

Sommaire

1	Introduction	3
1.1	Les Troubles Musculosquelettiques -Généralités	3
1.2	Les TMS de l'avant-bras et de la main	4
A.	Eléments anatomiques de l'avant-bras et de la main	4
B.	Description des troubles musculosquelettiques de l'avant-bras et de la main	6
1.3	Hypothèses physiologiques et facteurs de risque biomécaniques	10
A.	Force de préhension	10
B.	Positions articulaires extrêmes	11
C.	Vitesse et accélération angulaire	11
D.	Répétitivité	11
1.4	But de l'étude	11
2	Mise en place d'une plate-forme de mesure des facteurs de risque biomécaniques	12
2.1	L'effort de préhension	12
A.	Techniques de quantification existantes	12
B.	L'électromyographie de surface	12
C.	Chaîne de mesure	14
2.2	Angulation	16
A.	Techniques de quantification existantes	16
B.	Mesure de l'angulation : utilisation d'un goniomètre	17
C.	Chaîne de mesure	18
3	Apport de la télémétrie	18
3.1	Modification de la chaîne de mesure	19
3.2	Validation technique	19
A.	Matériel et méthodes	19
B.	Résultats	20
4	Programme de traitement et indices de contraintes	21
4.1	Force de préhension	21
A.	Détermination d'une valeur de référence : la Force Maximale Volontaire	21
B.	Protocole de mesure	21
C.	Indicateurs de la force de préhension	23
4.2	Angulation	24
A.	Choix des classes angulaires	24
B.	Indices de la contrainte articulaire du poignet	24
4.3	Observation vidéo	25

5	Validation de la plate-forme de mesures sur une tâche simulée au froid	26
5.1	Introduction	26
5.2	Matériel et méthode	26
A.	Sujets	26
B.	Tâche expérimentale	27
C.	Mesures effectuées	28
D.	Protocole	28
E.	Statistiques	30
5.3	Résultats	30
A.	Analyse descriptive des signaux	30
B.	Effet du type de transmission	30
C.	Influence du froid	31
D.	Profil biomécanique de poste	35
5.4	Discussion	35
A.	Simulation de découpe de viande	35
B.	Validation de la télémétrie	36
C.	Etude de l'influence du froid	36
D.	Protocole	37
6	Conclusions et perspectives	38
6.1	Quantification des facteurs de risque biomécaniques d'apparition des TMS de l'avant-bras.	38
6.2	Validation de la plate-forme de mesures sur une tâche simulée au froid	38
7	Références	40

1 Introduction

1.1 Les Troubles Musculosquelettiques -Généralités

Depuis plus de 10 ans, le nombre de salariés victimes de Troubles MusculoSquelettiques (TMS) s'est considérablement accru en France comme dans de nombreux pays industrialisés. Leur très forte progression s'est traduit par un doublement des maladies reconnues en moins de 3 ans, plaçant ainsi les TMS en première position des Maladies Professionnelles (MP) reconnues en France (70% de l'ensemble des MP avec près de 9000 cas reconnus en 1998).

Les TMS concernent un grand nombre de tissus péri-articulaires (tendons, nerf, bourses séreuses, os, cartilage et vaisseaux sanguins) qui, sous l'effet d'une hypersollicitation biomécanique, souffrent et se dégradent. Il en résulte des troubles et des pathologies variés : douleurs, tendinites, troubles de la sensibilité tactile et de la motricité, défauts circulatoires, arthrose...

Les TMS sont décrits comme des pathologies multifactorielles à composante professionnelle dont la principale est une hypersollicitation liée à une activité répétitive. En Europe, 57% des travailleurs sont exposés à des mouvements répétitifs. En France, nous estimons à 3,4 millions le nombre de salariés exposés à des contraintes articulaires pendant leur travail dont 13% répétant le même geste ou une série de gestes à cadence élevée (source DARES - Premières Synthèses n°24.4, 1998). Les salariés les plus touchés sont ceux de l'agro-alimentaire et plus particulièrement ceux de l'industrie de découpe de viande.

De nombreuses études épidémiologiques, ergonomiques et biomécaniques ont permis de mettre en évidence que l'hypersollicitation biomécanique à l'origine des TMS est caractérisée par la répétitivité des gestes, les amplitudes articulaires extrêmes et les efforts excessifs (National Institute of Occupational Safety and Health, 1997). Des études récentes ont également montré que la vitesse et l'accélération constituent des facteurs de risque non négligeables (Marras et Schoenmarklin, 1993). L'ensemble de ces facteurs de risque, dits biomécaniques directs, sont caractéristiques du mode d'organisation des entreprises et résultent des contraintes de temps, du travail en flux tendu, du stress, des cadences élevées... imposés aux salariés.

Les troubles musculosquelettiques représentent donc un souci majeur pour notre société qui risque de s'amplifier aux vues des conditions actuelles et futures de travail.

Il est donc nécessaire de mettre en place une politique de prévention au sein des entreprises. D'ailleurs le code du travail oblige les chefs d'entreprise à évaluer les risques pour la santé et la sécurité des travailleurs (article L230-2 II). Mais pour cela, faut-il encore pouvoir quantifier ces facteurs de risque. Or, à l'heure actuelle, il existe peu d'outils d'investigation permettant de réaliser une quantification globale des paramètres biomécaniques intéressants.

