modèles d'application générale. Une catégorie supplémentaire des modèles des TME des membres supérieurs rassemblés sera également comparée aux autres catégories. L'analyse est effectuée par le logiciel JMP 4.0.5 (SAS Institute).

Pour chaque catégorie de modèles on suppose que la variabilité des TME est due à la variabilité des capacités d'endurance des sujets et aux méthodes expérimentales utilisées pour élaborer les modèles. On considère que les valeurs des TME des modèles pour un groupe musculaire et un %CMV suivent une distribution lognormale (la même distribution que pour la force maximale préconisée par la norme EN1005-3). On détermine pour chaque groupe musculaire et pour chaque %CMV, le TME moyen et l'écart type correspondant.

La valeur centile du TME d'une tâche peut donc être calculée en fonction du %CMV à l'aide d'une transformation logarithmique (Eq. 2-31):

$$TME_{p\%} = \exp \left[\ln(TME_{moy}) + z_{p\%} \times \ln \left(\frac{TME_{moy} + \sigma}{TME_{moy}} \right) \right] \quad \text{Eq. 2-31}$$

Où : $TME_{p\%}$ est la valeur p centile du TME en min,

σ est l'écart type en min pour la catégorie de modèles considérée (Tableau 2.7),

TME_{moy} est la moyenne des TME donnés par les modèles pour la catégorie (Tableau 2.7),

$z_{p\%}$ est la valeur z de la loi normale correspondante à la proportion p

Par exemple pour un %CMV=10% au niveau du coude, les modèles utilisés pour calculer la moyenne et l'écart type du TME sont ceux de Hagberg (1981), Rohmert et al. (1986), Sato et al. (1984), Manenica (1986) Rose et al. (1992) et Rose et al. (2000) et (les numéros de ces modèles sont : 3, 13, 14, 15, 11 et 16) (Tableau 2.7). Ces modèles donnent les valeurs de TME en minutes suivantes : 41,19, 5,62, 64,57, 13,20, 6,40 et 11,26. La moyenne du TME pour ce %CMV et ce groupe musculaire est 23,71 min et l'écart type est 23,95 min. Le TME 15^{ème} est calculée en utilisant la formule Eq. 2-31.

$$\begin{aligned} \text{TME}_{15^{\text{ème}} \text{ centile}}(\text{coude}) &= \exp \left[\text{Ln}(23,71) - 1,036 \times \text{Ln} \left(\frac{23,71 + 23,95}{23,71} \right) \right] \\ &= 11,50 \text{ min} \end{aligned}$$

Pour le même %CMV de 10%, si on considère la catégorie des modèles dédiés aux membres supérieurs, on a un total de 11 modèles (n° 3, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19 et 20). La moyenne donnée par ces modèles est 17,75 min et l'écart-type est 18,43. Ceci donne un TME 15^{ème} centile du coude (membres supérieurs) de 9,17 min.

2.4.2. Résultats

2.4.2.1. Analyse comparative

Le tableau 2.8 synthétise les résultats des calculs des moyennes des TME pour chaque catégorie des modèles étudiés. Ces moyennes sont exprimées en minutes et en pourcentage par rapport à la moyenne des TME de tous les modèles. La figure 2.6 donne les courbes du TME moyen de chaque catégorie en fonction du %CMV.

La comparaison des modèles étudiés montre qu'il y a des différences entre les TME de certains groupes musculaires. En particulier le temps d'endurance du dos/hanche est supérieur aux temps d'endurance des autres parties du corps. Pour un %CMV de 20%, le TME des muscles de dos/hanche est 3,7 fois plus grand que le TME des muscles de l'épaule. Cette différence diminue légèrement pour les %CMV élevés. À 75%CMV, le TME des muscles de dos/hanche est 3,2 fois plus grand que le TME des membres supérieurs. L'endurance des membres inférieurs (extenseurs du genou) est proche de l'endurance de l'épaule pour tous les %CMV supérieurs à 10%. Le rapport entre le TME des extenseurs de genou et le TME de l'épaule varie entre 0,97 et 1,05.

Le rapport entre le temps d'endurance du coude et du TME donnée par les modèles d'application générale varie entre 0,89 et 1,51 (Tableau 2.8).

Tableau 2.8: Moyennes des TME par catégorie de modèles

			%CMV				
			10%CMV	20%CMV	30%CMV	50%CMV	75%CMV
TME	Tous les modèles (N=27)	minutes % (*)	21,02 100%	8,94 100%	4,08 100%	1,63 100%	0,71 100%
	Application générale (N=7)	minutes % (*)	27,49 131%	10,38 116%	3,04 75%	1,11 68%	0,45 63%
	Main (N=1)	minutes % (*)	10,59 (**) 50%	6,75 76%	4,31 106%	1,75 108%	0,57 80%
	Coude (N=6)	minutes % (*)	23,71 113%	6,89 77%	3,41 83%	1,20 74%	0,42 60%
	Épaule (N=4)	minutes % (*)	10,60 50%	4,09 46%	2,10 52%	0,89 55%	0,50 71%
	Muscle du dos/hanche (N=6)	minutes % (*)	53,52 (**) 255%	15,27 171%	8,05 197%	3,43 211%	1,61 228%
	Membres inférieurs (N=1)	minutes % (*)	38,88 185%	4,29 48%	2,04 50%	0,92 56%	0,52 73%
	Rose : Articulation chargée passivement (N=1)	minutes % (*)	6,40 30%	4,00 45%	2,51 61%	0,98 60%	0,30 43%
	Rose : Tâche habituelle (N=1)	minutes % (*)	8,90 42%	5,38 60%	3,25 80%	1,19 73%	0,34 48%
	Rose : Situations extrêmes (N=1)	minutes % (*)	4,62 22%	3,10 35%	2,08 51%	0,94 58%	0,35 49%
	(*) % par rapport à la moyenne générale de tous les modèles (première ligne du tableau)						
	(**) Extrapolation pour des pourcentages inférieurs à 15%CMV						

Le tableau 2.9 donne les moyennes, écarts-type et les coefficients de variation des TME par catégorie de modèles. Les données de ce tableau mettent en évidence la relativité de l'écart-type entre les différents %CMV. En effet, même s'il semble diminuer avec l'augmentation du %CMV (Sjogaard 1986), le coefficient de variation augmente généralement avec le %CMV si on considère tous les modèles.

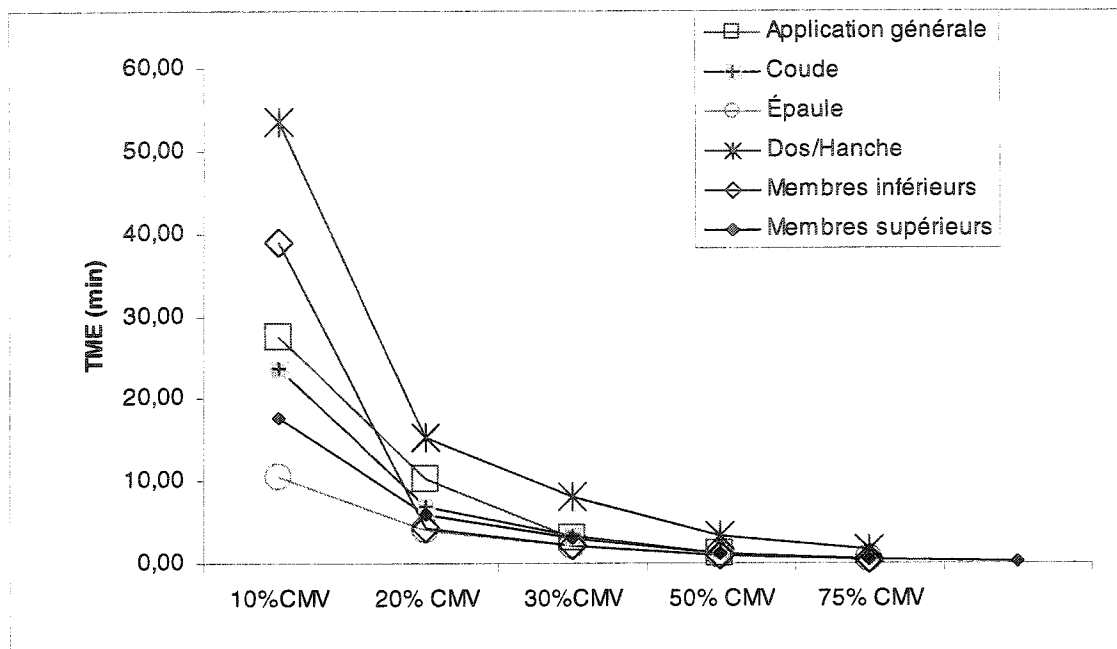


Figure 2.6: Temps maximum moyen en fonction du %CMV pour différents catégories de modèles

La figure 2.7 donne les courbes représentatives du coefficient de variation en fonction du %CMV pour chaque catégorie de modèles. Les courbes relatives aux modèles généraux et les modèles dédiés au dos montrent des coefficients de variation élevés pour les deux extrémités de %CMV (10%CMV et 100%CMV). Pour le coude le coefficient de variation reste relativement stable pour les %CMV supérieurs à 10% (Figure 2.7).

La différence entre les TME des groupes musculaires n'est pas constante par rapport au %CMV. Par exemple, le rapport entre le TME du coude et le TME des membres inférieurs est de 1,64 pour un %CMV de 10%; pour 75% le rapport devient 0,76 (Tableau 2.8).

Tableau 2.9: Moyennes, écarts types et coefficients de variation des TME

%CMV	10%	20%	50%	75%	100%
Tous les modèles (N=27)					
Moyenne (min)	21,02	8,94	1,63	0,71	0,37
Écart-type (min)	18,50	7,83	1,41	0,85	0,62
Coefficient de variation %	88%	88%	69%	87%	120%
Application générale (N=7)					
Moyenne (min)	27,49	10,38	3,04	1,11	0,45
Écart-type (min)	22,73	11,29	0,68	0,34	0,16
Coefficient de variation %	83%	109%	23%	30%	36%
Coude (N=6)					
Moyenne (min)	23,71	6,89	3,41	1,20	0,42
Écart-type (min)	23,95	3,43	1,42	0,53	0,18
Coefficient de variation %	101%	50%	42%	45%	42%
Épaule (N=4)					
Moyenne (min)	10,60	4,09	2,10	0,89	0,50
Écart-type (min)	4,56	1,28	0,15	0,43	0,37
Coefficient de variation %	43%	31%	7%	48%	74%
Membres supérieurs (N=11)					
Moyenne (min)	17,75	5,86	3,01	1,14	0,47
Écart-type (min)	18,43	2,89	1,27	0,51	0,25
Coefficient de variation %	104%	49%	42%	45%	53%
Muscles du dos/hanche (N=6)					
Moyenne (min)	53,52	15,27	8,05	3,43	1,61
Écart-type (min)	69,53	8,72	3,80	2,25	1,57
Coefficient de variation %	130%	57%	47%	65%	98%

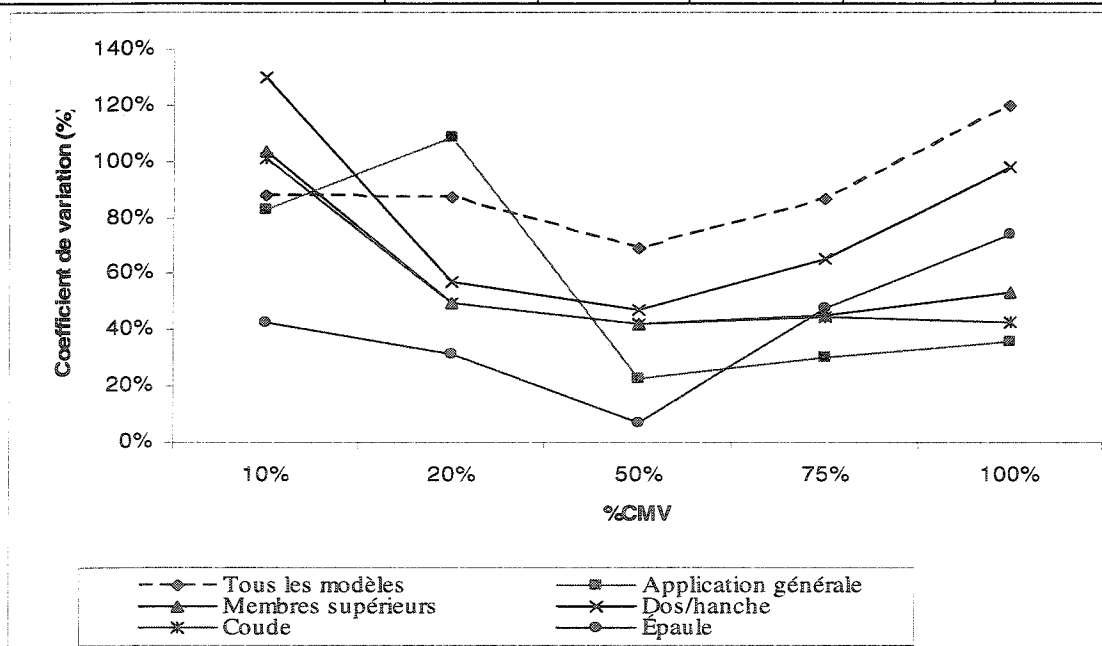


Figure 2.7: Les coefficients de variation des TME par catégorie de modèle pour différents % CMV

2.4.2.2. Analyse de la variance

Le tableau 2.10 donne les résultats de l'analyse de la variance (ANOVA) des moyennes de temps maximum d'endurance des modèles dédiés au coude (N=6), épaule (N=4), dos/hanche (N=6) et des modèles d'application générale (N=7). Pour chaque %CMV, on donne le tableau de synthèse d'ANOVA pour la comparaison des quatre catégories de modèles et un tableau de comparaison des moyennes de TME des catégories de modèles deux à deux.

Le tableau 2.11 donne les résultats de la comparaison en considérant une catégorie de tous les modèles dédiés aux membres supérieurs. En effet, nous avons rassemblé dans une même catégorie, tous les modèles dédiés aux membres supérieurs (coude, épaule et main) puisque les TME de ces groupes musculaires ne sont pas significativement différents (Rohmert 1986). Ainsi, on obtient plus de données pour l'analyse statistique (N=11 pour les modèles des membres supérieurs rassemblés). La comparaison est effectuée entre trois catégories de modèles de TME: modèles généraux, modèles pour les membres supérieurs et modèles pour le dos/hanche.

La différence entre les moyennes des TME selon les modèles par groupe musculaire et les modèles d'application générale est globalement non significative pour des faibles pourcentages de la contraction maximale volontaire à un niveau de confiance $\alpha=0,05$ (pour 20%CMV, $\text{Prob}>F=0,1641$) (Tableau 2.10). Pour le même niveau d'effort, le temps maximum d'endurance du dos/hanche est significativement différent des temps d'endurance des modèles dédiés à l'épaule (la différence entre la moyenne des TME pour le dos/hanche et la moyenne des TME de l'épaule est supérieure à LSD (least significant difference) ou la différence significative minimale (Tableau 2.10)). Les moyennes des TME de l'épaule et celles des TME du coude ne sont pas significativement différentes de la moyenne des TME des modèles généraux. La même remarque est valable si on considère le TME des membres supérieurs par rapport au Dos/hanche (Tableau 2.11).

Pour les contractions 30%CMV, 50%CMV et 75%CMV, la différence entre les moyennes des temps maximaux d'endurance par muscle et les temps maximaux des modèles d'application générale est globalement significative à un niveau de confiance $\alpha=0,05$ ($p=0,0007$; $p=0,0063$, $p=0,0305$ respectivement pour les contractions 30%CMV, 50%CMV et 75%CMV) (Tableau 2.10). Les comparaisons des moyennes de TME deux à deux pour les contractions de 30%, 50% et 75%CMV montrent que le temps d'endurance du dos/hanche est significativement différent des temps d'endurance donnés par les modèles dédiés aux autres groupes musculaires et aux temps donnés par les modèles d'application générale (Tableaux 2.10 et 2.11).

2.4.3. Détermination de la valeur centile du temps maximum d'endurance

Nous aboutissons dans ce paragraphe à la réponse au deuxième objectif de ce mémoire : la détermination de la valeur centile du TME en fonction du %CMV.

Le tableau 2.12 donne les valeurs centiles (5^{ème}, 10^{ème} et 15^{ème}) du TME pour différents pourcentages de la contraction maximale volontaire en fonction du groupe musculaire le plus sollicité. Le minimum des TME calculés par les modèles de chaque catégorie est rapporté dans la colonne de droite.

Les résultats du tableau 2.12 permettent de calculer les valeurs centiles, selon la distribution fournie par différents modèles publiés, de TME en fonction du groupe musculaire le plus sollicité et du pourcentage de la contraction maximale volontaire.

La figure 2.8 donne les courbes du TME en fonction du %CMV obtenues par les différents modèles pour chaque catégorie en comparaison avec la courbe du TME 15^{ème} centile obtenue par la présente étude.