Bien que les TMS recouvrent un large éventail de problèmes de santé, le membre supérieur représente le segment corporel le plus touché (60% aux USA ; Gerr et coll., 1991). Nous avons donc limité, dans un premier temps, notre étude au système "avant-bras/main".

1.2 Les TMS de l'avant-bras et de la main

A. Éléments anatomiques de l'avant-bras et de la main

Deux articulations permettent la mobilité de l'avant-bras et de la main : Le **coude** unissant l'extrémité distale de l'humérus aux extrémités proximales du cubitus et du radius et le **poignet** assurant la liaison entre, d'une part, les parties inférieures du cubitus et du radius et, d'autre part, les os du carpe de la main (figure 1).

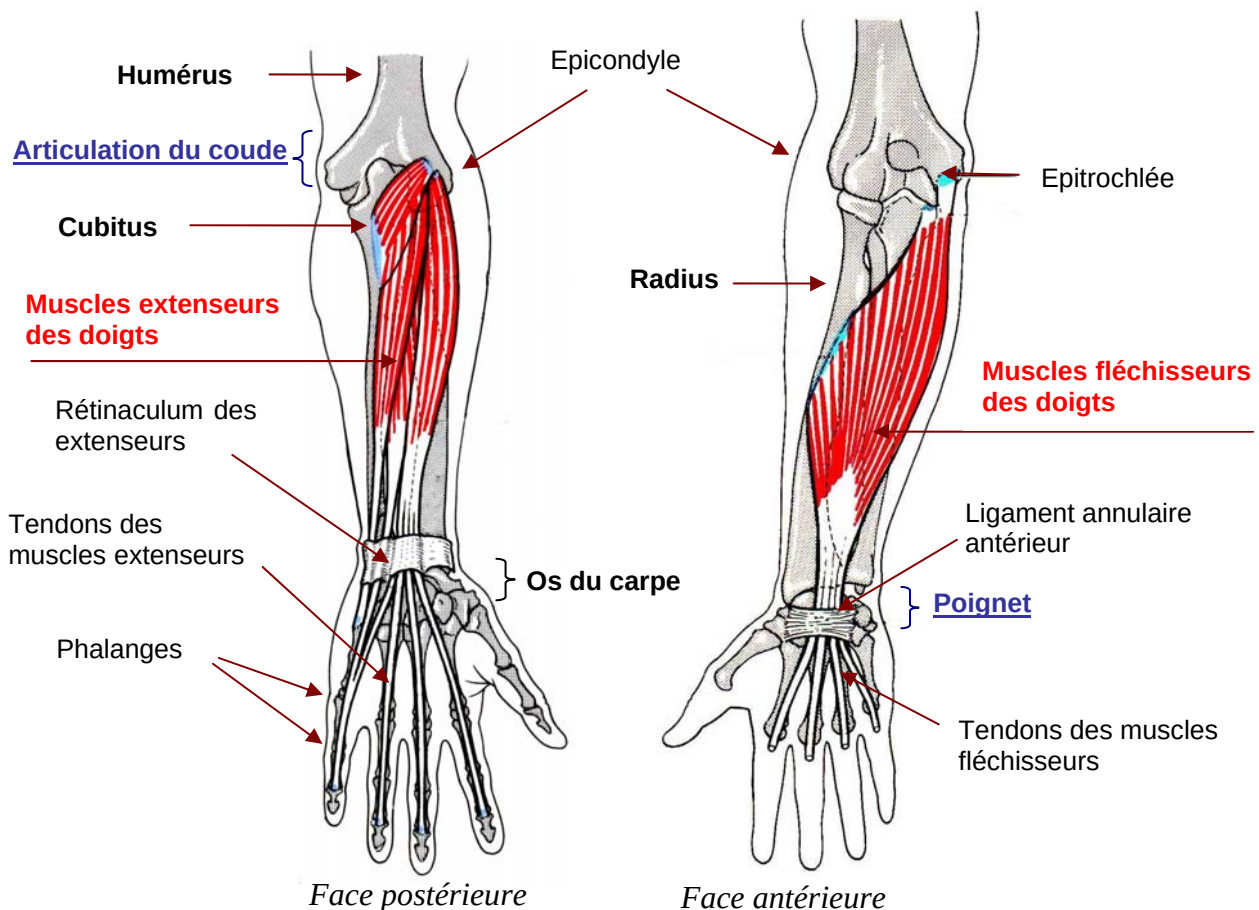
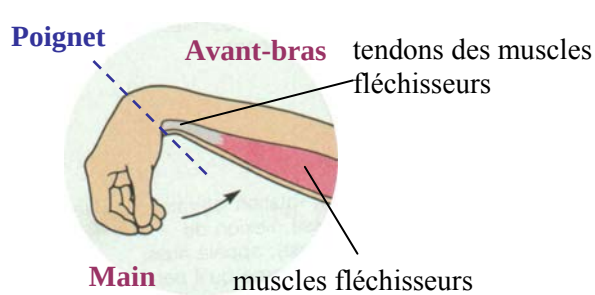


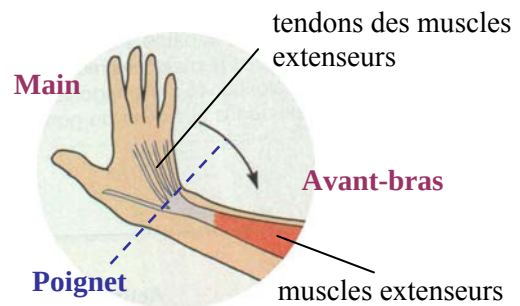
Figure 1 : L'avant-bras et la main (d'après Kamina et Rideau, 1997).

Le système musculaire assurant la mobilité et la production de force de la main et des doigts est principalement localisé sur l'avant-bras. Il est décomposé en deux groupes. Les **muscles fléchisseurs**, présents sur la face antérieure de l'avant-bras, prennent leur origine sur l'**épitrôchlée** (figure 1), tubercule osseux situé à l'extrémité inféro-interne de l'humérus. Ils s'insèrent sur les os du carpe et les phalanges et permettent, comme leur nom l'indique, la flexion (figure 2) de la main et des doigts. Les **muscles extenseurs**, présents sur la face postérieure de l'avant-bras, prennent leur origine sur l'épicondyle (figure 1), petite saillie osseuse située à l'extrémité inféro-externe de l'humérus, s'insèrent sur les os du carpe et les phalanges et permettent les mouvements d'extension (figure 2) de la main et des doigts.



b) Flexion

Mouvement de repli de la main sur la face antérieure l'avant-bras



c) Extension

Mouvement rapprochant la face dorsale de la main de la surface postérieure de l'avant-bras

*Figure 2 : Mouvements de la main et des doigts
(Marieb, 1997)*

Les muscles fléchisseurs et extenseurs sont innervés, respectivement, par les nerfs médian et ulnaire et par le nerf radial. Le **nerf médian**, sensitif et moteur, innerve (figure 3) également les trois premiers doigts dans leur partie palmaire et dorsale.



Face dorsale



Face palmaire

Figure 3 : Innervation de la main par le nerf médian.

Lors de leur passage au niveau du poignet, le nerf médian ainsi que les neuf tendons des muscles fléchisseurs passent dans un tunnel anatomique (figure 4) appelé **canal carpien**. Il s'agit d'un **espace inextensible**, délimité par les os du carpe en arrière et par le ligament annulaire en avant.

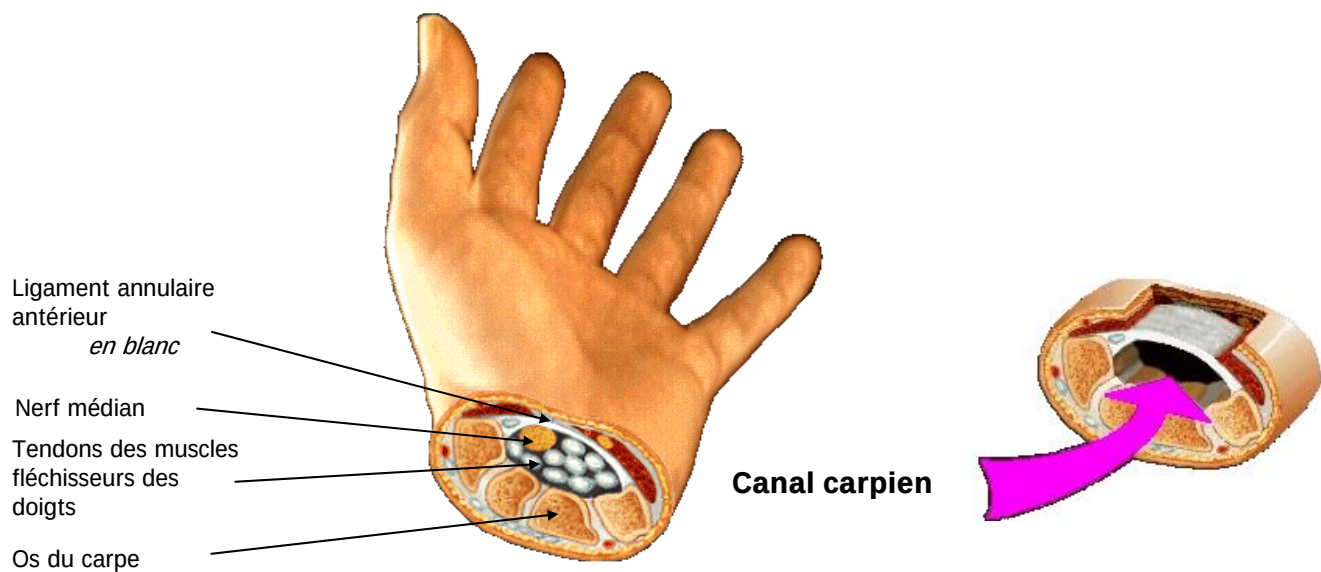


Figure 4 : Description du canal carpien / Coupe transversale du poignet
(www.thehand.com/syndicat/chgieco.htm)

B. Description des troubles musculosquelettiques de l'avant-bras et de la main

Les TMS regroupent un ensemble varié de symptômes et de lésions se caractérisant par une douleur associée de façon plus ou moins marquée à une gêne fonctionnelle. L'atteinte concerne généralement le membre dominant mais peut être, dans certains cas, bilatéral. Les éléments essentiellement touchés sont les tendons et les nerfs.

1. Tendinites et ténosynovites de l'avant-bras

■ **Étiopathogénie**

Les tendons constituent les éléments de liaison entre les muscles et les os. Ils sont essentiellement constitués de fibres de collagène parallèles disposées en accordéon. Ils sont enveloppés dans une gaine, appelée gaine synoviale, qui facilite leur glissement dans les zones articulaires, assure la nutrition des zones avascularisées des tendons par diffusion de liquide synovial contenu dans cette gaine et leur confère une protection contre les frictions.