Tableau 2.12: Valeurs centiles du TME (min)

		Moyenne	Écart type	5 ^{ème} centile	10 ^{ème} centile	15 ^{ème} centile	Valeur minimale des TME des modèles
10 % CMV	Général	27,49	22,73	10,21	12,70	14,72	5,25
	Coude	23,71	23,95	7,52	9,69	11,50	5,62
	Épaule	10,60	4,56	5,88	6,70	7,31	5,79
	Membres supérieurs	17,75	18,43	5,50	7,12	8,48	5,62
	Dos/Hanche	53,52	69,53	13,61	18,42	22,59	8,08
15 % CMV	Général	10,77	5,49	5,46	6,35	7,02	4,26
	Coude	11,28	7,65	4,81	5,81	6,59	3,20
	Épaule	6,24	2,48	3,59	4,06	4,41	4,01
	Membres supérieurs	9,19	6,10	3,98	4,78	5,42	3,20
	Dos/Hanche	24,72	20,31	9,22	11,46	13,28	6,52
20 % CMV	Général	10,38	11,29	3,10	4,04	4,84	3,46
	Coude	6,89	3,43	3,54	4,10	4,53	2,14
	Épaule	4,09	1,28	2,62	2,89	3,09	3,10
	Membres supérieurs	5,86	2,89	3,03	3,51	3,87	2,14
	Dos/Hanche	15,27	8,72	7,26	8,55	9,55	5,26
25 % CMV	Général	4,68	1,88	2,68	3,03	3,30	2,81
	Coude	4,70	2,02	2,61	2,98	3,25	1,57
	Épaule	2,86	0,54	2,15	2,29	2,39	2,38
	Membres supérieurs	4,10	1,77	2,27	2,59	2,82	1,57
	Dos/Hanche	10,72	5,14	5,63	6,49	7,15	4,24
30 % CMV	Général	3,04	0,68	2,18	2,34	2,46	2,29
	Coude	3,41	1,42	1,92	2,18	2,37	1,22
	Épaule	2,10	0,15	1,88	1,93	1,96	1,88
	Membres supérieurs	3,01	1,27	1,69	1,92	2,09	1,22
	Dos/Hanche	8,05	3,80	4,26	4,91	5,40	3,42
40 % CMV	Général	1,72	0,46	1,16	1,27	1,34	1,06
	Coude	1,95	0,85	1,08	1,23	1,34	0,82
	Épaule	1,29	0,34	0,88	0,95	1,01	0,84
	Membres supérieurs	1,78	0,78	0,98	1,12	1,22	0,82
	Dos/Hanche	5,05	2,76	2,47	2,89	3,22	2,23
50 % CMV	Général	1,11	0,34	0,72	0,79	0,84	0,48
	Coude	1,20	0,53	0,65	0,75	0,82	0,60
	Épaule	0,89	0,43	0,47	0,54	0,60	0,32
	Membres supérieurs	1,14	0,51	0,62	0,71	0,78	0,32
	Dos/Hanche	3,43	2,25	1,50	1,80	2,04	1,45
75 % CMV	Général	0,45	0,16	0,27	0,30	0,32	0,14
	Coude	0,42	0,18	0,24	0,27	0,29	0,22
	Épaule	0,50	0,37	0,20	0,25	0,28	0,03
	Membres supérieurs	0,47	0,25	0,23	0,27	0,30	0,03
	Dos/Hanche	1,61	1,57	0,52	0,67	0,79	0,49

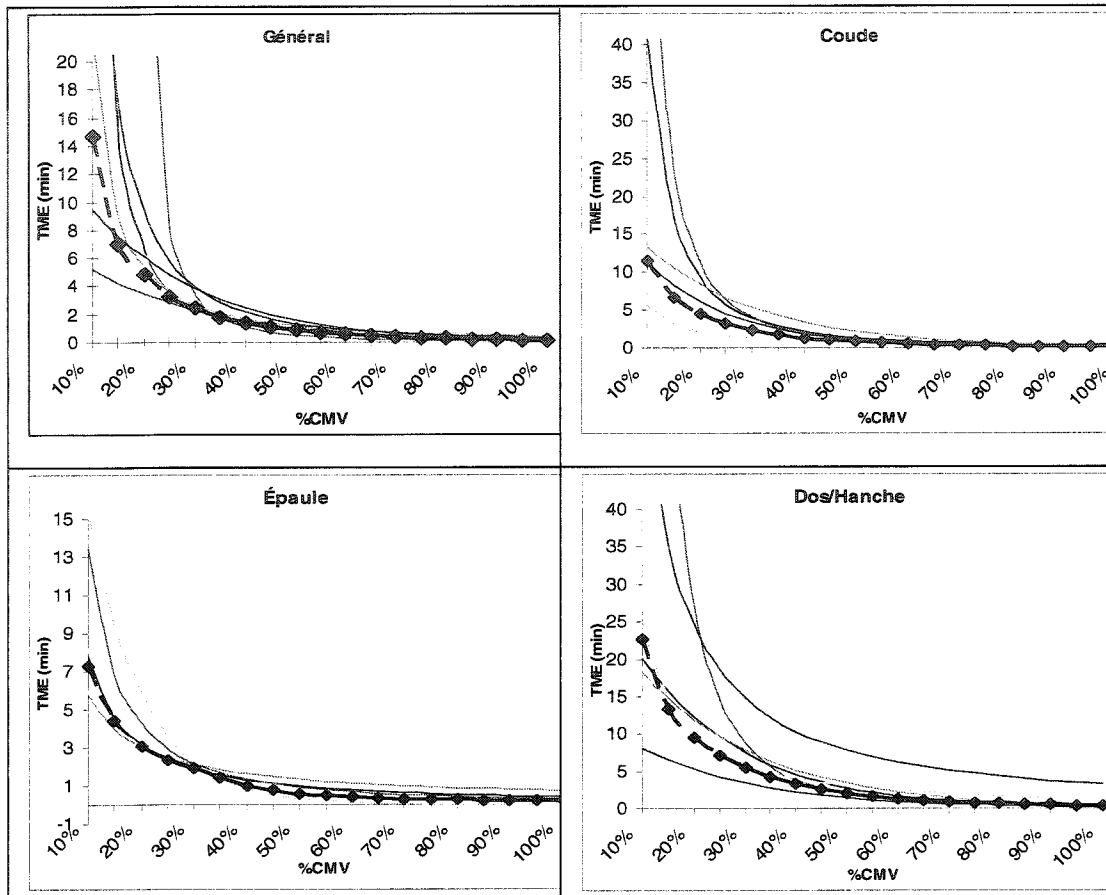


Figure 2.8: Les courbes de TME en fonction du %CMV obtenues par les modèles de TME. La courbe en trait pointillé représente la courbe du TME 15^{ème} centile de la présente étude

La valeur minimale des TME des modèles étudiés est inférieure au TME 15^{ème} centile du tableau 2.12. La même remarque est indiquée par la figure 2.8. La figure montre que la courbe 15^{ème} centile est au-dessus de la courbe du modèle qui donne la plus faible valeur de TME. Ceci indique que, probablement les sujets du modèle le plus conservateur sont dans la proportion de la population qui est inférieure au 15^{ème} centile.

Exemple de détermination du temps maximum d'endurance à partir du tableau 2.12:

Pour une tâche qui demande un effort équivalent à 20%CMV au niveau de l'épaule, 5% de la population auront un temps maximum de maintien de l'effort inférieur à 2,62 min et 10% de la population auront un temps maximum de maintien de 2,89 min. Quinze pour cent de la population la plus faible auront un temps maximum de maintien inférieur à 3,09 min.

CHAPITRE 3 : COMPARAISON DES MODÈLES D'ALLOCATION DE REPOS POUR LE TRAVAIL STATIQUE

3.1. État de la question

Les capacités physiques et mentales diminuent généralement suite à l'exécution d'une tâche de travail (Mital 1991). Ce phénomène est communément appelé «fatigue» (Rohmert 1973a). Selon l'origine de la fatigue, des allocations de repos doivent être introduites au travail. Ces allocations sont exprimées en pourcentage du temps de repos par rapport au temps de travail effectif.

Konz (1998) distingue trois types d'allocation de repos pour la fatigue : physique, mentale et environnementale. La fatigue physique peut être due à la dépense énergétique (travail dynamique) ou au travail statique (fatigue musculaire locale). Les allocations de repos pour les conditions environnementales incluent les conditions thermiques, le bruit, la vibration et l'éclairage (Freivalds et Goldberg 1988).

Pour les allocations de repos basées sur l'effort physique, les études se sont intéressées essentiellement à la fatigue engendrée par la dépense énergétique (Rohmert 1973b, Kilbom 1995, Waters et al. 1993). Ceci peut être expliquée par les difficultés rencontrées pour la mesure du travail statique : mesure de l'effort, difficulté pour repérer un indice fiable qui reflète la fatigue musculaire locale.

Pour contourner ces difficultés, certaines méthodes ont été basées sur des études empiriques des allocations de repos constatées dans différentes industries (Bureau international de travail 1979, Cornman 1970, Page 1964). Ces méthodes présentées généralement sous forme de tableaux, sont peu précises et ne tiennent pas compte de toutes les situations de travail. Notamment, les résultats obtenus par ces méthodes dépendent de l'interprétation de l'évaluateur (Lund et Mericle 2000).

D'autres méthodes sont basées sur une approche psychophysique. Pour ces méthodes le cycle optimal de travail/repos est celui fixé par l'opérateur lui-même (Abu-Ali et al. 1996, Lee 2003).

Pour le travail statique intermittent, certaines méthodes incluent la fréquence des actions comme paramètre d'évaluation (LUBA, OCRA, Snook et Ciriello 1991). Ces méthodes fournissent une idée sur l'organisation temporelle du travail. Mais elles restent limitées quant à leur application pour le travail statique. Leur mise en application reste peu précise pour l'évaluation des AR.

Néanmoins, des modèles ont été établis pour prédire le temps de repos nécessaire à la récupération suite à un travail statique. Ces modèles peuvent servir pour l'évaluation des allocations de repos pour les tâches statiques.

Toutefois, on constate qu'il y a peu ou presque pas d'études de cas sur l'évaluation des allocations de repos pour le travail statique. Price (1990b) a présenté une procédure de calcul des allocations de repos. Cependant cette procédure n'est pas assez détaillée, notamment par l'omission d'un exemple pour le travail statique.

Dans le cadre du présent travail nous avons retenu quatre modèles d'allocations de repos en plus de la norme EN1005-3. Il s'agit des modèles de Rohmert (1973a), Milner (1985), Rose et al. (1992) et Bystrom et Fransson-Hall (1994). Ces modèles restent les plus spécifiques à l'évaluation de l'organisation temporelle du travail statique. Les recommandations de ces modèles seront comparées aux recommandations de la norme EN1005-3. Cette norme permet d'évaluer l'acceptabilité des tâches statiques en fonction des données de force et de l'organisation temporelle de ces tâches.

Dans la section suivante nous présenterons en détail les quatre modèles retenus en plus de la norme EN1005-3.

3.2. Présentation des modèles d'allocation de repos pour le travail statique

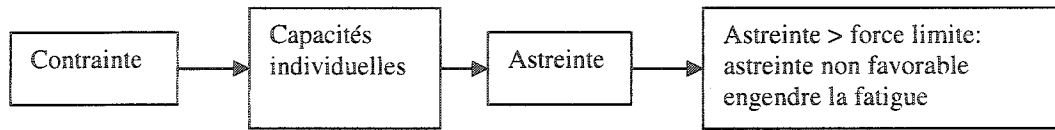
3.2.1. Modèle de Rohmert (1973a)

Dans le but de combler le vide constaté dans les outils disponibles pour l'évaluation des allocations de repos, Rohmert (1973a) a proposé une démarche rationnelle de gestion temporelle du travail. Pour assurer l'uniformité des résultats de son étude, des définitions précises des notions liées à la gestion du temps de repos, ont été indiquées (Tableau 3.1).

Tableau 3.1: Définitions des notions reliées à la récupération selon Rohmert (1973a)

Notions	Définitions
Contrainte	L'ensemble de tous les paramètres influençant l'homme au travail.
Astreinte	L'ensemble des effets de la contrainte sur les conditions physiques pour différentes situations. L'effet de la contrainte dépend également des capacités de l'individu. L'intensité de l'astreinte varie en fonction de l'intensité de la contrainte et sa durée dans le temps.
Fatigue	La réduction de la capacité fonctionnelle d'un organe ou un organisme résultant d'une action. La fatigue est éliminée par la récupération.
Degré de fatigue	L'état d'une capacité fonctionnelle d'un organe ou d'un organisme atteint par la fatigue et la récupération comme résultat d'un effort.
Récupération	L'augmentation de la capacité fonctionnelle d'un organe ou un organisme, pour lequel cette capacité avait été réduite suite à une fatigue. La récupération s'effectue en cessant, réduisant ou modifiant l'effort.

Le schéma suivant représente le processus de la fatigue et la récupération selon Rohmert (1973a).



Le modèle de Rohmert est construit sur la base des hypothèses suivantes :

- Il n'y a pas de réduction de la capacité (pas de fatigue) si %CMV < 15%;
- Plus la durée de travail statique fatiguant (>15% CMV) augmente plus la réduction de la capacité résiduelle est importante;
- Avec le même temps d'effort, la réduction de la capacité augmente avec la charge de travail (fatiguant);
- Il n'y a pas de différence dans la fatigabilité et la récupération dans les résultats par rapport aux groupes musculaires et par rapport aux différences interindividuelles.

Ainsi l'allocation de repos, selon le modèle de Rohmert, est calculée par Eq. 3-1.

$$AR = 18 \times \left(\frac{t}{TME} \right)^{1.4} \times (fCMV - 0.15)^{0.5} \times 100 \text{ Eq. 3-1}$$

Où :

AR= est l'allocation de repos exprimée en pourcentage de la durée de maintien t

TME= temps maximum d'endurance (min)

t est la durée de maintien (min)

fCMV est la force relative (%CMV/100), $\in [0,1]$.

3.2.2. Modèle de Milner (1985)

Dans l'étude de Milner (1985), un modèle a été développé pour la prédiction du niveau de récupération après un effort statique. Le protocole expérimental est basé sur l'évaluation subjective du niveau d'inconfort après différentes durées de repos. Une posture normalisée pour tous les sujets (24 étudiants volontaires) a été testée. La posture

normalisée consistait à maintenir sans charge les mains à une distance égale à la distance d'atteinte et à une hauteur de 50% de la hauteur des épaules.

Les variables du modèle sont la durée de maintien de la posture statique et la durée du repos. De ce fait, le modèle ne nécessite pas l'estimation de la charge exprimée en pourcentage de la contraction maximale volontaire. Les difficultés de l'estimation fiable de la charge rendent cette démarche avantageuse par rapport aux modèles qui nécessitent la détermination de la valeur de la charge pour calculer le temps de repos. Cependant, le temps maximum d'endurance de la posture étudiée reste à déterminer. En outre, le modèle ne donne pas directement le temps de repos nécessaire pour une récupération complète.

Dans le modèle de Milner (1985), la fatigue est exprimée en terme de réduction du temps d'endurance ou par le niveau de récupération. En l'absence de la fatigue le niveau de récupération est égal à 100%. Autrement dit, le temps maximum de maintien de la posture est égal au temps maximum d'endurance. Un niveau de récupération ($Rec\%$) de 50% signifie que la posture ne peut être maintenue que pour la moitié du temps maximum d'endurance à partir de cet état. Pour Milner une récupération à 100% n'est pas possible. Une période de repos 16 fois le TME n'est pas suffisante pour une récupération complète (Barbonis 1979); cette récupération peut prendre des jours (Kilbom et al. 1983).

Deux formules ont été proposées pour le calcul du niveau de récupération :

1- Modèle pour un exercice sans répétition :

$$Rec\% = \left(1 - \frac{t}{TME}\right) + \frac{t}{TME} \times \exp\left(-0.164 \times \frac{t}{TR}\right) \text{ Eq. 3-2}$$

2- Modèle avec exercices répétés:

$$Rec_{i+1}\% = Rec_i\% \times \exp\left(-0.5 \times \frac{TR}{TME}\right) + \left[1 - \exp\left(-0.5 \times \frac{TR}{TME}\right) - t \times \left(1 - \exp\left(-0.164 \times \frac{t}{TR}\right)\right)\right] \text{ Eq. 3-3}$$

Où:

$Rec_i\%$ est le niveau de récupération à la $i^{ème}$ exercice,

t est le temps de maintien (min),

TR est le temps de repos (min),

TME est le temps maximum d'endurance (min).

Le modèle de Milner ne permet pas de calculer directement le temps de repos alloué suite à un travail statique. Pour déterminer le temps recommandé de repos, en utilisant le premier modèle de Milner, on s'est fixé un niveau de récupération de 99%. La formule du Rec devient Eq. 3-4 :

$$TR_{Milner99\%} (\text{min}) = \frac{0,164 \times t}{4,61 + \ln\left(\frac{t}{100 \times t - TME}\right)} \text{ Eq. 3-4}$$

Où :

t est le temps de maintien de l'effort en minutes et
TME est le temps maximum d'endurance.

3.2.3. Modèle de Rose et al. (1992)

Dans le cadre d'un projet concernant le domaine de la construction Rose et al. (1992) ont développé un modèle qui permet de calculer le temps maximum d'endurance et le temps de repos nécessaire pour récupérer suite à un travail statique. Le modèle tient compte des situations particulières rencontrées dans l'industrie de la construction. L'étude expérimentale est basée sur des postures représentatives des tâches des travailleurs de la construction (Figure 3.1). Les cas «des articulations chargées passivement* » et des postures avec des faibles charges (inférieures à 15%CMV) ont été également étudiés.

Ainsi, un modèle général et trois modèles spécifiques ont été proposés pour le calcul du TME (voir le chapitre 2). Le modèle de calcul du temps de repos est donné par la formule Eq. 3-5.

$$TR = 3 \times t \times TME^{-1.52} \text{ Eq. 3-5}$$

À noter que pour le modèle de Rose et al., une récupération totale correspond au «temps nécessaire pour que le sujet juge qu'il est en mesure de reprendre son travail».

* Dans le cas du coude chargé passivement, l'avant-bras est maintenu horizontalement et le bras supporté par un coussin. La charge est appliquée au niveau de la main.

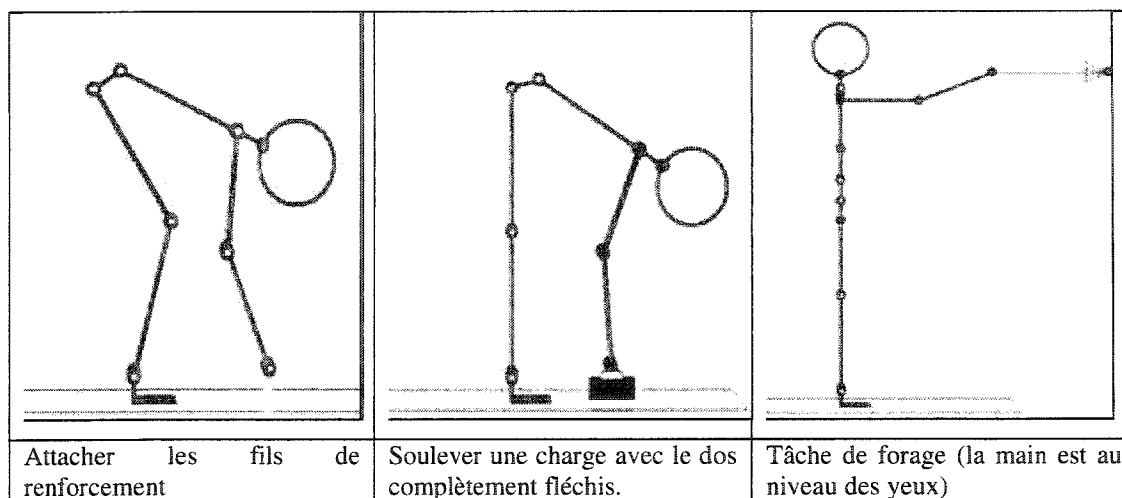


Figure 3.1: Exemples de postures représentatives des tâches des travailleurs de construction d'après Rose et al. (1992)

3.2.4. Modèle de Bystrom et Fransson-Hall (1994)

Bystrom et Fransson-Hall (1994) ont étudié la fatigue due au travail statique intermittent. Plusieurs indices ont été utilisés pour analyser la fatigue: la fréquence cardiaque, la pression sanguine, le débit sanguin musculaire, l'effort perçu et l'élimination du potassium et du lactate du muscle. Le but de l'étude est d'établir des limites d'acceptabilité des contractions statiques intermittentes pour le poignet. Ces limites sont basées sur des mesures directes et indirectes de la fatigue (Tableau 3.2).