Le tendon transmet la force développée par le muscle aux éléments osseux créant ainsi le mouvement. Lors de ces mouvements, le tendon est soumis à différentes contraintes dont la contrainte en **traction** (figure 5). Il peut y répondre grâce aux caractéristiques **élastiques** que lui confère sa structure mais uniquement dans une certaine limite. Lors de l'application d'un effort de traction, le tendon subit une déformation ; sa longueur initiale varie en fonction de l'intensité de l'effort appliqué. Si elle n'est pas trop importante, le tendon peut reprendre sa forme initiale ; la déformation est dite élastique. Cependant, si elle est supérieure à 3%, une déformation résiduelle par micro-ruptures subsiste ; celle-ci correspond à une déformation plastique. La rupture peut se produire pour des déformations de l'ordre de 9 à 30%, suivant le type de tendon (Claudon et Cnockaert, 1994), (figure 5).

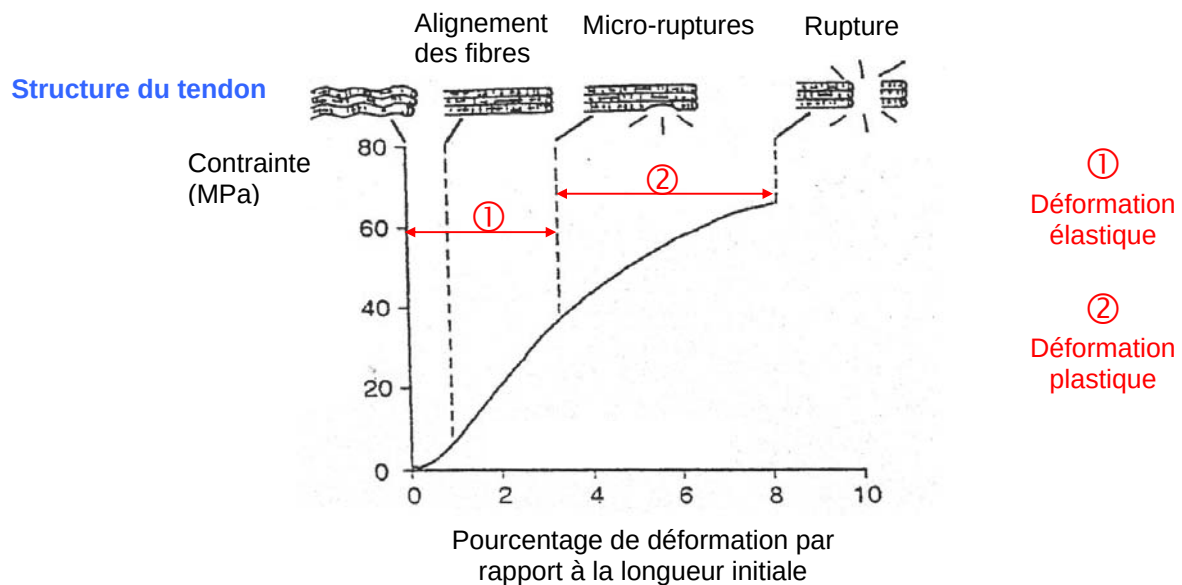


Figure 5 : Propriétés élastiques et plastiques des tendons
(d'après Butler et coll., 1978)

Les micro-ruptures de fibres tendineuses engendrent un **processus inflammatoire**, déclenchant à son tour un processus de réparation tissulaire. Pendant cette période de réparation, si le tendon est à nouveau sollicité, le risque d'une nouvelle lésion est très vraisemblable. Des cycles répétés de lésion-réparation peuvent entraîner une faiblesse tendineuse, voire une inflammation chronique autour du tendon (Ayoub et Wittels, 1989). Un temps de récupération suffisant est donc nécessaire après toute sollicitation traumatique du tendon.

Le tendon possède également des **propriétés visqueuses** ; l'importance de la déformation est fonction de la vitesse et de la durée d'application de la contrainte. Elle augmente lorsque le niveau de contrainte est maintenu constant (maintien statique prolongé). Ce phénomène s'observe aussi lorsque la charge est appliquée de manière **répétitive** avec des temps de récupération trop faibles.

De part sa localisation, le tendon subit aussi des **efforts de frottement** et de **compression** contre des tissus adjacents lors des passages au niveau des articulations (Claudon et Cnockaert, 1994) notamment en positions articulaires extrêmes. Par exemple, lorsque le poignet est soit en flexion, soit en extension maximale, les tendons des muscles fléchisseurs sont respectivement comprimés contre les os du carpe (en extension) ou contre le ligament antérieur (en flexion), (figure 2). Contrairement aux efforts de traction qui agissent suivant l'axe des fibres, les efforts de compression s'exercent perpendiculairement à l'axe des fibres du tendon et sont particulièrement agressifs pour son intégrité.

L'inflammation du tendon est appelée **tendinite**. Si elle s'étend à la gaine, nous parlons alors de **ténosynovite**.

La réalisation **répétitive** de flexions-extensions du poignet et des doigts rapides à faible charge ou lentes avec charge lourde, le **maintien statique** prolongé de postures

contraignantes avec charge lourde, l'utilisation d'**outils vibrants** constituent les principales étiologies des tendinites et ténosynovites.

Au niveau des zones distales du membre supérieur, les tendinites et ténosynovites les plus fréquentes sont :

- ***Epicondylite (Tennis Elbow)***

L'épicondylite est une **tendinite** des tendons des muscles extenseurs des doigts s'insérant sur l'épicondyle (figure 1). Elle peut être aiguë ou chronique. La douleur siège sur la **partie antérieure basse de l'épicondyle et peut irradier** vers le bord externe de l'avant-bras. Elle est ressentie comme une tension, une brûlure ou une sensation de brûlure. A un stade évolué de l'atteinte, la gêne fonctionnelle devient importante. Dans certaines études, les épicondylites peuvent représenter le quart des pathologies périarticulaires professionnelles (Kurppa et coll., 1991).

L'atteinte de ces tendons s'explique par les insertions osseuses et capsulaires complexes des muscles extenseurs des doigts, les courses tendineuses complexes et un trajet polyarticulaire avec des couples variables en fonction des positions relatives des différentes articulations (Pujol, 1993).

Les travaux reconnus à risque sont ceux comportant habituellement des mouvements répétés de préhension ou d'extension de la main ou des mouvements de supination (mouvement du radius autour du cubitus permettant d'amener la paume en position antérieure ou supérieure) et pronation (mouvement inverse de la supination). Les professions exposées sont notamment les travailleurs du BTP, les bûcherons, l'industrie de découpe de viande (Kurppa et coll., 1991) et le travail sur écran. Nous retrouvons également une forte prévalence chez les joueurs de tennis d'où le nom donné à cette atteinte.

- ***Epitrochléites***

Les épitrochléites sont des **tendinites** des muscles s'insérant sur l'épitrochlée (figure 1). Ces muscles ne sont sollicités que pour des gestes très spécifiques et donc peu fréquents. C'est pourquoi, les épitrochléites ne représentent que 9% des tendinites du coude (Pujol, 1993).

Les travaux reconnus à risque sont ceux comportant habituellement des mouvements répétés d'adduction (mouvement de glissement entre les os du carpe rapprochant la main, en position anatomique, de la ligne médiane du corps) ou de flexion de la main et du poignet ou des mouvements de supination et pronosupination.

- ***Tendinites et ténosynovites du poignet***

Il s'agit de l'ensemble des **tendinites** et **ténosynovites** des tendons des muscles fléchisseurs et extenseurs du poignet et des doigts lors de leur passage dans l'articulation radio-carpienne (poignet).

Les mouvements répétés de flexion-extension, des prises en pinces prolongées, les prises en force et le surmenage lié au maintien prolongé de positions contraignantes du poignet constituent des facteurs de risque (Meyer et Dyèvre, 1994). La coactivité des muscles extenseurs et fléchisseurs, nécessaire dans toute activité de préhension de la main, explique l'association fréquente des tendinites des fléchisseurs et des extenseurs. Les activités exposées sont notamment le travail à la chaîne de montage, l'emballage, l'industrie de la chaussure et de l'habillement et l'industrie de la boucherie et traitement de volaille nécessitant des mouvements vigoureux et répétitifs.

Toute inflammation des tendons entraîne une augmentation de leur volume. Or, l'augmentation de volume des tendons des muscles fléchisseurs, dans l'espace inextensible du canal carpien, se traduit par une augmentation de pression du milieu et par une compression du nerf médian.

2. Atteinte nerveuse : Le syndrome du canal carpien

Un **syndrome canalaire** correspond à l'atteinte d'un nerf lors de son passage dans un tunnel anatomique. Au niveau du membre supérieur, le plus fréquent est le **syndrome du canal carpien** (SCC) correspondant à une atteinte du nerf médian lors de son passage dans le canal carpien (figure 4). Il représente 42% des pathologies périarticulaires du membre supérieur.

Le principal mécanisme permettant d'expliquer l'apparition du SCC est la **compression** du nerf médian. Elle peut être générée par des **positions articulaires extrêmes** entraînant une augmentation de la pression intra-canaulaire ou une compression du nerf sur un élément du voisinage. Une **hyperextension** du poignet augmente jusqu'à 300 mm d'H₂O la pression intra-canaulaire initialement de 100 mm en position neutre. Le semi-lunaire (os du carpe) bascule, sa surface articulaire faisant saillie dans le canal et comprime le nerf médian contre l'arcade du ligament annulaire antérieur (figure 6). En position d'**hyperflexion**, le nerf est comprimé contre le ligament annulaire par le bord antérieur du radius (figure 6). Ce phénomène est accentué par une compression du nerf par les tendons des muscles fléchisseurs lorsque les doigts exercent une force de préhension digitale ou palmaire et en cas d'inflammation de ces tendons et de leurs gaines.