Bystrom et Fransson-Hall (1994) ont suivi l'évolution des critères de la fatigue pour différents cycles de travail (les cycles de travail étudiés varient entre 5s travail/2,4s repos et 5s travail/15s repos avec des contractions de 10% à 40%CMV).

Basé sur ces critères il a été trouvé que pour :

- Les contractions intermittentes, la force moyenne acceptable
 $\%CMV_{moyen} = 17\%$ Eq. 3-6
- Pour les contractions continues, la force moyenne acceptable
 $\%CMV_{moyen} = 10\%$ Eq. 3-7

Tableau 3.2: Critères de la fatigue utilisés par Bystrom et Fransson-Hall (1994)

Les signes de fatigue durant l'exercice :	Les signes résiduels de la fatigue pendant la récupération :
1- Diminution du nombre de passages à zéro du signal EMG. 2- Augmentation significative du niveau de perception subjective. 3- Augmentation progressive du flux sanguin de l'avant-bras. 4- Un niveau élevé du taux du métabolisme anaérobique.	1- Une présence d'une faible fréquence de fatigue déterminée par une stimulation électrique (mesurée par un vibromètre à résonance). 2- Diminution de la capacité fonctionnelle déterminée par la diminution de la contraction maximale volontaire. 3- Perte significative du potassium des muscles actifs. 4- Diminution du nombre de passages à zéro du signal EMG pendant le test de contraction.

Le %CMV_{moyen} utilisé par le modèle de Bystrom et Fransson-Hall (1994) est calculé par la formule suivante:

$$\%CMV_{moyen} = \frac{(\%CMV_{repos} \times TR) + (\%CMV_{travail} \times t)}{TR + t} \text{ Eq. 3-8}$$

où t est la durée du travail (s),

TR la durée du repos (s),

%CMV_{repos} est le pourcentage de la contraction maximale volontaire durant le repos

et %CMV_{travail} est le pourcentage de la contraction maximale volontaire durant le travail.

Si on considère que le %CMV_{repos} est négligeable, l'équation Eq. 3-8 devient :

$$\%CMV_{moyen} = \frac{(\%CMV_{travail} \times t)}{TR + t} \text{ Eq. 3-9}$$

On obtient ainsi pour les deux types de contractions les équations de calcul du temps de repos suivantes :

- Les contractions continues : $TR = \frac{(\%CMV \times t)}{10} - t \text{ Eq. 3-10}$

- Les contractions intermittentes : $TR = \frac{(\%CMV_{travail} \times t)}{17} - t \text{ Eq. 3-11}$

Dans le cadre de cette étude on retient une formulation unique du TR pour le travail statique Eq. 3-12 (combinaison entre les formules 3-10 et 3-11).

$$TR = \frac{(\%CMV_{travail} \times t)}{15} - t \text{ Eq. 3-12}$$

3.2.5. Norme EN1005-3 (2002)

La norme EN1005-3 spécifie les limites des forces recommandées pour les tâches requises lors de l'utilisation des machines. La norme permet aussi « l'appréciation du risque d'actions liées à l'utilisation normale d'une machine par une population donnée ». La force acceptable recommandée par la norme est calculée à partir de la force maximale qui correspond à la population étudiée. Des multiplicateurs sont utilisés pour corriger cette force maximale en tenant compte de la vitesse de mouvement (m_v), la fréquence et la durée d'une action (m_f), la durée cumulée de toutes les actions (m_d), et la zone de risque (m_r).

La norme peut être utilisée, également, pour calculer la fréquence maximale acceptable pour une tâche de travail statique. C'est dans ce sens que la norme est aussi un outil d'évaluation de l'organisation temporelle du travail. La fréquence acceptable recommandée par la norme permet, en effet, de déterminer la proportion du temps à allouer au repos par rapport au temps de travail. Les temps de repos recommandés par la norme peuvent donc être comparés aux recommandations des modèles cités ci-dessus.

Pour calculer la fréquence acceptable recommandée par la norme EN1005-3, on procède par simulation. Considérons une tâche donnée avec une force appliquée F . Pour une proportion p de la population donnée on calcule la force maximale correspondante à la tâche $F_{\max p\%}$ (on peut utiliser le logiciel 3DSSPP pour ce calcul). Selon la norme EN1005-3, la force acceptable pour une tâche est donnée par la formule Eq. 3-13 :

$$F_{acceptable} = F_{\max p\%} \times m_v \times m_f \times m_d \times m_r \text{ Eq. 3-13}$$

$$\text{d'où: } m_r = \frac{F_{\text{acceptable}}}{F_{\text{max}_{p\%}}} \times \frac{1}{m_v \times m_f \times m_d} = \frac{\%CMV_{p\%}}{m_v \times m_f \times m_d} \text{ Eq. 3-14}$$

Où $\%CMV_{p\%}$ est la valeur p centile du $\%CMV$ pour la population cible et $F_{\text{max}_{p\%}}$ est la force maximale pour la même population.

Dans le cas où la force F ainsi que la durée d'une action sont fixées pour le poste étudié, l'acceptabilité de la tâche est déterminée par la fréquence des actions.

Pour déterminer la fréquence maximale acceptable, on fait varier la fréquence (ce qui fait varier les multiplicateurs m_f et m_d) et à chaque fois on regarde si le multiplicateur pour le risque m_r est dans la zone acceptable (0,5 à 0,7) en utilisant la formule Eq. 3-14.

La fréquence maximale acceptable est ainsi obtenue. Si cette fréquence est nulle, la tâche sera considérée non acceptable. Il faut alors diminuer la force.

3.3. Comparaison générale des modèles d'allocation de repos

Dans les modèles vus dans le paragraphe précédent, les allocations de repos dépendent de deux variables : la niveau d'effort ($\%CMV$) et la durée de maintien exprimée en pourcentage par rapport au TME. Mais ces variables ne sont pas incluses toutes les deux pour certains modèles.

Pour le modèle de Milner les allocations de repos sont déterminées uniquement en fonction du pourcentage de la durée de maintien par rapport au TME ($\%TME$). Par contre, ce pourcentage de la durée de maintien n'est pas inclus dans les modèles de Rose et al. (1992) et de Bystrom et Fransson-Hall (1994). Seule la connaissance du $\%CMV$ est nécessaire pour calculer les allocations de repos recommandées par ces modèles. À noter que dans le cas du modèle de Rose la formule de calcul utilise le TME. Mais, puisque le TME est directement lié au $\%CMV$, les allocations de Repos du modèle de Rose peuvent être calculées en utilisant le $\%CMV$. Quant au modèle de Rohmert les deux variables ($\%CMV$ et la durée de maintien) sont incluses.

Nous effectuerons dans cette section une comparaison entre les modèles d'allocation de repos en fonction des deux variables $\%CMV$ et $\%TME$.

Le tableau 3.3 donne les allocations de repos recommandées par les quatre modèles pour cinq niveaux d'effort (20%CMV, 40%CMV, 60%CMV, 80%CMV et 100%CMV) et pour des durées de maintien de 20%TME, 40%TME, 60%TME, 80%TME et 100%TME.

Ces allocations de repos sont présentées graphiquement par les courbes de la figure 3.2. La figure 3.3 présente le modèle qui recommande le plus d'allocation de repos pour chaque combinaison de niveau d'effort et de durée de maintien.

On constate que pour les %CMV faibles à modérés (20% et 40%), le modèle de Milner donne plus de repos que les autres modèles. Mais pour les niveaux d'effort élevés (>60%CMV) le modèle de Milner ne donne pas assez de repos par rapport aux modèles de Rose et Rohmert pour des durées de maintien supérieures à 40%TME (Figure 3.3).

Ceci indique que les allocations de repos du modèle de Milner sous-estiment l'effet du %CMV dans les cas où ces pourcentages sont élevés.

Pour les niveaux d'effort élevés (60%CMV), le modèle de Rose recommande plus de repos dans les cas de %TME inférieur à 40%. Pour des durées de maintien élevées, les modèles de Rohmert et Milner donnent plus de repos.

Pour les niveaux d'effort très élevés (80%CMV) le modèle de Rose recommande plus de repos que les autres modèles quel que soit le temps de maintien. Selon le modèle de Rose les allocations de repos augmentent exponentiellement en fonction du %CMV. Cette augmentation est plus importante que l'augmentation due au %TME dans les modèles de Rohmert et Milner.

Tableau 3.3: Comparaison des AR de quatre modèles

	20%TME	40%TME	60%TME	80%TME	100%TME
%CMV=20%					
TME=4,74min					
Durée de maintien (s)	57	114	171	228	285
Rohmert	42%	112%	197%	294%	402%
Milner	292%	544%	758%	942%	1102%
Rose	28%	28%	28%	28%	28%
Bystrom	33%	33%	33%	33%	33%
Coefficient de variation	131%	137%	136%	133%	129%
%CMV= 40%					
TME=1,40min					
Durée de maintien (s)	17	34	50	67	84
Rohmert	95%	250%	440%	659%	900%
Milner	292%	544%	758%	942%	1102%
Rose	181%	181%	181%	181%	181%
Bystrom	167%	167%	167%	167%	167%
Coefficient de variation	44%	62%	72%	78%	82%
%CMV=60%					
TME=0,59min					
Durée de maintien (s)	7	14	21	28	35
Rohmert	127%	335%	591%	883%	1207%
Milner	292%	544%	758%	942%	1102%
Rose	666%	666%	666%	666%	666%
Bystrom	300%	300%	300%	300%	300%
Coefficient de variation	66%	38%	34%	42%	51%
%CMV=80%					
TME=0,28min					
Durée de maintien (s)	3	7	10	14	17
Rohmert	152%	402%	710%	1062%	1451%
Milner	292%	544%	758%	942%	1102%
Rose	2062%	2062%	2062%	2062%	2062%
Bystrom	433%	433%	433%	433%	433%
Coefficient de variation	121%	93%	74%	61%	54%
%CMV=100%					
TME=0,10min					
Durée de maintien (s)	1	2	4	5	6
Rohmert	174%	460%	812%	1214%	1660%
Milner	292%	544%	758%	942%	1102%
Rose	9623%	9623%	9623%	9623%	9623%
Bystrom	567%	567%	567%	567%	567%
Coefficient de variation	174%	163%	152%	141%	132%

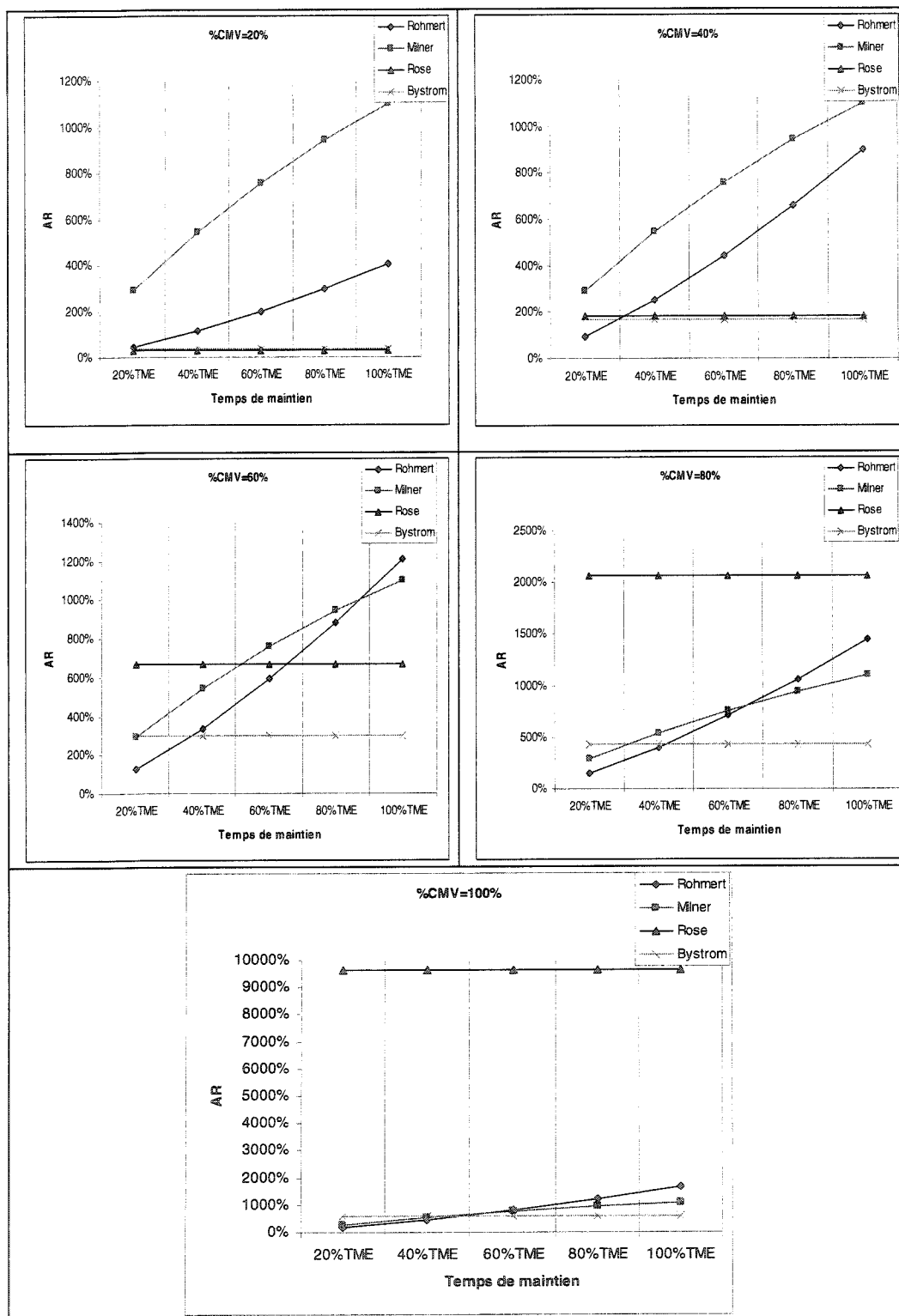


Figure 3.2: Courbes représentatives des allocations de repos pour différents niveaux d'effort en fonction de la durée de maintien exprimée en pourcentage par rapport au TME

La comparaison générale entre les quatre modèles d'allocation de repos montre qu'il y a des différences entre les temps de repos recommandés par les différents modèles en fonction des conditions de travail (Tableau 3.3, Figure 3.2), notamment le niveau d'effort et la durée de maintien. En effet les coefficients de variation des allocations de repos des quatre modèles pour chaque durée de maintien et de %CMV, sont compris entre 44% et 174% (Tableau 3.3). Le rapport entre les allocations de repos du modèle le plus conservateur et celles du modèle le moins conservateur peut atteindre dans certain cas 55 (Rose par rapport à Rohmert pour 100%CMV et 20%TME).

Niveau d'effort	80-100 %CMV	Extrêmement Élevé	Rose				
	60-80 %CMV	Très élevé					
	40-60 %CMV	Élevé	Rose	Milner et Rohmert			
	20-40 %CMV	Modéré	Milner				
	0-20 %CMV	Effort Faible					
			20%TME	40%TME	60%TME	80%TME	100%TME
			Temps de maintien				

Figure 3.3: Le modèle qui donne le plus de repos en fonction du niveau d'effort et la durée de maintien exprimée en pourcentage par rapport au TME

Dans le chapitre suivant, nous réaliserons une étude de cas pour vérifier ces différences dans des situations réelles de travail. Cette étude permettra également de mettre en application les modèles d'allocation de repos présentés ci-dessus.

CHAPITRE 4 : ÉTUDE DE CAS

4.1. Méthodologie

L'étude consiste à évaluer les allocations de repos de sept postes de travail répartis dans trois domaines d'activités: imprimerie, automobile et pépinière.

Le choix de ces postes tient compte de la présence d'une composante de travail statique prédominante par rapport à la composante dynamique.

L'analyse repose sur des observations filmées des postes de travail et sur une analyse biomécanique des tâches exécutées dans chacun des postes.

Les quatre modèles présentés dans le chapitre précédent seront utilisés pour calculer le temps de repos nécessaire suite à un travail statique. Également la norme EN1005-3 peut être utilisée pour l'évaluation des allocations de repos. En effet cette norme permet d'évaluer l'organisation temporelle du travail statique par le biais de la fréquence et de la durée de l'exécution des efforts statiques.

La figure 4.1 schématise la procédure utilisée dans ce travail pour évaluer les allocations de repos.