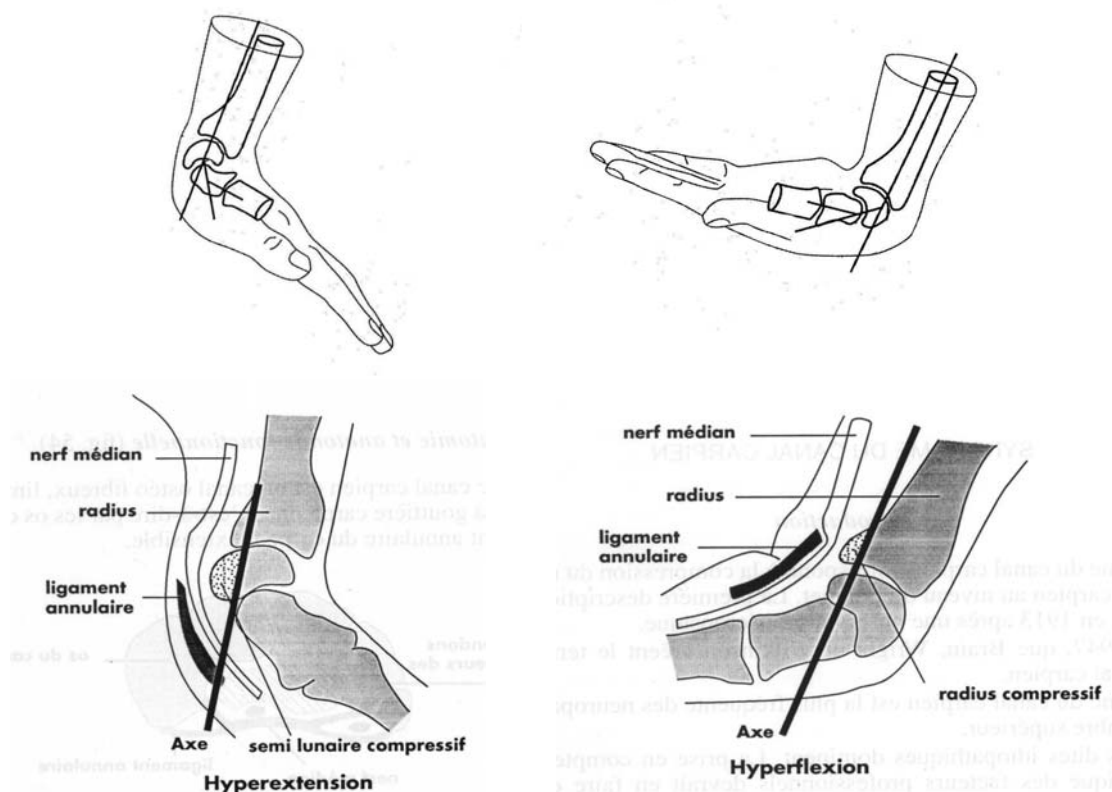


Figure 6 : Compression du nerf médian lors d'hyperextension et hyperflexion du poignet (d'après Pujol, 1993)

La compression peut aussi résulter de **contacts prolongés ou répétés** du talon de la main (Armstrong et coll., 1984) ou d'exposition à des **vibrations** ou au **froid**. En effet, les vibrations et le froid (Lundström et Johansson, 1986) entraîneraient une augmentation involontaire de la force de préhension et par conséquent une augmentation de la compression du nerf par les tendons des muscles fléchisseurs. Ils peuvent également être à l'origine de troubles vasculaires.

L'accroissement de pression engendré par une compression perturbe, dans un premier temps, la circulation sanguine et donc l'oxygénation des tissus. La compression chronique peut provoquer une prolifération de tissus conjonctifs dans l'enveloppe du nerf. Celle-ci entraîne un blocage, au moins partiel, de la micro-circulation sanguine dans les vaisseaux du nerf perturbant la propagation du message nerveux.

L'atteinte **peut être bilatérale** mais prédomine sur la main dominante. Elle se traduit par des troubles initialement sensitifs et tardivement moteurs qui prédominent sur le 2^{ème} et 3^{ème} doigts. Ce sont des paresthésies, c'est-à-dire des sensations anormales non motivées par un stimulus extérieur ou provoquées par un contact normal, mais dont la perception se trouve déformée, décrites par les patients comme des fourmillements, des picotements, une sensation de brûlure et de gonflement de la main. Elles peuvent être continues ou intermittentes avec des attaques nocturnes caractéristiques dans la deuxième moitié de la nuit. Des troubles moteurs peuvent apparaître se traduisant par des difficultés à ramasser de petits objets car la force musculaire est diminuée dans les mouvements d'opposition du pouce.

Les mouvements à risque sont l'hyperextension du poignet ainsi que l'hyperflexion associée à une préhension en pince digitale (Meyer et Dyèvre, 1994). Les travaux à risque sont ceux comportant de façon habituelle, soit des mouvements répétés ou prolongés d'extension du poignet ou de préhension de la main avec développement de forces importantes, soit un appui carpien, soit une pression prolongée ou répétée sur le talon de la main, soit l'utilisation d'outils vibrants. Les salariés les plus touchés sont ceux de l'agro-alimentaire et plus particulièrement ceux de l'industrie de découpe de viande où le froid et l'utilisation d'un couteau constituent des facteurs de risques supplémentaires. Les facteurs de risques non professionnels sont le diabète sucré, la grossesse et polyarthrite rhumatoïde entraînant une diminution du volume intra-canaulaire.

1.3 Hypothèses physiologiques et facteurs de risque biomécaniques

Les troubles résultent d'un déséquilibre entre les sollicitations biomécaniques et les capacités physiologiques de l'individu. Lorsque les sollicitations sont supérieures aux capacités fonctionnelles, les structures péri-articulaires souffrent, se dégradent et un risque de TMS apparaît. Ce phénomène est amplifié lorsque les temps de récupération sont insuffisants.