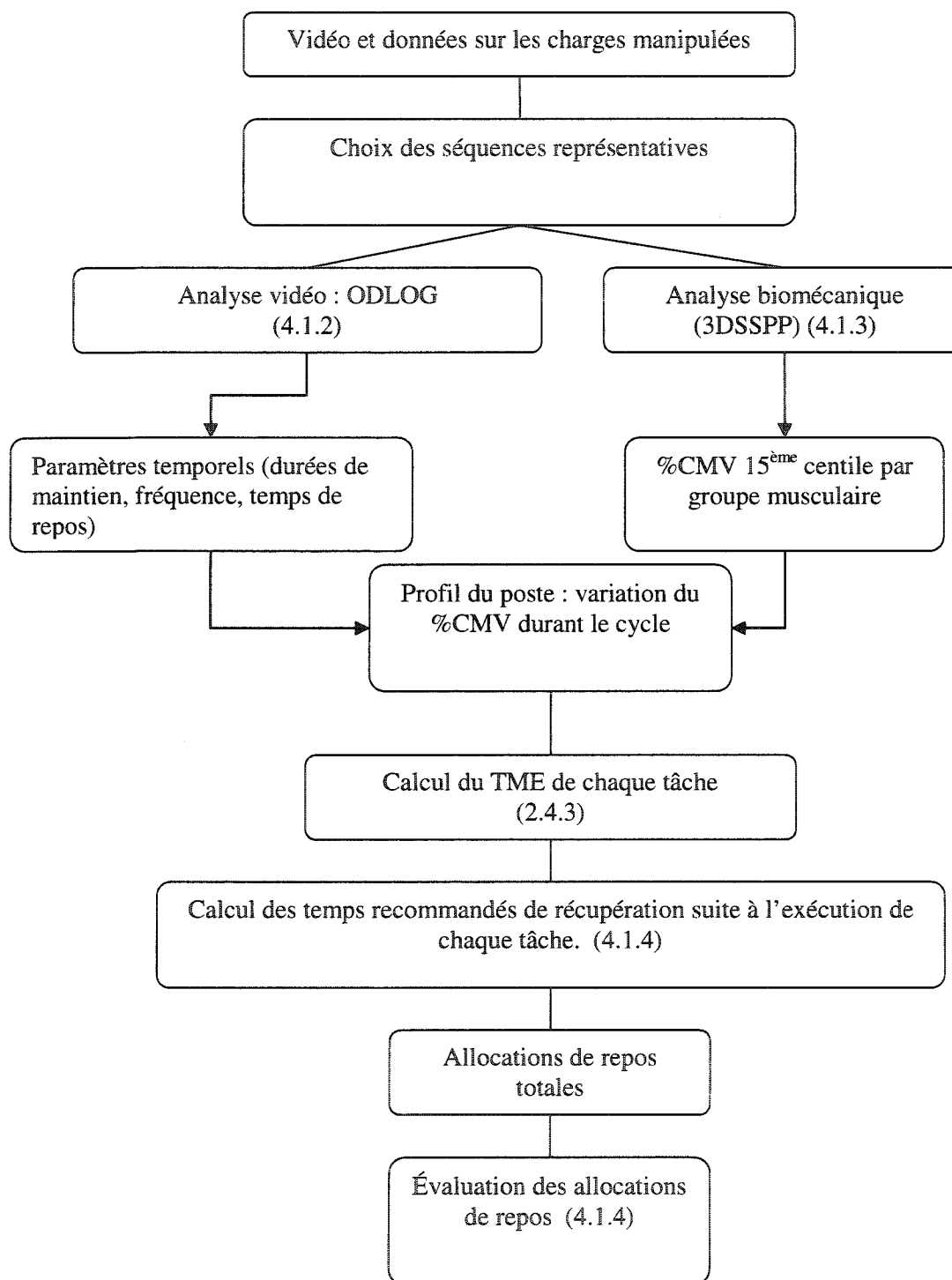


Figure 4.1: Diagramme de la procédure d'évaluation des allocations de repos

4.1.1. Postes étudiés

Les tableaux 4.1, 4.2 et 4.3 résument les descriptions des travaux exécutés à chaque poste. Les quatre premiers postes appartiennent au secteur de la reliure (industrie de l'imprimerie). Le cinquième poste provient d'un manufacturier d'automobile. Les postes six et sept appartiennent au secteur des pépinières.

Tableau 4.1: Description des tâches exécutées aux postes 1 et 2

Poste 1 : Aide couteau	Poste 2 : Opérateur brocheuse	
 Photo 1	 Photo 1	 Photo 2
 Photo 2	 Photo 3	 Photo 4
L'activité de l'aide au couteau est décrite de la façon suivante : l'opérateur prépare les piles de papier afin qu'elles soient découpées au poste de couteau. L'opérateur soulève et déplace un paquet de feuilles de papier d'une palette d'alimentation vers une table de travail (Photo 1). La palette d'alimentation située à gauche de l'opérateur est ajustable en hauteur. Ceci permet à l'opérateur de la placer à la hauteur des hanches quelle que soit la taille du paquet de papier. La table de travail sert à compacter les feuilles avant de les acheminer au poste suivant. L'opérateur utilise un morceau de bois pour aligner les feuilles. Puis, il compacte le paquet des feuilles à l'aide d'un bras mécanique. Enfin, il pousse la pile compactée vers la table d'alimentation du poste de «couteau » (Photo 2). Un jet d'air comprimé permet un déplacement facile des feuilles sur la table. La masse moyenne des paquets de feuilles soulevés par l'opérateur est de 7 kg et l'effort de poussée des feuilles est estimé à 1 kg.	Ce travail exige que l'opérateur alimente deux brocheuses par des feuilles de papier. L'opérateur prend à une seule main un paquet de feuilles posées sur palette par terre et le transporte vers la brocheuse (Photo 1). Avant de poser le paquet dans la brocheuse, l'opérateur tasse les feuilles en laissant tomber le paquet sur la petite table devant lui (Photo 2). Enfin, il dépose le paquet en le retournant (Photo 3). Le poids moyen des paquets des feuilles transportées avec une seule main et posées avec deux mains est de 8 kg. L'opérateur peut dans certains cas déplacer des petits paquets de 2 kg avec une seule main (Photo 4).	

Tableau 4.2: Description des tâches exécutées aux postes 3, 4 et 5

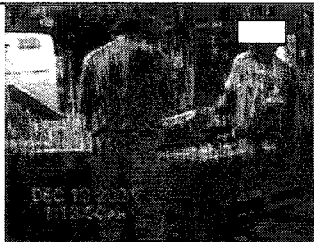
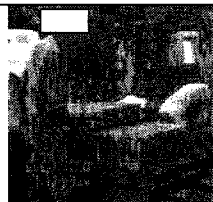
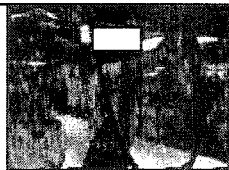
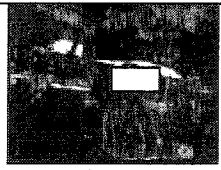
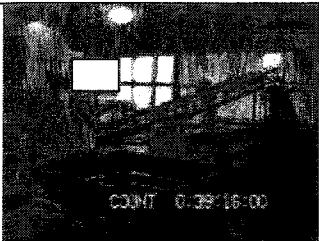
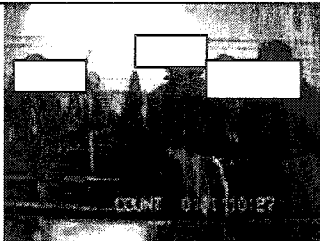
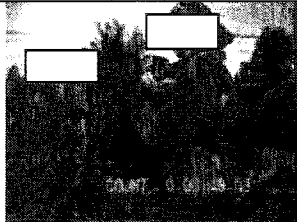
Poste 3 : Opératrice Brocheuse		Poste 4 : Sortie couteau	
 Photo 1		 Photo 1	
 Photo 2	 Photo 3	 Photo 2	 Photo 3
L'opératrice de cette brocheuse effectue la même tâche que l'opérateur de la brocheuse. Seuls les paquets sont plus légers. L'opératrice utilise les deux mains pour le transport des paquets (Photo 3). Le poids des paquets transportés est de 3 kg. Chaque paquet est déposé en trois temps (Photo 1). Le poids des sous-paquets est donc de 1kg. L'effort de «tasser» le paquet (Photo 2) est estimé à 1 kg. La photo 1 montre la tâche de dépôt du paquet.		À la sortie du poste du «couteau», l'opérateur déplace les paquets de feuilles coupées (Photo 2). Il les pose sur des palettes placées par terre à 2 m de la table de travail (Photo 3). Dans cet exemple le poids des paquets est de 15 kg. Il aide l'opérateur du couteau à déplacer les paquets de feuilles de dimensions complètes sur une palette placée au même niveau de la table de travail (Photo 1). L'effort estimé de déplacement du paquet est de 90 N.	
Poste 5 : Montage sous auto			
 Photo 1		 Photo 3	
 Photo 2		 Photo 4	
Sur une chaîne de montage en série. L'opérateur est placé sous le véhicule. Il monte sur le véhicule deux types de pièces (Photos 1 et 2). Le poids des pièces est de 1kg au maximum. À l'aide de deux types de pistolets (grand et petit) (Photos 3 et 4) il visse les deux pièces montées sous le véhicule. La force estimée de l'utilisation du grand pistolet est de 20 N. Elle est exercée par la main gauche. La force estimée d'utilisation du petit pistolet est de 10 N. Elle est exercée par la main droite.			

Tableau 4.3: Description des tâches exécutées aux postes 6 et 7

Poste 6 : Chargement des sacs de racines nues	Poste7 : Triage des racines nues
 Photo 1	 Photo 1
 Photo 2	 Photo 2
Le travail de L'opérateur de ce poste consiste à charger des sacs de racines nues dans un bac (Photo 1). Au début de chaque cycle, l'opérateur déplace le bac vide pour être plus près du convoyeur d'alimentation (Photo 2). Le poids d'un sac de racines nus est de 18 kg. L'effort estimé pour le déplacement des bacs vides est de 200 N.	L'opératrice de ce poste trie les racines nues à partir d'un convoyeur d'alimentation placé à sa droite. Dans un premier temps, l'opératrice déplace les racines sur une table intermédiaire (Photo 1). Ensuite, elle détache les racines et les place sur un deuxième convoyeur à sa gauche (Photo 2). Le poids des racines déplacées sur la table de travail est de 1 kg. L'effort exercé pour détacher les racines est de 18 N.

4.1.2. Analyse vidéo

Le protocole repose sur le visionnement de séquences filmées et l'utilisation du logiciel d'analyse vidéo ODLOG (Macropod Software).

Après un premier visionnement des vidéos on sélectionne des séquences représentatives des postes étudiés. Le tableau 4.4 donne les durées des séquences vidéo des postes étudiés. Ces durées des séquences varient entre 4 min 12 s (montage sous automobile) et 10 min 07 s (opératrice brocheuse).

Tableau 4.4: Les durées des séquences vidéo des postes étudiés

Poste	Aide couteau	Brocheuse (opérateur)	Brocheuse (opératrice)	Sortie couteau	Montage sous l'auto	Triage racines nues	Chargement racines nues
Durée des séquences (min)	05:03	10:07	05:05	05:04	04:12	10:00	10:00

Pour chaque poste de travail, on détermine les tâches élémentaires et les états de repos.

Une tâche élémentaire correspond à une succession d'actions exécutées avec interruption de la charge pour une durée très courte, tout en gardant la même posture (ou modifiée légèrement).

Une action est exécutée sans changement significatif de la posture ou de la charge. Par exemple la tâche élémentaire de tasser un paquet de papier peut être constituée de trois actions de «soulever» : entre chaque deux actions il n'y a pas de charge soulevée puisque l'opérateur laisse tomber le paquet sur la table.

Un état de repos correspond à une posture neutre :

- une posture neutre pour le tronc : en vue de profil, le tronc se situe dans un angle de 0 à 20° par rapport à la verticale (correspond à un score d'inconfort de 1 selon la méthode LUBA (Kee et Karwowski 2001);
- une posture neutre pour l'épaule : en vue de profil, l'épaule droite (bras droit) se situe dans une zone de -10° à 30° par rapport au tronc (correspond à un score d'inconfort de 1 selon la méthode LUBA).

Après la définition des tâches élémentaires et les états de repos, on analyse les séquences vidéo par le logiciel ODLOG. On obtient alors un profil temporel du poste de travail :

- les durées de chaque tâche élémentaire et leurs répartitions sur un cycle de travail;
- les fréquences des tâches;
- l'allocation réelle de repos dans le poste.

Pour fin d'illustration on considère, dans ce qui suit un exemple de poste de travail fictif avec deux tâches élémentaires TE1 et TE2. La tâche TE1 consiste à transporter une boîte de 10kg au niveau de la hauteur du coude. La figure 4.2 présente la posture de la tâche TE1. La tâche TE2 consiste à effectuer une action de pousser sur une charge. L'effort exigé par la tâche TE2 est de 50N. La posture de la tâche TE2 est schématisée dans la figure 4.3.

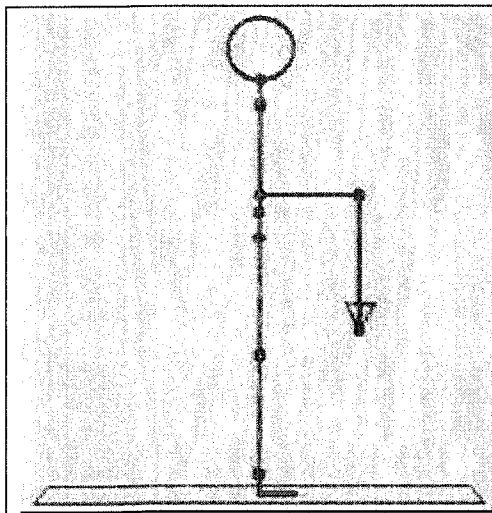


Figure 4.2: La posture de la tâche TE1 du poste fictif

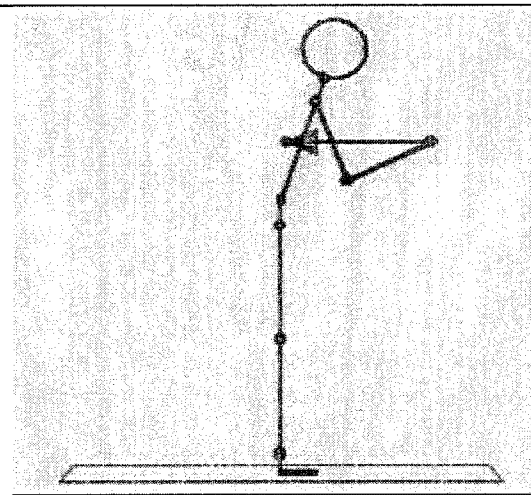


Figure 4.3: La posture de la tâche TE2 du poste fictif

Le travail de ce poste exige l'exécution de la tâche TE1 pour une durée de 5s suivie d'un repos de 10s, puis l'exécution de la même tâche pour une durée de 7s. Après une deuxième période de repos de 5s, la tâche TE2 est exécutée pour une durée de 5s. Enfin un repos de 10s est alloué à la fin du cycle.

La figure 4.4 présente le déroulement du cycle représentatif du poste fictif. Le tableau 4.5 donne les données temporelles de ce cycle.

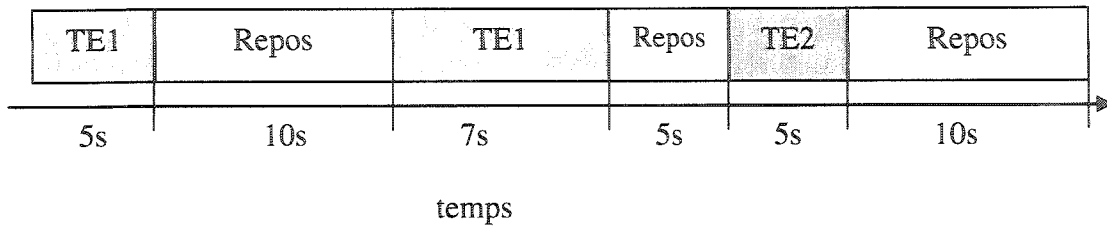


Figure 4.4: Le cycle représentatif du poste fictif

Tableau 4.5: Données temporelles du poste fictif

Durée totale du cycle (min)	$0,78 = (5+10+7+5+5+10)/60$
Durée totale du travail/ cycle (min)	$0,37 = (5+7+5)/60$
Durée total du repos/cycle (min)	$0,42 = (10+10)/60$
Allocation de repos réelle (%)	$114\% = 0,42/0,37$
Fréquence des actions (min^{-1})	$3,83 = 3/0,78$
Durée moyenne d'une action (min)	$0,12 = 0,37/3$

4.1.3. Analyse biomécanique

L'analyse biomécanique des tâches a été réalisée avec le logiciel 3DSSPP version 4.32 (Université du Michigan). Les données d'entrée du logiciel sont :

- la posture : à partir des photos tirées des vidéos, on définit les postures des tâches élémentaires par les différents angles des membres corporels;
- la charge : les valeurs des charges sont obtenues à partir des données prises lors des études précédentes ou en cours de la chaire de recherche du Canada en Ergonomie. Dans le cas où la tâche est composée de plusieurs actions on considère la charge moyenne pondérée par les durées des actions;
- l'anthropométrie : pour chaque poste étudié on considère que la tâche est effectuée par des opérateurs du même sexe. Les données sur le poids et la taille

sont celle d'une personne 50^{ème} centile de la population des travailleurs nord américains.

Le logiciel indique le moment de force résultant, le moment maximum moyen et l'écart type pour les quatre groupes musculaires considérée dans cette étude : coude, épaule, dos et hanche.

Ensuite, on calcule le %CMV pour une personne 15^{ème} centile (%CMV_{15%}) pour le travail étudié (comme recommandé par la norme EN1005-3). Ce pourcentage correspond au moment de l'effort divisé par le moment maximum 15^{ème} centile. Le pourcentage de la contraction maximale volontaire d'un groupe musculaire est calculé en utilisant la formule Eq.4-1.

$$\%CMV (\text{groupe musculaire}) = \frac{\text{Moment de l'articulation correspondante (Nm)}}{\text{Moment - max}_{15\%} (\text{Nm})} \quad \text{Eq.4-1}$$

Avec :

$$\text{Moment - max}_{15\%} (\text{Nm}) = \text{Moment - max}_{50\%} (\text{Nm}) - 1,04 \times \text{Écart type} (\text{Nm}) \quad \text{Eq. 4-2}$$

Ces paramètres de la population des travailleurs sont fournis par le logiciel 3DSSPP.

On obtient pour chaque tâche élémentaire et pour chaque groupe musculaire un %CMV correspondant au 15^{ème} centile homme si la tâche est effectuée par un homme et 15^{ème} centile femme si la tâche est effectué par une femme.

La figure 4.5 résume la procédure de l'analyse biomécanique pour le calcul des %CMV des quatre groupes musculaires.

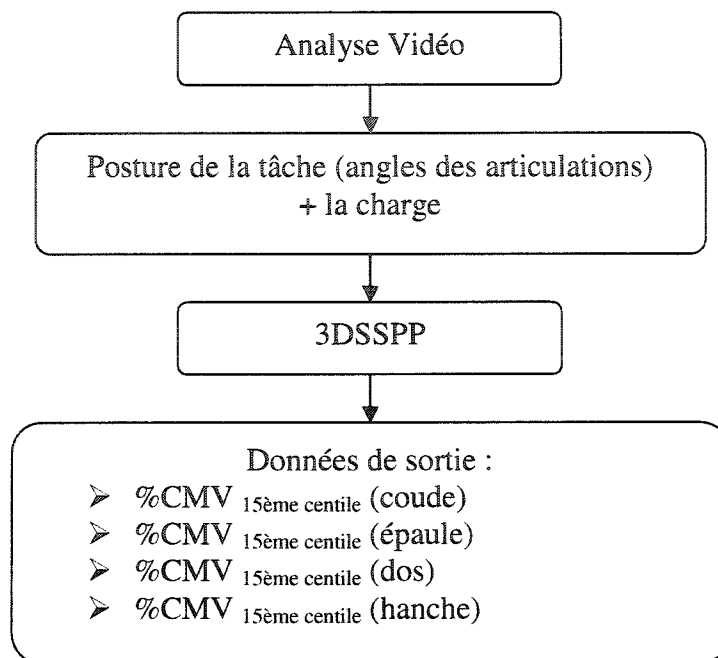


Figure 4.5: Procédure de calcul des %CMV 15^{ème} centile des groupes musculaires

Dans l'exemple du poste fictif, le tableau 4.6 indique les %CMV pour chaque groupe musculaire ainsi que les données sur les moments de la population cible.

Tableau 4.6: Données sur les %CMV des tâches du poste fictif

Tâche élémentaire	Groupe musculaire	Moment réel (Nm)	Moment max (Nm) (Moy)	Écart type (Nm)	Moment max (Nm) 15centile	%CMV 15centile
TE1	Coude	20	73	18	54	37%
	Épaule	20	67	16	50	40%
	Dos	41	218	69	146	28%
	Hanche	20	195	78	114	18%
TE22	Coude	2	40	8	32	6%
	Épaule	9	64	16	47	19%
	Dos	39	257	81	173	23%
	Hanche	18	195	78	114	16%

4.1.4. Évaluation des allocations de repos

4.1.4.1. Calcul des allocations de repos recommandées par les modèles

Deux méthodes sont proposées pour l'évaluation des allocations de repos en utilisant les quatre modèles sélectionnés et la norme EN1005-3:

- la méthode d'évaluation générale (MEGAR): elle consiste à évaluer les allocations de repos en utilisant les modèles généraux de calcul du TME (décrits dans le chapitre 2). Le %CMV de la tâche élémentaire correspond à la charge du groupe musculaire le plus sollicité pour l'exécution de cette tâche. Cette méthode suppose que tous les groupes musculaires se fatiguent de la même façon;
- la méthode d'évaluation par groupe musculaire des allocations de repos (MEMAR) : dans cette méthode, les TME pour une tâche est déterminé par des modèles spécifiques aux quatre groupes musculaires (coude, épaule, dos et hanche). Des évaluations des allocations de repos sont effectuées pour chacun de ces groupes musculaires. L'allocation recommandée de repos correspond à celle la plus grande des quatre groupes musculaires.

Nous présentons ci-dessous les deux procédures d'évaluation des allocations de repos selon les deux méthodes:

MEGAR :

- 1- Pour chaque tâche élémentaire calculer le %CMV général qui est égal au maximum des %CMV des quatre groupes musculaires, obtenus suite à l'analyse biomécanique.

Dans l'exemple du poste fictif le tableau 4.7 présente les %CMV15% des deux tâches. Les %CMV des groupes musculaires correspondent aux résultats de l'analyse biomécanique (Tableau 4.6).

Tableau 4.7: %CMV généraux des tâches élémentaires du poste fictif

	Coude	Épaule	Dos	Hanche	%CMV _{15%} (Général)
TE1	37	40	28	18	40% (*)
TE2	6	19	23	16	23% (**)
* correspond au %CMV de l'épaule. ** correspond au %CMV du dos					

2- Calculer le TME $_{15^{\text{ème}} \text{ centile}}$ général pour chaque tâche élémentaire en utilisant le modèle général du TME (voir le tableau 2.12). Le %CMV utilisé pour le calcul est celui calculé à l'étape 1.

Dans l'exemple du poste fictif le tableau 4.8 donne les TME_{15%} des tâches TE1 et TE2 en utilisant les données des modèles généraux du TME du chapitre 2.

Tableau 4.8: Calcul du TME_{15%} du poste fictif

	TE1	TE2
%CMV _{15%}	40%	23%
TME moyen des modèles généraux (min) (N=7)	1,72	5,98
Écart type des modèles généraux (min) (N=7)	0,46	3,52
TME _{15ème centile}	1,34	3,70

3- Calculer les allocations de repos recommandées par chaque modèle. Pour chaque cas et chaque modèle de récupération, on calcule le temps de repos recommandé par les quatre modèles sélectionnés pour cette étude (Rohmert, Milner, Bystrom et Rose) suite à chaque tâche élémentaire. Les allocations générales correspondent au pourcentage du temps total recommandé de repos par rapport au temps total de travail.

Les allocations de repos sont calculées par la formule Eq. 4-3.

$$AR_{\text{recommandé}} (\%) = \frac{\text{temps total de repos recommandé (min)}}{\text{temps total de travail (min)}} \times 100 \quad \text{Eq. 4-3}$$

Les allocations réelles de repos sont calculées par la formule Eq. 4-4

$$AR_{réelle}(\%) = \frac{\text{temps total réel de repos (min)}}{\text{temps total de travail (min)}} \times 100 \text{ Eq. 4-4}$$

Dans le cas du poste fictif le tableau 4.9 donne les temps de repos recommandés après l'exécution de chaque tâche et les allocations totales de repos.

Tableau 4.9: Allocations de repos pour le poste fictif selon la MEGAR

Tâche	Durée (min)	TR G Rohmert	TR G Rose	TR G Bystrom	TR G Milner
TE1	0,083	0,015	0,156	0,137	0,075
TE1	0,117	0,033	0,219	0,192	0,148
TE2	0,167	0,010	0,066	0,084	0,104
Total du TR recommandé		0,06	0,44	0,41	0,33
AR recommandé pour le poste selon la MEGAR		16%	120%	113%	89%

MEMAR :

- 1- Pour chaque tâche élémentaire et chaque groupe musculaire calculer les TME 15^{ème} centile en utilisant les modèles dédiés aux groupes musculaires (membres supérieurs*, dos et hanche).
- 2- Déterminer les temps de repos recommandés par les quatre modèles d'allocation de repos pour chaque groupe musculaire.

Les mêmes modèles vus dans la méthode MEGAR, sont utilisés pour le calcul des temps recommandés de repos par groupe musculaire.

Dans le cas du poste fictif le tableau 4.10 donne les temps de repos recommandés par les quatre modèles pour les quatre groupes musculaires.

* Les TME du coude et de l'épaule sont calculés en utilisant les 11 modèles dédiés aux membres supérieurs.

Tableau 4.10: Temps de repos recommandés pour le poste fictif (MEMAR)

Tâche	Durée (min)	TR Rohmert	TR Rose	TR Bystrom	TR Milner
Coude					
TE1	0,083	0,0130	0,1441	0,1214	0,0704
TE1	0,117	0,0292	0,2017	0,1699	0,1404
TE2	0,167	0,0000	0,0076	0,0000	0,0095
TR total pour le coude (min)	0,367	0,0422	0,3533	0,2913	0,2203
Épaule					
TE1	0,083	0,0170	0,1798	0,1373	0,0822
TE1	0,117	0,0381	0,2517	0,1922	0,1630
TE2	0,167	0,0067	0,0580	0,0445	0,0945
TR total pour l'épaule (min)	0,367	0,0618	0,4895	0,3740	0,3397
Dos					
TE1	0,083	0,0014	0,0163	0,0724	0,0106
TE1	0,117	0,0030	0,0229	0,1014	0,0262
TE2	0,167	0,0035	0,0204	0,0842	0,0400
TR total pour le dos (min)	0,367	0,0079	0,0596	0,2580	0,0768
Hanche					
TE1	0,083	0,0003	0,0064	0,0142	0,0000
TE1	0,117	0,0006	0,0090	0,0199	0,0063
TE2	0,167	0,0006	0,0107	0,0090	0,0196
TR total pour la hanche (min)	0,367	0,0015	0,0262	0,0431	0,0259

- 3- Calculer les allocations de repos recommandées par chaque modèle pour les quatre groupes musculaires. On calcule pour chaque groupe musculaire le total des temps de repos recommandés suite à chaque tâche élémentaire.

Les allocations de repos par groupe musculaire sont calculées par la formule :

$$AR_{recommande}(\%) = \frac{TR \text{ total recommandé pour le groupe musculaire (min)}}{\text{temps total de travail (min)}} \times 100 \quad \text{Eq.4-5}$$

L'allocation de repos recommandée par un modèle de récupération est égale au maximum des allocations de repos des groupes musculaires.

Par exemple dans le cas du poste fictif les allocations de repos recommandées par le modèle de Rose sont de 96%, 133%, 16% et 7% pour la récupération des groupes musculaires : coude, épaule, dos et hanche respectivement. L'allocation de repos

recommandée pour ce poste doit être au moins égale à l'allocation recommandée à l'épaule soit 133%. Pour le même poste, la durée cumulée des tâches élémentaires est de 0,367 min (22 s) par cycle, une durée minimale de repos de $0,367 \times 133 / 100 = 0,49$ min (29 s) est recommandée par le modèle de Rose.

Le tableau 4.11 donne les allocations de repos recommandés par les quatre modèles pour le poste fictif.

Tableau 4.11: Allocations de repos pour le poste fictif selon la MEMAR

	AR Rohmert	AR Rose	AR Bystrom	AR Milner
Coude	11,5%	96,3%	79,4%	60,0%
Épaule	16,8%	133,4%	101,9%	92,6%
Dos	2,2%	16,2%	70,3%	20,9%
Hanche	0,4%	7,1%	11,7%	7,1%
AR recommandé pour le poste selon la MEMAR	16,8%	133,4%	101,9%	92,6%

4.1.4.2. Utilisation de la norme EN1005-3

L'évaluation par la norme EN1005-3 se fait soit par le calcul de la force maximale recommandée pour le poste de travail ou par la détermination de la fréquence maximale acceptable (voir le chapitre 3.2.5).

Pour ce faire on utilise les données moyennes du poste: la durée moyenne d'une action et la fréquence des actions. La durée cumulée des actions est calculée sur la base d'un quart de travail de 8h. Sur ces 8h on considère que 6h sont consacrées à l'exécution des tâches étudiées. Les deux autres heures sont réparties comme suit : 1heure pour prendre les repas, 30 minutes pour les pauses et 30 minutes pour les besoins personnels et les attentes.

Le tableau 4.12 donne le détail du calcul du %CMV maximal acceptable pour le poste fictif. Le multiplicateur pour le mouvement est égal à 1, car on a considéré que l'exécution des tâches ne nécessite pas de mouvement.

Tableau 4.12: %CMV acceptable pour le poste fictif selon la norme EN1005-3

Durée moyenne d'une action (min)	0,12
Fréquence moyenne (min ⁻¹)	3,83
Durée cumulée des actions (min)	165 min
Multiplicateur pour le mouvement	1
Multiplicateur pour la fréquence	0,5
Multiplicateur pour la durée	0,2
Multiplicateur pour le risque	0,7
%CMV acceptable selon la norme En1005-3	7%=1x0,5x0,2x0,7

La fréquence acceptable pour le poste selon la norme EN1005-3 est calculée en fixant le %CMV réel et la durée moyenne des actions (voir chapitre 3.2.5). Dans cette étape, on calcule d'abord le %CMV moyen du poste de travail.

On calcule ensuite l'allocation de repos correspondante à la fréquence acceptable en utilisant la formule suivante :

$$AR = \left(\frac{1 - d \times f}{f \times d} \right) \times 100$$

où f est la fréquence acceptable en min⁻¹ et d est la durée moyenne d'une action (min).

Dans le cas du poste fictif on a :

$$\%CMV \text{ moyen} = (5s \cdot 40\% + 7s \cdot 40\% + 5s \cdot 23\%) / 17s = 35\%$$

Le tableau 4.13 donne le %CMV acceptable pour différentes fréquences des actions du poste fictif.

Tableau 4.13: Le %CMV acceptable selon la norme EN1005-3 pour différentes fréquences des actions du poste fictif

Fréquence (min ⁻¹)	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5
%CMV acceptable	42%	42%	28%	28%	28%

Puisque le %CMV réel est de 35%, la fréquence maximale acceptable est $0,2 \text{ min}^{-1}$. La fréquence $0,3 \text{ min}^{-1}$ n'est pas acceptable car le %CMV réel (35%) dépasse le %CMV recommandé par la norme pour cette fréquence (28%CMV).

Les allocations de repos correspondantes à la fréquence acceptable ($0,2 \text{ min}^{-1}$) sont:

$$AR = \left(\frac{1 - 0,2 \times 0,12}{0,2 \times 0,12} \right) \times 100 = 4067\%$$

4.1.4.3. Évaluation des allocations de repos et comparaison des modèles

Dans cette étape, on compare les allocations de repos recommandées par les différents modèles. Ensuite, on évalue le poste de travail en comparant les allocations de repos recommandées aux allocations de repos actuelles. Le repos alloué dans un poste est suffisant si l'allocation de repos recommandée est inférieure à l'allocation réelle.

Les postes sont aussi évalués en utilisant la norme EN1005-3. Dans ce cas on compare la force maximale recommandée par la norme avec la force exercée au poste. Le travail n'est pas acceptable selon la norme si la force réelle dépasse la force maximale recommandée par la norme.

Dans le cas du poste fictif, le tableau 4.14 donne les allocations de repos recommandées par les quatre modèles selon les deux méthodes MEMAR et MEGAR en comparaison avec les allocations de repos actuelles.

Pour les deux méthodes MEGAR et MEMAR, le temps de repos n'est pas suffisant selon le modèle de Rose. Le temps de repos est suffisant selon les modèles.

Tableau 4.14: Allocations de repos selon les deux méthodes pour le poste fictif

	AR Réelle	AR Rohmert	AR Rose	AR Bystrom	AR Milner
MEMAR	114%	17%		102%	93%
MEGAR	114%	16%		113%	89%

4.2. Résultats de l'étude de cas

4.2.1. Analyse vidéo et analyse biomécanique

Les tableaux 4.15 et 4.16 présentent les tâches élémentaires et les données temporelles pour chaque poste (voir section 4.1.2). On constate que le nombre de tâches élémentaires par poste varie entre deux et quatre. Les temps de repos réels représentent plus de 50% des temps des cycles pour cinq postes, alors que ce temps de repos est de 48% pour le poste de « montage sous l'auto » et de 31% pour le poste de « triage des racines nues » (Tableau 4.16). La durée moyenne d'une action varie entre 0,03 min (2 s) (tâche 2 du poste 2) et 0,2 min (12 s) (tâches 4 du poste 5 et tâche 1 du poste 7) (Tableau 4.16).

Tableau 4.15: Tâches élémentaires des sept postes

Poste 1 : Aide couteau	1- déplacer le paquet de papier 2- aligner les feuilles 3- pousser le paquet de papier
Poste 2 : Opérateur brocheuse	1- transporter un grand paquet de papier (transport1) 2- transporter un petit paquet de papier (entre les deux brocheuses) (transport2) 3- tasser les feuilles de papier 4- déposer le paquet de papier
Poste 3 : Opératrice brocheuse	1- transporter un paquet de papier 2- tasser les feuilles de papier 3- déposer le paquet de papier
Poste 4 : Sortie couteau	1- transporter les feuilles coupées 2- déposer le paquet 3- ranger les feuilles sur la palette 4- tirer les feuilles sur la table de travail
Poste 5 : Montage sous l'auto	1- placer la plaque métallique côté avant 2- placer la pièce noire côté arrière 3- visser avec le petit pistolet 4- serrer avec le grand pistolet
Poste 6 : Chargement des racines nues	1- déplacer le bac vide 2- manutentionner les sacs des racines nues.
Poste 7 : Triage des racines nues	1- déplacer les racines du convoyeur principal à la table intermédiaire 2- trier les racines nues et les poser sur le deuxième convoyeur.

Tableau 4.16: Données temporelles des sept postes étudiés

Postes	Tâche élémentaire	Durée totale par cycle (min)	% par rapport à la durée du cycle	durée moyenne d'une action (min)
1	Repos	2,03	69%	0,14
	Déplacer	0,53	18%	0,07
	Aligner	0,32	11%	0,05
	Pousser	0,08	3%	0,08
2	Repos	2,77	54%	0,21
	Transport1	0,5	10%	0,06
	Transport2	0,1	2%	0,03
	Tasser	1,1	22%	0,08
	Déposer	0,62	12%	0,05
3	Repos	3,37	66%	0,22
	Tasser	0,77	15%	0,05
	Déposer	0,59	11%	0,045
	Transport	0,37	7%	0,09
4	Repos	2,53	64%	0,36
	Transport	0,33	8%	0,08
	Poser	0,17	4%	0,04
	Tirer	0,25	6%	0,08
	Ranger	0,68	17%	0,17
5	Repos	1,93	48%	0,07
	Placer 1	0,15	4%	0,04
	Placer 2	0,25	6%	0,05
	Visser	0,87	22%	0,06
	Serrer	0,82	20%	0,2
6	Repos	2,15	67%	0,08
	déplacer bac	0,117	4%	0,12
	manutention sac	0,95	30%	0,04
7	Repos	0,75	31%	0,05
	Déplacer	1,367	57%	0,2%
	Trier	0,283	12%	0,04%

Le tableau 4.17 donne les %CMV 15^{ème} centile pour chaque tâche ainsi que le groupe musculaire (ou articulation) le plus sollicité. On constate que dans la plupart des cas (73% des cas) l'épaule est la plus sollicitée. Le %CMV varie entre 6% et 73%.

Tableau 4.17: %CMV 15^{ème} centile par tâche élémentaire

Postes	Tâches élémentaires	Muscle le plus sollicité	%CMV _{15%}
1	Déplacer	Épaule	48%
	Aligner	Épaule	9%
	Pousser	Hanche	54%
2	Transport 1	Épaule	64%
	Tasser	Épaule	27%
	Déposer	Épaule	68%
	Transport 2	Épaule	26%
3	Tasser	Épaule	17%
	Déposer	Épaule	41%
	Transport	Épaule	23%
4	Transport	Épaule	68%
	Déposer	Hanche	73%
	Tirer	Hanche	53%
	Ranger	Épaule	33%
5	Placer 1	Coude	6%
	Placer 2	Épaule	27%
	Visser	Épaule	28%
	Serrer	Coude	23%
6	Déplacer bac	Hanche	49%
	Manutention sac	Épaule	57%
7	Trier	Épaule	51%
	Déplacer	Épaule	17%

4.2.2. Évaluation des allocations de repos

Les tableaux 4.18 et 4.19 récapitulent les résultats des allocations de repos selon les méthodes MEMAR et MEGAR. Ces résultats sont aussi donnés graphiquement par les figures 4.6 et 4.7.