Comme nous l'avons vu précédemment, l'étiologie des TMS de l'avant-bras est principalement liée à des **mouvements du poignet** et la force **de préhension**. Les caractéristiques de ces mouvements, reconnues comme facteur de risque dans la littérature, sont les **positions articulaires extrêmes**, la **vitesse et l'accélération angulaires** ainsi que la **répétitivité**.

A. **Force de préhension**

Tout mouvement résulte de la sollicitation d'un groupement musculaire mettant en jeu les tendons, ligaments et l'ensemble de l'articulation. L'activité musculaire nécessaire à la réalisation du mouvement est appelée **effort musculaire**. De nombreux auteurs ont montré

qu'un effort de préhension important représente un facteur de risque d'apparition de TMS de l'avant-bras et de la main (Silverstein et coll., 1987, Kurppa et coll., 1991). Comme nous l'avons précisé dans le chapitre précédent, cet effort musculaire peut entraîner, de manière directe, des lésions tendineuses et indirectement des lésions nerveuses (compression des tendons sur le nerf médian).

B. Positions articulaires extrêmes

Les mouvements à risque dans l'apparition des TMS de l'avant-bras concernent essentiellement le poignet. Nous n'étudierons donc que cette articulation.

Beaucoup d'auteurs considèrent la plage angulaire de 0° à 30° en extension comme position de neutralité du poignet (Kraft et Detels, 1972, Stetson et coll., 1991, Loslever et coll., 1992, Ranaivosoa, 1993) et les amplitudes articulaires extrêmes comme nocives. Comme nous l'avons vu précédemment, ces positions génèrent une **compression** des tissus internes (tendons ou nerfs) soit directement par contact avec les structures rigides avoisinantes ou indirectement par augmentation de la pression interne, ou des **étirements** et une mobilisation importante des insertions osseuses au niveau de l'épicondyle et de l'épitrachée.

C. Vitesse et accélération angulaire

Marras et Schoenmarklin (1993) ont observé que ce n'était pas tant les positions angulaires qui permettaient de dissocier au mieux un groupe à risque élevé d'apparition du syndrome du canal carpien d'un groupe à risque faible, mais plutôt les vitesses angulaires (degrés/seconde) en extension et les accélérations angulaires (degrés/seconde²) en flexion-extension.

D. Répétitivité

L'exécution de tâches répétitives ne permet pas aux tissus sollicités de récupérer. La notion de répétitivité s'associe à une notion de **dose**. Un geste contraignant en terme de force ou d'angulation est d'autant plus nocif qu'il est répété un grand nombre de fois. Silverstein (1985) a montré que la répétitivité de la tâche (plus de 120 cycles par heure) constitue l'un des principaux facteurs de risque. De plus, certains auteurs ont mis en évidence que c'est l'association **répétitivité importante et force élevée** et non chacun des facteurs de risque représentés individuellement qui constitue un risque. Une étude épidémiologique réalisée par Silverstein et coll. (1986, 1987) montre que le risque de développer un syndrome du canal carpien est quinze fois plus important lorsque la tâche est très répétitive et exigeante en terme de force.

1.4 But de l'étude

Dans un premier temps, l'objectif de cette étude est de mettre en place une plate-forme de mesure permettant de quantifier les facteurs de risque biomécaniques d'apparition des troubles musculosquelettiques de l'avant-bras en milieu industriel. Elle devra être facilement transportable, sans gêne pour l'opérateur dans ses mouvements et accessible aux acteurs de la prévention en entreprise (préventeur et/ou médecin du travail).

Dans un second temps, nous utiliserons notre matériel pour étudier l'influence du froid sur les différents facteurs de risque biomécaniques lors de la réalisation d'une tâche simulée de découpe de viande.

2 Mise en place d'une plate-forme de mesure des facteurs de risque biomécaniques

Nous avons mis en place un dispositif de quantification des facteurs de risque d'apparition des troubles musculosquelettiques de l'avant-bras. Il nous permet de **recueillir** les données brutes relatives à l'effort de préhension et à l'angulation du poignet et de les **traiter** afin d'obtenir des indicateurs pertinents.

La figure 7 résume le système de quantification des facteurs de risque biomécaniques d'apparition de troubles musculosquelettiques de l'avant-bras.

2.1 L'effort de préhension

L'effort de préhension représente l'un des facteurs de risque biomécaniques d'apparition des TMS de l'avant-bras.

A. Techniques de quantification existantes

Il existe différentes approches de l'évaluation de l'effort de préhension nécessaire à l'exécution d'un geste de préhension. Il peut s'agir de la **force externe développée** estimée soit par la mesure du **poids des objets soulevés** (Stetson et coll., 1991) soit à l'aide d'une poignée dynamométrique (Jorgensen et coll., 1989). Cette approche correspond à une évaluation de la contrainte externe et non de l'astreinte physiologique subie par le sujet. Cette dernière est approchée par le niveau d'activation musculaire produit. L'activité musculaire peut-être estimée grâce à la technique de **l'électromyographie de surface** (EMG_{surface}). Utilisée pour la première fois par Armstrong et Chaffin en 1979, il s'agit actuellement de la technique de quantification de l'effort musculaire **la plus répandue** (Jonsson, 1988, Silverstein et coll., 1987, Moore et coll., 1991, Ranaivosoa, 1993, Tanaka et Mc Glothlin, 1993, Grant et Habes, 1997). Non invasive et permettant de quantifier de manière **objective** l'astreinte musculaire, cette technique est **la mieux adaptée à l'évaluation au poste de travail** (Aaras et Ro, 1997, Hägg et coll., 2000).