Les principales remarques qui ressortent des deux tableaux sont :

- sur les sept cas étudiés un cas n'a pas assez de repos (Poste 7) selon les quatre modèles et les deux méthodes MEMAR et MEGAR;
- deux cas ont assez de repos selon les quatre modèles et les deux méthodes (Postes 3 et 5);
- le poste 1 n'a pas assez de repos selon le modèle de Rose. Le repos est suffisant selon les autres modèles (avec les deux méthodes MEMAR et MEGAR);

- le repos du poste 6 est suffisant selon les modèles de Rohmert et Milner mais pas suffisant selon les modèles de Rose et Bystrom (avec les deux méthodes MEMAR et MEGAR);
- pour cinq postes (1, 2, 3, 6 et 7) le repos recommandé pour l'épaule est supérieur à ceux recommandés pour les autres groupes musculaires quel que soit le modèle utilisé. Pour le poste 4, le dos nécessiterait plus de repos que les autres groupes musculaires si on applique le modèle de Bystrom, les autres modèles recommandent plus de repos pour l'épaule. Pour le poste 5 c'est le coude qui nécessiterait plus de repos que les autres groupes musculaires selon les modèles de Rohmert et de Milner;
- la norme EN1005-3 exige beaucoup plus de repos que les autres modèles (206% à 3570% par rapport aux allocations de repos du modèle le plus conservateur pour chaque cas pour la MEGAR et entre 123% et 2419% si on utilise la MEMAR). Dans trois cas la tâche n'est pas acceptable selon la norme EN1005-3 quel que soit le temps de repos alloué (Poste 2, Poste 4 et Poste 7);
- les allocations minimales de repos recommandées par la norme EN1005-3 sont de 501% (Poste 3).

4.2.3. Comparaison des méthodes MEGAR et MEMAR

Le tableau 4.20 donne le rapport entre les allocations de repos recommandées par les deux méthodes MEMAR et MEGAR (les allocations de repos MEGAR sont en dénominateur).

Selon la méthode MEMAR, les allocations de repos recommandées varient entre 4% (Postes 3 et 5 avec le modèle de Rohmert) et 628% (Poste 6 et le modèle de Rose). Pour la méthode MEGAR ces allocations de repos varient entre 4% (Poste 3 avec le modèle de Rohmert) et 686% (sortie couteau avec le modèle de Rose) (voir les tableaux 4.18 et 4.19).

Tableau 4.18: Récapitulatif des résultats de la MEGAR

N° du poste	%CMV moyen	%CMV maximale EN1005-3	AR Rohmert	AR Rose	AR Bystrom	AR Milner	AR EN1005-3	AR Réelle
1	35%	11%	20%	236%	148%	77%	7936%	218%
2	46%	7%	41%	509%	204%	119%		119%
3	25%	7%	4%	85%	77%	26%	501%	196%
4	56%	14%	120%	686%	275%	273%		177%
5	25%	7%	6%	50%	67%	50%	524%	93%
6	56%	28%	31%	579%	276%	108%	1119%	202%
7	45%	7%	124%	336%	199%	290%		45%

(*) N'importe quelle allocation de repos n'est pas suffisante pour rendre la tâche acceptable. Le seul moyen de rendre la tâche acceptable est de diminuer la charge.

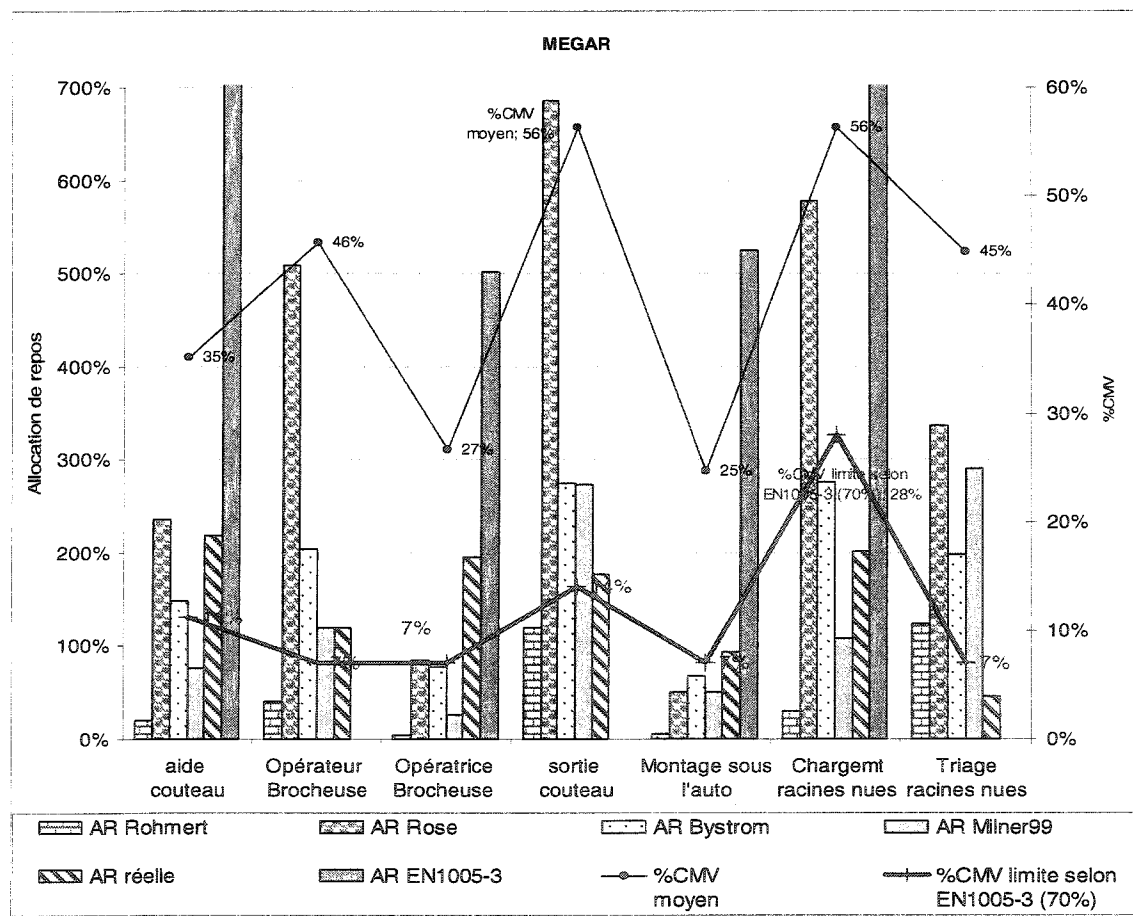


Figure 4.6: AR et forces maximales recommandées: Méthode MEGAR

Tableau 4.19: Récapitulatif des résultats de la MEMAR

N° du poste	AR Rohmert	AR Rose	AR Bystrom	AR Milner	AR Réelle
1	17%	221%	124%	68%	218%
2	47%	589%	204%	133%	119%
3	4%	100%	65%	28%	196%
4	42%	347%	219%	107%	177%
5	4%	44%	46%	37%	93%
6	28%	628%	262%	104%	202%
7	140%	385%	199%	314%	45%
		Repos insuffisant			Épaule
		Coude			Dos

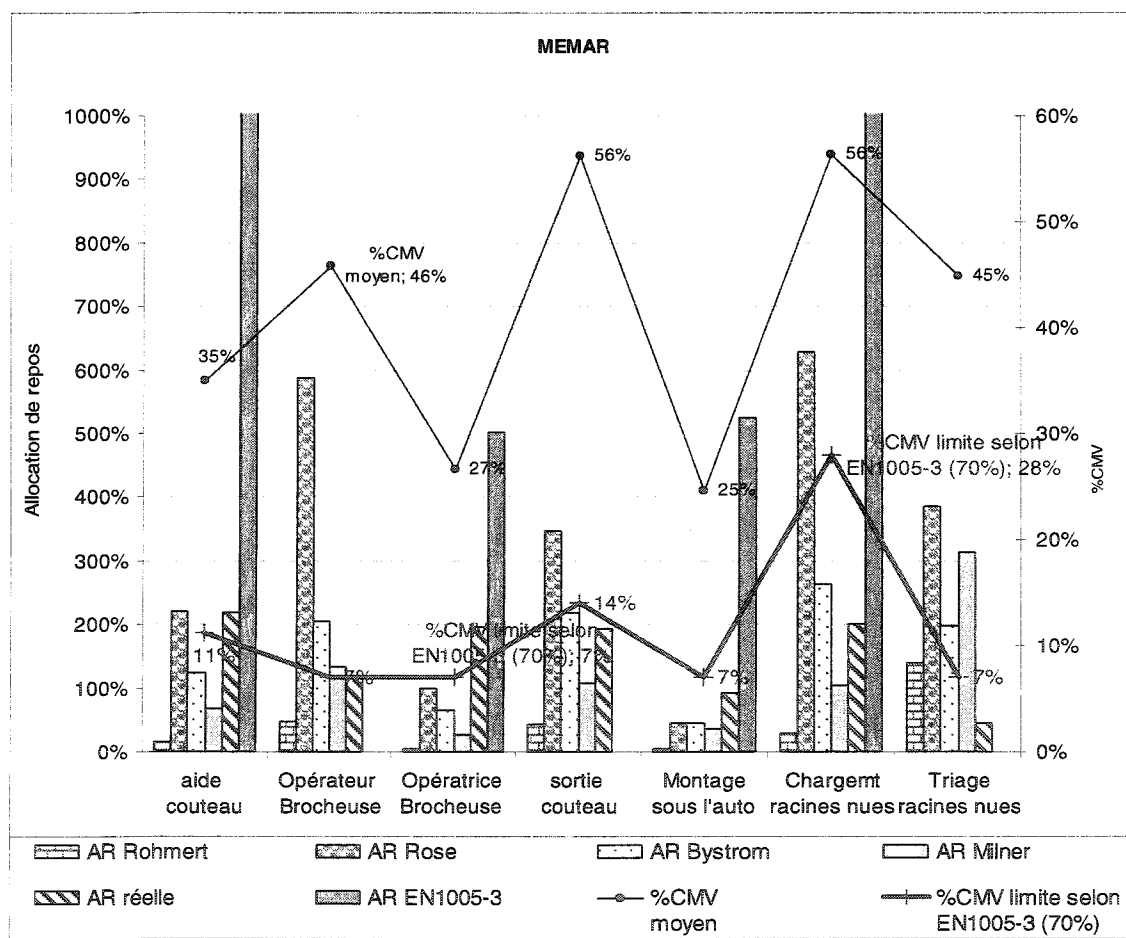


Figure 4.7: AR et forces maximales recommandées: Méthode MEMAR

Tableau 4.20: Allocations de repos par MEMAR par rapport à MEGAR

N° du poste	AR Rohmert	AR Rose	AR Bystrom	AR Milner
1	85%	94%	84%	89%
2	115%	116%	100%	112%
3	96%	118%	84%	109%
4	35%	51%	79%	39%
5	72%	88%	69%	73%
6	93%	109%	95%	96%
7	112%	115%	100%	108%

Par ailleurs, dans la plupart des cas (61%) la méthode par groupe musculaire donne moins de repos que la méthode générale. Dans 32% des cas la méthode générale recommande moins de repos que la méthode par groupe musculaire. Dans 7% des cas les deux méthodes recommandent les mêmes temps de repos (avec le modèle de Bystrom). Le rapport entre les AR des deux méthodes varie entre 35% et 118% (Tableau 4.20).

Cependant, La méthode MEMAR est plus précise dans le sens où elle tient compte de la variabilité de fatigabilité des groupes musculaires ainsi que le fait que les tâches élémentaires ne fatiguent pas les différents groupes musculaires de la même façon.

Néanmoins, les deux méthodes MEMAR et MEGAR, ont pratiquement le même temps de mise en application (Ceci suppose l'élaboration préalable de l'outil informatique de traitement des données). L'utilisation de la méthode MEMAR reste donc plus avantageuse.

CHAPITRE 5 : DISCUSSION

5.1. Modèles de TME

Le TME reste un outil intéressant pour l'évaluation des tâches statiques. Toutefois, la multitude des modèles de TME et les différences entre les résultats des différentes études consacrées au sujet, rendent l'application de cet outil, dans la pratique ergonomique, problématique. La démarche proposée dans le cadre de ce travail consistait à exploiter les principaux résultats sur la relation entre le TME et le %CMV pour faciliter l'utilisation du TME dans l'évaluation du travail statique.

Des facteurs influençant la relation entre le TME et le %CMV ont été introduits pour la détermination du TME. Il s'agit de deux facteurs essentiels : la variabilité entre les groupes musculaires et la variabilité interindividuelle. La force limite a été également revue à la baisse par rapport aux modèles qui stipulent que cette force limite est de 15%CMV.

5.1.1. Construction du modèle de TME

À la différence des modèles antérieurs, la méthodologie proposée dans ce mémoire pour la détermination du TME n'est pas présentée sous forme d'équation mathématique reliant le TME moyen d'un échantillon de la population et le %CMV. La valeur centile du TME d'une tâche est calculée en fonction du %CMV à l'aide d'une transformation logarithmique.

En effet, la pratique ergonomique actuelle est basée sur l'approche par centile (Normes ISO, Normes EN). Des données sur la distribution des forces musculaires selon la population sont disponibles dans la littérature. Rien n'empêche d'accorder le même traitement pour les données de TME qui est aussi une mesure physiologique de l'être humain comme la force musculaire.

Le nombre de sujets pour l'élaboration des modèles de TME actuels demeure réduit, ne dépassant pas dans la plupart des cas une quinzaine de sujets (Mathiassen et Ahsberg 1999, Rohmert 1960).

La méthodologie utilisée dans le cadre de ce travail permet d'élargir l'échantillon des sujets et des conditions possibles de travail statique en combinant les données de TME issues de 27 modèles. Elle est basée sur une analyse statistique des données de TME obtenues par les 27 modèles répertoriés dans le tableau 2.1. Van Dieen et Oude Vrielink (1994) ont également étudié la variabilité entre 11 modèles de TME après réanalyse des données de ces modèles. Le tableau 5.1 présente les moyennes et les écarts-types calculés par Van Dieen et Oude Vrielink (1994) en comparaison avec ceux obtenus par la présente étude. On constate qu'il y a un écart important entre les résultats des deux études pour les petites valeurs de %CMV (<10%) (Tableau 5.1). Pour les %CMV supérieurs à 10%, la différence entre les moyennes des deux études varie entre 15% et 58%, alors que la différence entre les écarts-types varie entre 66% et 590%. Ces différences s'expliquent par le fait que l'étude de Van Dieen et Oude Vrielink (1994) n'utilisent pas les mêmes modèles que l'étude actuelle. Certains modèles qui donnent des valeurs élevées de TME pour les faibles %CMV n'ont pas été considérés par l'étude de Van Dieen et Oude Vrielink (1994). Par exemple, le modèle général de Sato et al. (1984) donne un TME de 106 min pour un %CMV de 6% alors que la moyenne du TME des modèles utilisés par Van Dieen et Oude Vrielink (1994) est de 15 min pour le même %CMV. Toutefois, les valeurs moyennes du TME données par l'étude Van Dieen et Oude Vrielink (1994) restent peu réalistes pour les faibles %CMV. En effet, ces valeurs sont très petites en comparaison avec les valeurs de TME obtenues par plusieurs études pour les faibles %CMV (Bjorksten et Jonsson 1977, Hagberg 1981, Sato et al. 1984).

Tableau 5.1: Moyennes et écarts-types du TME de l'étude de Van Dieen et Oude Vrielink (1994) en comparaison avec la présente étude

%CMV	TME (min)		TME (min)		Différence entre les deux études (%) (*)	
	Van Dieen et Oude		La présente étude			
	Vrielink (1994)		(N=27)			
	(N=11)					
	Moyenne	Écart-type	Moyenne	Écart-type	Moyenne	Écart-type
2%	18,2	7,5	1564,7	4101,0	8497%	54579%
4%	16,5	6,7	240,7	553,7	1359%	8165%
6%	15	6	87,7	168,1	485%	2702%
8%	13,6	5,4	44,6	73,2	228%	1256%
10%	12,4	4,8	28,2	37,8	128%	688%
30%	4,8	1,7	4,1	2,8	15%	66%
50%	1,9	0,7	1,6	1,4	14%	102%
70%	0,7	0,3	0,8	0,9	17%	207%
90%	0,3	0,1	0,5	0,7	58%	590%

(*) La différence exprimée en pourcentage par rapport aux valeurs obtenues par Van Dieen et Oude Vrielink (1994)

5.1.2. Variabilité du TME selon le groupe musculaire

La détermination du TME en fonction du %CMV doit être spécifique au groupe musculaire le plus sollicité. La comparaison entre les modèles dédiés aux groupes musculaires montre qu'il y a une différence significative entre le TME des membres supérieurs et les muscles du dos/hanche. Rohmert et al. (1986) sont arrivés au même résultat sur un échantillon de sept étudiants âgés entre 19 et 25 ans. Par contre, la présente étude montre qu'il n'y a pas de différences significatives entre le TME des membres supérieurs et le TME des modèles généraux. Ce résultat a été également confirmé par l'étude de Rohmert et al. (1986).

Les variations dues aux différences entre les comportements des différents muscles du corps sont trop importantes pour justifier l'application inconditionnelle d'un modèle général pour le TME (Van Dieen et Oude Vrielink 1994).

Par ailleurs, le TME peut être déterminé en fonction de la posture sans que le muscle le plus sollicité ne soit spécifié (Miedema et al. 1997). Dans ce cas la mesure de l'effort appliqué n'est pas nécessaire pour la détermination du TME. Cette méthode est donc plus facile à utiliser dans l'évaluation des postes de travail. Cependant, elle ne s'applique pas dans certains cas, en particulier en cas de présence d'une charge et dans le cas des postures assises. Toutefois cette démarche reste une alternative intéressante pour la détermination du TME.

5.1.3. Approche par centile

L'approche par centile pour le calcul du TME a été introduite par Mathiassen et Ahsberg (1999). Les valeurs de TME moyen ainsi que l'intervalle de confiance à 95% ont été données par ces auteurs. Cependant, ces résultats restent insuffisants pour la détermination du TME pour certaines situations. D'abord les valeurs présentées sont spécifiques à l'épaule. De plus les résultats sont relatifs à des %CMV compris entre 10% et 20%. Enfin, seul l'intervalle de confiance à 95% figure parmi les résultats.

Dans notre étude on présente des données relatives à la distribution du TME pour plusieurs valeurs de %CMV, en particulier les valeurs moyennes et les écarts-types du TME pour un intervalle plus large de %CMV et pour plusieurs groupes musculaires sont présentés. Ces valeurs permettent de calculer le TME d'une tâche pour n'importe quelle valeur centile. Certes le nombre réduit de modèles utilisés pour le calcul de ces valeurs centiles (quatre pour l'épaule, six pour le coude, six pour le dos/hanche et sept pour les modèles généraux) peut influencer la précision des résultats, mais la démarche utilisée (calcul par centile) dans notre étude donne une idée plus réaliste de la répartition des données normalement utilisées pour la conception de postes de travail que l'utilisation des valeurs moyennes de TME.

Néanmoins, nous avons rassemblé dans une même catégorie, tous les modèles dédiés aux membres supérieurs (coude, épaule et main) puisque les TME de ces groupes

musculaires ne sont pas significativement différents (Rohmert 1986). Ainsi, on obtient plus de données pour le calcul des valeurs centiles (N=11).

Par ailleurs, plusieurs modèles de TME sont construits à partir d'un nombre réduit de sujets (Rohmert et al. (1986): sept sujets, Sato et al. (1984) : cinq sujets, Hagberg (1981) : neuf sujets). Le modèle de Sjogaard (1986) est élaboré par une extrapolation «drastique» des données de deux modèles uniquement: Rohmert (1960) et Hagberg (1981).

Le tableau 5.2 présente les valeurs moyennes et les valeurs 15^{ème} centile du TME obtenues par la présente étude en comparaison avec celles données par Mathiassen et Ahsberg (1999). Les valeurs 15^{ème} centile des deux études sont schématisées par la figure 5.1.

On constate que les résultats des deux études sont comparables pour les %CMV inférieurs à 30% (Figure 5.1 et Tableau 5.2), mais les valeurs données par la présente étude sont légèrement plus conservatrices (travailleur mieux protégé). La différence entre les valeurs 15^{ème} centile des deux études varie entre 3% et 39% par rapport à la valeur 15^{ème} centile de l'étude Mathiassen et Ahsberg (1999).

Tableau 5.2: TME moyen et TME 15^{ème} centile (en minutes) de la présente étude et de l'étude de Mathiassen et Ahsberg 1999

%CMV	Modèles pour l'épaule (*)		Membres supérieurs (**)		Mathiassen et Ahsberg (1999)	
	Moyenne	15 ^{ème} centile	Moyenne	15 ^{ème} centile	Moyenne	15 ^{ème} centile
10%	10,6	7,3	17,7	8,5	15,4	9,9
15%	6,2	4,4	9,2	5,4	9,5	6,1
20%	4,1	3,1	5,9	3,9	5,8	3,8
25%	2,9	2,4	4,1	2,8	3,6	2,3
30%	2,1	2,0	3,0	2,1	2,2	1,4

(*) Calculé à partir de 4 modèles spécifiques à l'épaule

(**) Calculé à partir de 11 modèles dédiés aux membres supérieurs

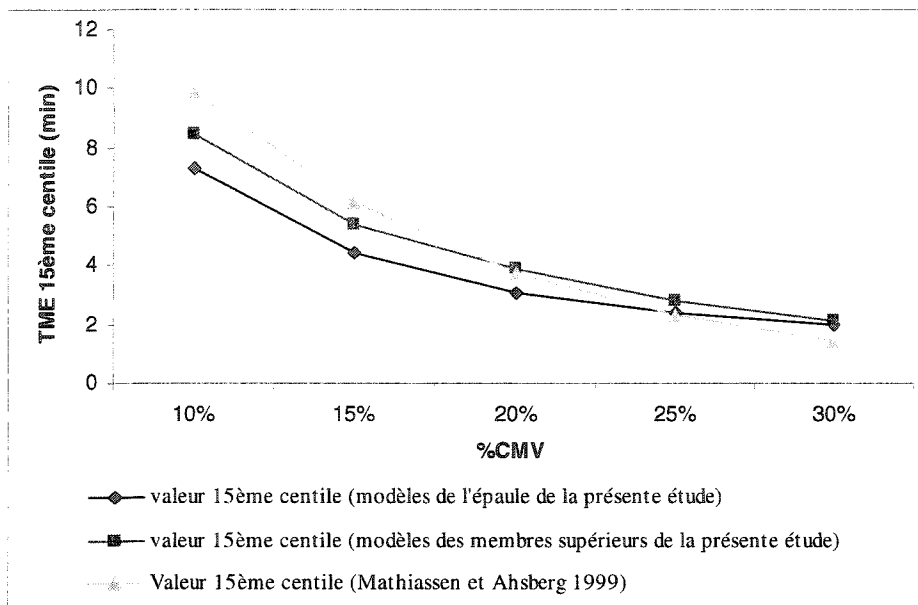


Figure 5.1: TME 15^{ème} centile de la présente étude en comparaison avec l'étude de Mathiassen et Ahsberg (1999)

5.2. Allocation de repos

Des différences significatives des allocations de repos recommandés par les différents modèles ont été observées suite à la comparaison générale de ces modèles et à l'étude de cas menée dans le cadre de la présente étude. Notamment, les tendances suivantes ont été mises en évidence par les résultats de l'étude de cas :

- les allocations de repos recommandées par le modèle de Rose restent les plus élevées comparativement aux recommandations des autres modèles si on utilise la méthode par groupe musculaire (MEMAR);
- le modèle de Rohmert recommande moins de repos que les autres modèles;
- les recommandations des modèles de Milner et de Bystrom sont comparables malgré que l'AR du premier modèle reste inférieure au deuxième (en général);
- les allocations de repos recommandées par la norme EN1005-3 dépassent de loin celles recommandées par les autres modèles étudiés;

- la méthode par groupe musculaire recommande plus de repos que la méthode générale;
- les deux méthodes MEMAR et MEGAR ont pratiquement le même temps de mise en application;
- dans la plupart des cas étudiés la fatigue au niveau de l'épaule est déterminante des allocations de repos recommandées.

Les différences entre les allocations de repos recommandées par les modèles étudiés peuvent être expliquées par les différentes démarches utilisées par les auteurs pour la construction des modèles (sujets, méthodes, modélisation mathématique).

Les échantillons de sujets influencent les résultats obtenus par ces études (Van Dieen et Oude Vrielink 1994). Ceci est le cas pour les modèles utilisés dans notre étude de cas. En effet ces modèles ont été développés à partir d'échantillons de sujets différents : les sujets de l'étude de Milner (1985) étaient des étudiants volontaires alors que Rose et al. (1992) ont utilisé des travailleurs dans le domaine de la construction pour réaliser leur étude. Or, Rose et al. (2001) ont observé une différence d'endurance et de récupération entre les travailleurs expérimentés et les sujets sans expérience. L'étude de Rose et al. (2001) portait sur l'endurance et la récupération des postures complètement fléchies des travailleurs de la construction.

La méthode expérimentale influence aussi les modèles d'allocation de repos. Plusieurs outils expérimentaux ont été utilisés pour mesurer le niveau de la fatigue afin de déterminer le temps nécessaire à la récupération suite à un travail statique. On distingue trois types de mesures : les mesures subjectives, les mesures physiologiques et les mesures psychophysiques. Notamment, dans le cas de la mesure subjective de la fatigue et de la récupération, l'interprétation de l'énoncé et la motivation du sujet peuvent avoir une influence sur les résultats. Par ailleurs, il faut signaler que le modèle de Bystrom et Fransson-Hall (1994) a été élaboré pour les contractions du poignet. Le modèle de

Milner (1985) est basée sur une seule posture statique où la musculature du dos est la plus sollicitée.

Concernant la modélisation mathématique, différentes stratégies ont été utilisées pour élaborer le modèle mathématique régissant la récupération suite à un travail statique. Dans le modèle de Rose l'allocation de repos augmente exponentiellement avec l'inverse du TME et ne tient pas compte de la durée de maintien. Donc, pour des %CMV élevés (TME petit) ce modèle donne des AR très élevées. Ceci explique les résultats de l'étude de cas qui montrent que les recommandations du modèle de Rose sont supérieures aux recommandations des autres modèles. En effet, dans les cas étudiés, le %CMV varie entre modéré à élevé (entre 25%CMV et 56% du CMV).

Contrairement au modèle de Rose, les modèles de Rohmert et Milner tiennent compte du %TME pour le calcul du temps nécessaire de repos. Ainsi pour ces deux derniers modèles, les allocations de repos diminuent avec la diminution du %TME. De plus, le modèle de Rohmert est basé sur l'hypothèse de force limite de 15%CMV. Pour ce modèle aucun repos n'est nécessaire pour des tâches impliquant une sollicitation égale ou inférieure à 15%CMV. Cette hypothèse fait tendre la fonction mathématique du temps de repos vers 0 à l'approche de 15%CMV afin d'assurer la continuité. Toute la courbe du temps de repos en fonction du %CMV et du temps de maintien se trouve ainsi abaissée. Dans le modèle de Bystrom et Fransson-Hall (1994), le temps de repos varie linéairement avec le %CMV.

Par ailleurs, des différences très importantes entre les allocations de repos recommandées par la norme EN1005-3 et les recommandations recommandées par les autres modèles ont été observées. Ces différences peuvent être expliquées en partie par les facteurs pris en considération par la norme mais qui ne sont pas inclus dans les modèles. Ces facteurs sont relatifs à la durée cumulée des actions et le multiplicateur pour le risque.

Le tableau 5.3 donne les allocations de repos recommandées par la norme EN1005-3 sans tenir compte de ces deux facteurs (AR2) en comparaison avec les allocations de repos obtenues initialement au chapitre 4 (AR1) pour les sept postes de travail évalués.

Tableau 5.3: Recommandations de la norme EN1005-3 en fonction des multiplicateurs pour le risque et la durée cumulée

N° du poste	%CMV1 ^(a)	%CMV2 ^(b)	AR1 ^(c)	AR2 ^(d)	AR du modèle de Rose (MEMAR)
1	11%	20%	7936%	704%	328%
2	7%	20%	non acceptable	2724%	761%
3	7%	20%	501%	366%	139%
4	14%	40%	non acceptable	2342%	441%
5	7%	20%	524%	524%	53%
6	28%	50%	1119%	1119%	909%
7	7%	20%	non acceptable	4142%	574%
(a) %CMV recommandé en tenant compte des multiplicateurs m_d et m_r . (b) %CMV recommandé avec $m_d = 1$ et $m_r = 1$ (on ne tient pas compte de la durée cumulée des actions ni du multiplicateur pour le risque). (c) Allocations de repos en tenant compte des deux multiplicateurs (m_d et m_r). (d) Allocations de repos avec $m_r = 1$ et $m_d = 1$					

Certes les recommandations de la norme ont baissé par rapport aux recommandations initiales qui tiennent compte de la durée cumulée et d'un multiplicateur pour le risque de 0,7. Mais il y a toujours un écart important dans certains des 7 postes de travail étudiés. La norme EN1005-3 recommande jusqu'à 10 fois le repos recommandé par le modèle de Rose et al. (1992) (le modèle le plus conservateur des quatre modèles) dans le cas du poste 5 (Tableau 5.3).

Ces constatations confirment que la comparaison quantitative entre la norme et les modèles reste délicate à cause des différences de conception des deux types d'outils. Les modèles sont représentés par des fonctions continues alors que la norme est basée sur des fonctions en escalier. Par exemple pour la norme EN1005-3, si la fréquence passe de 2 min^{-1} à $2,1 \text{ min}^{-1}$ le multiplicateur pour la fréquence (m_r) utilisé par la norme diminue de 40% et par la suite la force recommandée diminuera de 40%. Entre les fréquences de

2 min⁻¹ et 20 min⁻¹, le multiplicateur m_f demeure inchangé. Les autres multiplicateurs de la norme varient également de la même façon (en escalier). Cependant, dans les modèles ces variations dans les paramètres tels que la fréquence et la durée d'une action affectent d'une façon continue les allocations de repos.

Il semble donc que la norme EN1005-3 soit bien adaptée pour l'évaluation de l'acceptabilité des forces exercées dans une tâche ainsi que pour la recommandation des forces sécuritaires. Mais, l'application de la norme pour la vérification des allocations de repos pour le travail statique reste limitée.

Par ailleurs, la méthode MEMAR génère dans la plupart des cas étudiés des temps de repos comparables à ceux donnés par la méthode MEGAR. Le rapport entre les résultats des deux méthodes varie dans la plupart des cas entre 80% et 112% (Tableau 4.20). Ce résultat s'explique par la différence entre les modèles de TME utilisés par chacune des deux méthodes. L'utilisation d'un modèle général de TME dans la méthode MEGAR, surestime l'AR dans le cas des tâches de travail où le dos (ou la hanche) est le plus sollicité. Dans le cas des tâches où les membres supérieurs sont les plus sollicités, il n'y a pas de différence significative entre le TME des modèles généraux et le TME des modèles dédiés aux membres supérieurs (Tableaux 2.10 et 2.11). Puisque dans la plupart des cas étudiés les membres supérieurs (épaule) étaient les plus sollicités, les recommandations de la MEGAR étaient comparables aux recommandations de la MEMAR. En fait, on a vu que le TME du dos/hanche est supérieur au TME donné par le modèle général et que le TME des membres supérieurs est comparable au TME du modèle général.

Toutefois, la méthode MEMAR reste plus adaptée aux situations de travail, car elle tient compte de la variabilité de fatigabilité des groupes musculaires rapportée par plusieurs études (Manenica 1986, Sato et al. 1994). Cet avantage de la méthode MEMAR par rapport à la méthode MEGAR n'implique pas des coûts supplémentaires au niveau des temps d'exécution des méthodes. En effet, les temps de mise en application des deux méthodes sont identiques.

Cependant, certaines difficultés ont été relevées pour l'application des deux méthodes d'évaluation des allocations de repos.

L'estimation du %CMV reste difficile dans la pratique. Malgré l'utilité des logiciels biomécaniques, certaines données demeurent nécessaires à déterminer pour pouvoir utiliser ces logiciels. En particulier, la posture peut varier durant le quart de travail ou même pour l'exécution d'une tâche élémentaire. En outre les images vidéo ne permettent pas d'identifier la posture avec précision. Également, les charges manipulées restent difficiles à estimer (ou mesurer) dans certains cas (trilage des racines nues, serrage des vis dans le cas du montage sous l'automobile).

Le choix du modèle d'allocation de repos pour évaluer un poste de travail demeure aussi problématique. Les résultats de l'étude de cas montrent des différences significatives entre les modèles. Néanmoins, la comparaison générale entre les modèles permet de délimiter des zones d'applicabilité de chaque modèle en fonction des conditions de travail. Ces zones d'applicabilité des modèles des allocations de repos sont définies par le niveau d'effort (%CMV) et la durée de maintien exprimée en pourcentage par rapport au TME (voir le chapitre 3).

Pour ce faire, on considère cinq zones de niveaux d'effort: faible, modéré, élevé, très élevé et extrêmement élevé. Cinq zones sont également définies pour la durée de maintien : <20%TME, 40%TME, 60%TME, 80%TME et >80%TME.

Dans le cas où plusieurs modèles s'appliquent pour la même zone, le modèle le plus conservateur sera choisi afin de minimiser le risque.

Pour des %CMV très élevés à extrêmement élevés, le modèle de Rose semble le plus adapté à la situation. En effet, ce modèle a été développé pour le travail de la construction où des postures contraignantes sont courantes. Ceci implique des %CMV élevés dans ce secteur d'activité. En outre, dans le cas des efforts élevés la durée de maintien a un impact moindre que l'effort.

Pour les niveaux d'effort faibles à modérés le modèle de Milner est à privilégier par rapport aux autres modèles. Ce choix est justifié par le fait que le modèle de Milner a été développé pour une posture sans charge avec un faible %CMV.

Dans le cas des efforts élevés (60%CMV), le choix du modèle à appliquer pour l'évaluation des allocations de repos est dicté par le pourcentage de la durée de maintien par rapport au TME.

Pour des durées de maintien inférieures à 40%TME, le modèle de Rose donne plus de repos par rapport au modèle de Rohmert. Dans ce cas le modèle de Rose est à appliquer. Pour des durées de maintien supérieures à 40%TME, le modèle de Rohmert est plus approprié que le modèle de Rose car ce dernier modèle ne tient pas compte de la durée de maintien.

Basée sur les remarques ci-dessus, la figure 5.2 présente les modèles à appliquer pour chaque situation de travail.

Niveau d'effort	80-100 %CMV	Extrêmement Élevé	Rose				
	60-80 %CMV	Très élevé					
	40-60 %CMV	Élevé	Rose	Rohmert			
	20-40 %CMV	Modéré	Milner				
	0-20 %CMV	Effort Faible					
			20%TME	40%TME	60%TME	80%TME	100%TME
			Temps de maintien				

Figure 5.2: Le modèle d'allocation de repos à appliquer pour différentes combinaisons de niveau d'effort et de durée de maintien

En utilisant les données du tableau 3.3 et la figure 5.2, les allocations de repos à recommander en fonction du niveau d'effort et la durée de maintien sont données par le tableau 5.4 (les valeurs mentionnées sont à titre indicatif).

Tableau 5.4: Allocations de repos suggérées en fonction du niveau d'effort et de la durée de maintien

Niveau d'effort	Extrêmement Élevé	9623%				
	Très élevé	2062%	2062%			
	Élevé		666 à 1207%			
	Modéré		292%	544%	758 à 1102%	
	Effort Faible				292%	544% à 1102%
		1-6s	7-18s	20-35s	35-84s	2- 5min
		Temps de maintien				

CHAPITRE 6 : CONCLUSION

6.1. Contribution à l'avancement des connaissances et portée pratique

Les résultats de l'étude actuelle ont permis d'atteindre les deux objectifs fixés au départ, en l'occurrence:

- l'étude comparative des modèles d'allocation de repos et la mise en application d'une procédure d'évaluation des postes de travail en utilisant les différents modèles existants et;
- le développement d'un outil de détermination du TME.

Pour les modèles de TME, l'étude a permis d'élaborer une méthodologie de détermination du TME en fonction du %CMV. Cette méthodologie tient compte de la variabilité interindividuelle du TME et les différences de fatigabilité entre les groupes musculaires rapportées par plusieurs études et mise en évidence par les résultats de la présente étude. La méthodologie tient compte de la non validité de l'hypothèse selon laquelle la fatigue ne se produit que pour des efforts qui dépassent 15%CMV.

L'étude contribue ainsi à mieux évaluer le travail statique en utilisant une approche par centile pour déterminer le TME. L'étude reflète la différence des comportements des groupes musculaires face à l'endurance.

Le tableau récapitulatif du TME par groupe musculaire pour différentes proportions de la population (tableau 2.12) est un outil facile à utiliser pour déterminer le TME d'une tâche de travail statique. Les résultats peuvent être obtenus directement à la différence des modèles de TME existants. Ces modèles sont présentés sous forme d'équation mathématique reliant la valeur moyenne du TME au %CMV sans aucune indication sur la variabilité de la distribution.

Par ailleurs, l'étude dresse une liste de la plupart des modèles de TME existants avec leurs descriptions.

Pour l'évaluation des allocations de repos, une revue des différents modèles d'allocation de repos existants a permis de constater certaines difficultés liées à leur application. Des différences significatives entre les temps de repos recommandés par ces différents modèles ont été en effet constatées. De plus, l'application de ces modèles nécessite la détermination du pourcentage de la contraction maximale volontaire et du temps maximum d'endurance. Toutefois, dans un contexte pratique, ces données s'avèrent difficiles à mesurer.

Néanmoins, l'étude de cas réalisée dans le cadre de ce travail est une contribution au développement d'une procédure pratique pour l'évaluation des allocations de repos pour le travail statique. Cette procédure est basée sur des observations filmées et des calculs biomécaniques. Une approche par centile a été également introduite pour déterminer les allocations de repos. La valeur 15^e centile de la population des travailleurs a été utilisée pour établir le temps de repos nécessaire pour une tâche de travail.

La comparaison des deux méthodes MEMAR et MEGAR a montré l'importance de la variabilité entre les groupes musculaires dans l'évaluation des allocations de repos.

L'étude de cas montre que les membres supérieurs exigent plus de repos que le dos/hanche. Cette constatation suggère l'alternance entre les deux groupes musculaires pour éviter la fatigue excessive des membres supérieurs. Donc, pour refléter mieux la variabilité entre les groupes musculaires, l'évaluation des allocations de repos doit être effectuée pour chaque groupe musculaire à part.

Par ailleurs, la procédure proposée peut servir à évaluer l'effet d'une modification sur l'organisation du travail en comparant les situations avant et après modification. Cette démarche ne nécessitera pas des données précises pourvu que la même procédure de calcul soit utilisée pour évaluer les deux situations.

6.2. Limites et contraintes

Certaines limites et contraintes ont été rencontrées lors de l'élaboration de la présente étude.

Dans la méthodologie de détermination du TME par centile, certains groupes musculaires ne sont pas inclus (mains et membres inférieurs) à cause de l'absence de données suffisantes sur les TME de ces groupes musculaires.

Par ailleurs, la méthodologie est basée sur l'hypothèse selon laquelle les valeurs moyennes des TME données par les modèles peuvent être considérées comme des observations indépendantes. Cette hypothèse peut influencer la précision des résultats. Les modèles ont été traités pareillement sans tenir compte du poids lié au nombre de sujets non plus que de leurs caractéristiques dans chaque modèle. Statistiquement, le nombre de sujets peut changer les résultats de TME obtenus par la modélisation des données de tous les modèles. Or, ces détails ne sont pas disponibles pour tous les modèles publiés.

Le nombre limité des observations par groupe musculaire constitue une limite pour la validation de l'étude de la variabilité interindividuelle du TME. Cette limite touche aussi la précision de la comparaison des valeurs de TME des différents groupes musculaires.

Pour les modèles d'allocation de repos, les facteurs environnementaux et cognitifs n'ont pas été pris en considération. Les recommandations de la procédure proposée dans ce travail doivent donc être majorées pour tenir compte de ces facteurs.

À l'instar des modèles de TME, les membres inférieurs et les mains n'ont pas été inclus dans l'évaluation muscle par muscle.

L'utilisation des observations filmées dans la méthodologie d'évaluation des allocations de repos peut être à l'origine de certaines imprécisions des résultats. En effet, les

allocations de repos dépendent de la posture et de la charge (entre autres). Or, une erreur d'estimation de ces deux valeurs implique directement des valeurs erronées des temps de repos alloués.

6.3. Avenues de recherche

L'étude actuelle fait ressortir un besoin de clarifier certaines «zones grises» concernant la modélisation du TME et les modèles d'allocation de repos pour le travail statique.

Pour les modèles de TME, des axes de recherche susceptibles de contribuer à développer des outils facilement utilisables pour l'évaluation du travail statique restent à explorer.

Le premier axe viserait à déterminer des variables indépendantes facilement mesurables pour les modèles de TME. En effet, étant donnée la difficulté de mesurer le %CMV il serait utile de modéliser le TME en fonction d'autres paramètres plus faciles à évaluer. En particulier, l'effet de la posture et la charge externe sur le TME peut être étudié. Les résultats peuvent être présentés sous une forme simplifiée en facilitant l'exploitation. Des postures types peuvent être définies et c'est en fonction de ces postures et de la charge extérieure que le TME va être déterminé.

Le deuxième axe de recherche pour le TME s'intéresserait à palier le manque constaté dans l'approche par centile dans les modèles de TME. Il y a donc intérêt à effectuer une recherche complémentaire avec un nombre suffisant de sujets pour décrire avec plus de précision la variabilité interindividuelle au niveau du TME. Notamment, la forme de la distribution du TME ainsi que les caractéristiques de cette distribution (comme l'écart-type pour une distribution normale), doivent être spécifiés pour que les résultats des études sur le TME soient utilisables pour des applications concrètes.

Pour étudier la variabilité interindividuelle du TME, il serait également utile d'inclure la contraction maximale volontaire dans la relation entre le TME et le %CMV. Dans ce cas la CMV représenterait «la capacité musculaire» d'un sujet. On pourrait ainsi représenter plus clairement l'effet combiné de la contrainte (%CMV) et les caractéristiques

individuelles (CMV). Certes le %CMV est le rapport entre l'effort exigé et la capacité de force. Mais, ce rapport n'est qu'une formulation parmi d'autres de la combinaison entre la contrainte et les caractéristiques individuelles.

Pour les modèles d'allocation de repos, le besoin de développer et de valider un outil facilement utilisable pour déterminer quantitativement ces allocations de repos pour le travail statique, reste un objectif important qu'il serait utile d'atteindre en matière de santé et sécurité au travail.

Afin de réaliser cet objectif, il y a intérêt à étudier la variabilité interindividuelle aux niveaux de la fatigabilité et de la récupération. Les allocations de repos seront ainsi évaluées pour la proportion de la population concernée par la tâche étudiée.

Il serait également utile d'étudier les différences de comportement des groupes musculaires face à la fatigue et à la récupération.

La simplification de la présentation des résultats concernant les allocations de repos reste aussi un besoin important pour les intervenants en ergonomie dans le milieu de travail. Dans ce cadre, les études de cas (à l'instar de notre étude) contribueront à mieux outiller les praticiens en ergonomie pour l'évaluation des postes de travail. Il sera sans doute utile de continuer dans cette direction. Notamment, les allocations de repos suggérées au chapitre 5, restent à valider pour des situations réelles de travail. La validation consisterait à vérifier si les recommandations suggérées assurent l'exécution des tâches sans fatigue.

Finalement, il y a intérêt à documenter le lien entre le manque de repos et les troubles musculo-squelettiques dans le cas du travail statique. Des études épidémiologiques mettant en évidence la relation entre la fatigue due au manque du temps de repos alloué et les lésions professionnelles à long terme, restent utiles pour la recommandation des limites sécuritaires pour l'organisation temporelle du travail.

RÉFÉRENCES

ABU-ALI, M., PURSWELL, J.L et SCHLEGEL, R.E., (1996). Psychophysically determined work-cycle parameters for repetitive hand gripping. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17, 35-42.

AMELL, T., et KUMAR, S., (2001). Work-Related musculoskeletal disorders: Design as a prevention strategy. A review. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 11, 255-265.

BACKMANS, E., JOHANSSON, V., HAGER, B., SJOBLUM, P. et HENRIKSSON K.G. (1995). Isometric muscle strength and muscular endurance in normal persons aged between 17 and 70 years. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 27, 109-117.

BISHU, R., HAE MYUNG, R. et DEEB, J. M. (1990). Evaluation of handle positions using force/endurance relationship of an isometric holding task. *Proceedings of the Human Factors Society 34th annual meeting*, 292-296.

BJORKSTEN, M., et JONSSON, B. (1977). Endurance limit of force in long-term intermittent static contractions. *Scandinavian Journal of Work Environment and Health*, 3, 23-27.

BUREAU INTERNATIONAL DU TRAVAIL (1981). *Introduction à l'étude de travail*. 2^e éd. Genève. 468 p.

BYSTROM, S. et FRANSSON-HALL, C. (1994). Acceptability of intermittent handgrip contractions based on physiological response. *Human Factors*, 36(1), 158-171.

CHAFFAIN, D.B., ANDERSSON, G.B.J. et MARTIN, B. (1999). *Occupational Biomechanics*, 3rd edition. New York: Wiley.

COMITÉ EUROPÉEN DE NORMALISATION. *Sécurité des machines- Performance physique humaine- Partie 3 : Limites des forces recommandées pour l'utilisation de machines* (2002). [Bruxelles]. 23 pages. EN1005-3.

Cornman, G. (1970). Fatigue allowances- A systematic method. *Industrial Engineering*, 2, 10-16.

DEVERIES, H.A. (1968). Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyographic fatigue curves. *American Journal of Physical Medicine*, 47, 125-135.

DUL, J., DOUWES, M. et SMITT, P. (1991). A work-rest model for static work. *Designing for Everyone: Proceedings of the 11th Congress of the International Ergonomics Association*, Paris, Edited by Y. Queinnec and F. Daniellou. Taylor & Francis, London, Volume 1.

FALLENTIN, N. (1991). *Cardiovascular adjustments to static exercise : neural control mechanisms, muscle fiber composition and electromyographic activity*. Thèse de doctorat, August Krogh Institute, Université de Copenhagen, Danmark.

FISHER, D., ANDRES, R., AIRTH, D., et SMITH S. (1993). Repetitive motion disorders: the design of optimal rate-rest profiles. *Human Factors*, 35(2), 283-304.

FREIVALDS, A. et GOLDBERG, H. (1986). A methodology for assigning variable relaxation allowances: manual work and environmental conditions. *Trends in Ergonomics/ Human Factors V*. Elsevier Science Publishers B.V, North-Holland, 457-464.

GARG, A., HEGMANN, K.T., SCHOWORER, B.J. et KAPELLUSCH, J.M. (2002). The effect of maximum voluntary contraction on endurance times for the shoulder girdle. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 30, 103-113.

GERDLE, B., EDSTROM, M. et RAHM, M. (1993). Fatigue in the shoulder muscles during static work at two different torque levels. *Clinical Physiology*, 13, 469-482.

HAGBERG, M. (1981). Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology*, 51, 1-7.

HERMANS, V. et SPAEPEN, A.J. (1997). Influence of electrode position on changes in electromyography parameters of the upper trapezius muscle during submaximal sustained contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 75, 319-325.

HUIJGENS, J.M.M. (1981). A model for quantifying static load, incorporating muscle fatigue. Dans: Buskirk, W.C. *Biomechanics Symposium, Boulder, CO, 22-24 juin* (American Society of Mechanical Engineers, New York), 97-99.

IMBEAU, D., NASTASIA, I. et FARBOS B. (2004). Troubles musculo-squelettiques: Évaluation et conception du travail – Chapitre 18. Dans *Manuel d'hygiène du travail: du diagnostic à la maîtrise des facteurs de risque*; Modulo Griffon, Ville Mont-Royal, Qc (64 pages).

JONSSON, B. (1984). Muscular fatigue and endurance; basic research and ergonomic applications. Dans *Kumamoto M. Neural and Mechanical Control of Movement*. Yamaguchi Shoten, Kyoto, 64-76.

JORGENSEN, K., FALLETIN, N., KROGH-LUND, C. et JENSEN, B. (1988). Electromyography and fatigue during prolonged, low-level static contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 57, 316-321.

KAHN, J.F., et MONOD, H. (1989). Fatigue induced by static work. *Ergonomics*, 32, 839-846.

KAHN, J.F., HUART, F. et MONOD, H. (1988). Variation of the maximum maintenance time of an isometric contraction in the presence of a second contraction. *Ergonomics*, 31, 1287-1298.

KEE, D. et KARWOWSKI, W. (2001). LUBA: An assessment technique for postural loading on upper body based on joint motion discomfort and maximum holding time. *Applied Ergonomics*, 32, 357-366.

KILBOM, A. (1995). Measurement and assessment of dynamic work – Chapter 22. Dans Wilson, J et Corlett, N. *Evaluation of human work: A practical ergonomics methodology* (2ed). Taylor & Francis, Londres, 640-661.

KONZ, S. (1998). WORK/REST: Part I- Guidelines for the practitioner. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 22, 67-71.

KUMAR, S. (1994). A conceptual model of overexertion, safety, and risk of injury in occupational settings. *Human Factors*, 36 (2), 197-209.

LEE, K., AGHAZADEH, F., WAIKER, A. et ALLEN, M. (1990). Endurance in restricted postures. *Proceedings of the Human Factors Society 34th annual meeting*, 697-701.

LEE, T.H. (2003). Minimal Acceptable Handling Time Intervals for Lifting and Lowering Tasks. *Applied Ergonomics*, 34 (6), 629 – 634.

LUND, J. et MERICLE, K.S. (2000). Determining fatigue allowances for grocery order selectors. *Applied Ergonomics*, 31, 15-24.

MACROPOD SOFTWARE. [ODLOG]. www.macropodsoftware.com/odlog.

MANENICA, I. (1986). A technique for postural load assessment. Dans: Corlett, N., Wilson, J., et Manenica, I. *The Ergonomics of Working Postures*. Taylor & Francis, Londres, 270-277.

MATHIASSEN, S.E. et AHSBERG, E. (1999). Prediction of shoulder flexion endurance from personal factors. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 24, 315-329.

MATHIASSEN, S.E. et WINKEL, J. (1992). Can occupational guidelines for work-rest schedules be based on endurance time data? *Ergonomics*, 35 (3), 253-259.

MIEDEMA, M.C., DOUWES, M. et DUL, J. (1997). Recommended maximum holding times for prevention of discomfort of static standing postures. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 19, 9-18.

MILNER, N.P. (1985). *Modelling fatigue and recovery in static postural exercise*. Thèse de doctorat, Université de Nottingham.

MILNER, N.P., CORLETT, N. et O'BRIEN, C. (1986). A model to predict recovery from maximal and submaximal isometric exercise. Dans: Corlett, N., Wilson, J., et Manenica, I. *The Ergonomics of Working Postures*. Taylor & Francis, Londres, 126-135.

MITAL, A. (1991). Review and evaluation of techniques for determining fatigue allowances. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 8, 165-178.

MONOD, H. et SCHERRER, J. (1965). The work capacity of synergic muscular groups. *Ergonomics*, 8, 329-338.

OCCHIPINTI, E. (1998). OCRA: a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limbs. *Ergonomics*, 41 (9), 1290-1311.

ORGANISATION INTERNATIONALE DE NORMALISATION (ISO). Ergonomie. *Évaluation des postures de travail statiques* (2000). [Genève]. 19 pages. ISO11226.

PAGE, E.L. (1964). Determining rest allowances. *Industrial Management*, 1, 3-14.

PRICE, A. (1990a). Calculating relaxation allowances for construction operatives- Part 1: metabolic cost. *Applied Ergonomics*, 21(4), 311-317.

PRICE, A. (1990b). Calculating relaxation allowances for construction operatives- Part 2: Local muscle fatigue. *Applied Ergonomics*, 21(4), 318-324.

ROHMERT, W. (1960). Ermittlung von Erholungspausen für Statische Arbeit des Menschen. *Int.Z.Angew Physiol.einschl.Arbeitphysiol*, 18, 123-164.

ROHMERT, W. (1965). Physiologische Grundlagen der Erholungs-zeitbestimmung. *Zbl.Arbeith. Wiss*, 19, 1-12.

ROHMERT, W. (1973a). Problems in determining rest allowances. Part 1: Use of modern methods to evaluate stress and strain in static muscular work. *Applied Ergonomics*, 4, 91-95.

ROHMERT, W. (1973b). Problems in determining rest allowances. Part 2: Determining rest allowances in different tasks. *Applied Ergonomics*, 4, 158-162.

ROHMERT, W., WANGENHEIM, M., MAINZER, J. ZIPP, P. ET LESSER, W. (1986). A study stressing the need for a static postural force model for work analysis. *Ergonomics*, 29, 1235-1249.

ROHMERT, W. (1962). *Untersuchung über Muskelermüdung und Arbeitsgestaltung*. Berlin, Köln, Frankfurt : Beuth-Vertrieb.

ROSE, L., ERICSSON, M. et ORTENGREN, R. (2000). Endurance time, pain and resumption in passive loading of the elbow joint. *Ergonomics*, 43, 405-420.

ROSE, L., ERICSSON, M., GLIMSKAR, B., NORDGREN B. et ORTENGREN, R. (1992). Ergo-Index. Development of a model to determine pause needs after fatigue and pain reactions during work. Dans: Mattila, M., et Karwowski, W. *Computer Applications in Ergonomics, Occupational Safety and Health*. Elsevier Science Publishers B.V, North-Holland, 461-468.

ROSE, L., ORTENGREN, R. et ERICSSON, M. (2001). Endurance pain in fully flexed postures. *Applied Ergonomics*, 32, 501-508.

SADOYAMA, T. et KOGI, K. (1970). On above-shoulder work area for manual operation. *Japanese Journal of Ergonomics*, 6, 45-50.

SATO, H., OHASHI, J., IWANAGA, K., YOSHITAKE, R. et SHIMADA, K. (1984). Endurance time and fatigue in static contractions. *Journal of Human Ergology*, 13, 147-154.

SETH, V., WESTON, R.L. et FREIVALDS, A. (1999). Development of a cumulative trauma disorder risk assessment model for upper extremities. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 23, 281-291.

SJOGAARD, G.,(1986). Intramuscular changes during long-term contraction. Dans: Corlett, N., Wilson, J., et Manenica, I. *The Ergonomics of Working Postures*. Taylor & Francis, Londres, 136-143.

SNOOK, S.H. et CIRIELLO, V.M. (1991). The design of manual handling tasks: Revised tables of maximum acceptable weights and forces. *Ergonomics*, 34(9), 1197-1213.

STULEN, F.B. et DELUCA, C.J. (1978). The relation between the myoelectric signal and physiological properties of constant-force isometric contractions. *Electroenceph. Clinical Neurophysiology*, 45, 681-698.

University of Michigan (1986-2001). [3DSSPP (v4.32)]. Michigan.

VAN DIEËN, J.H (1989). Ergoloc: A method to establish loads on the locomotor system at work. *Acta Horiticulturae*, 237, 113-122.

VAN DIEEN, J.H. et OUDE VRIELINK, H.H.E. (1994). The use of the relative force and endurance time. *Ergonomics*, 37, 231-243.

WATERS, T.R, PUTZ-ANDERSON, V., GARG, A. et FINE, L.J., (1993). Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*, 36 (7), 749-776.

WINKEL, J. et WESTGAARD, R., (1992). Occupational and individual risk factors for shoulder-neck complaints: Part II- The scientific basis (literature review) for the guide. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 10, 85-104.