B. L'électromyographie de surface

L'électromyographie de surface est une technique d'exploration du niveau d'activité des muscles basée sur l'étude et le recueil, **au niveau cutané**, de leur activité électrique. L'enregistrement obtenu est appelé électromyogramme.

L'électromyographie de surface quantifie le niveau d'activation d'un muscle ou d'un groupement musculaire par la mesure des potentiels de fibres musculaires résultant de la sommation spatio-temporelle des unités motrices (UM) lors de la contraction.

1. L'enveloppe d'EMG

L'effort de préhension de la main et des doigts, peut être quantifiée par l'EMG de surface des muscles fléchisseurs des doigts et de la main. Pour des facilités d'interprétation et de transfert des données, de nombreux auteurs utilisent son enveloppe (Moore et coll., 1991, Tanaka et Mc Glothlin, 1993).

Figure 7 : Représentation schématique du système de quantification des facteurs de risque biomécaniques d'apparition des TMS de l'avant-bras.

L'EMG_{surface} brut est **redressé** (figure 8) c'est-à-dire que toutes les variations de potentiel négatives sont transformées en variations de potentiel positives et sommées avec ces dernières (Bouisset et Maton, 1995) à l'aide d'un circuit électronique. L'**enveloppe** du signal est ensuite obtenue grâce à un **filtrage passe-bas** de fréquence donnée, appelée fréquence de coupure. Le signal obtenu est communément nommé, par abus de langage, EMG_{intégré}.

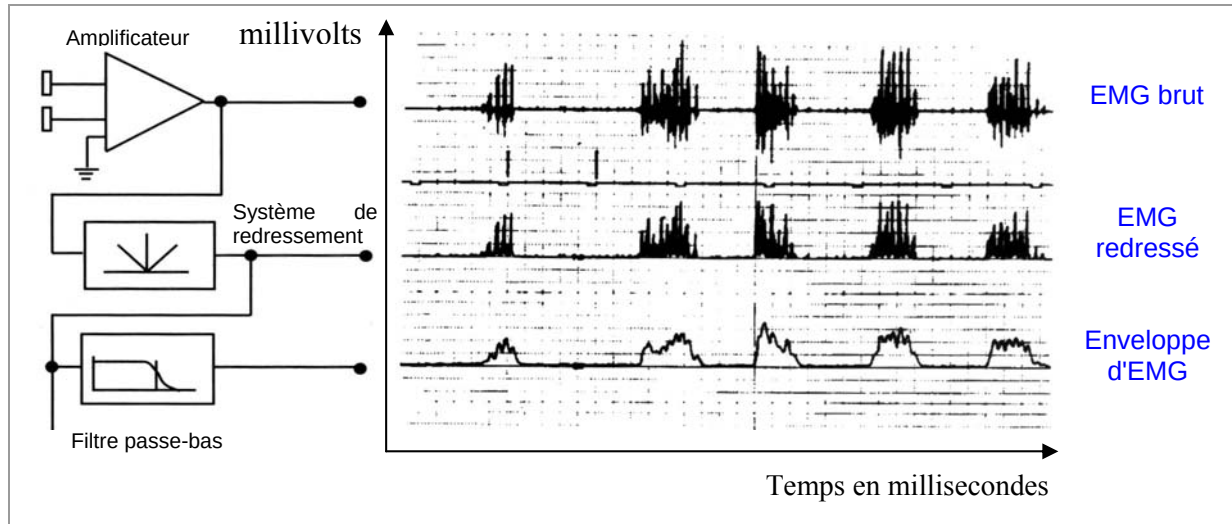


Figure 8 : Représentation des étapes d'obtention de l'enveloppe d'EMG
(tiré de Bouisset et Maton, Hermann ed., 1995)

■ Signification de l'enveloppe de l'EMG

L'enveloppe de l'EMG est un bon indicateur de l'activation musculaire et constitue l'un des traitements les plus utilisés en matière d'études ergonomiques (Hägg et coll., 2000).

D'autres auteurs travaillent à partir de la valeur RMS (Root Mean Square) de l'EMG, c'est-à-dire de la racine de la valeur moyenne du carré du signal brut à un instant t ; il s'agit en fait de la valeur efficace du signal. L'enveloppe du signal EMG (redressement et filtrage du signal brut) correspond à une valeur approchée de la RMS et bien des auteurs les confondent. Ces deux approches donnent le même type d'informations (Hägg et coll., 2000).

C. Chaîne de mesure

Dans le cas de l'étude des facteurs de risque d'apparition des TMS de l'avant-bras, nous étudions l'activité des muscles fléchisseurs des doigts et du poignet. Cependant, l'EMG_{surface} ne permet pas, dans le cas d'un groupement musculaire, d'isoler l'activité électrique d'un seul muscle et ne recueille que l'activité des muscles superficiels. C'est pourquoi, nous enregistrons l'activité musculaire de **l'ensemble** des muscles fléchisseurs **superficiels**. Ces muscles ayant une action synergique et synchrone, nous pouvons appliquer le principe de muscle équivalent (Bouisset et Maton, 1995).

1. Recueil des signaux de l'EMG_{surface}

L'enregistrement **bipolaire** s'effectue à l'aide de deux électrodes actives et une électrode de référence. Ce sont des **électrodes** de surface, en chlorure d'argent de type Beckman, placées sur la face antérieure de l'avant-bras après préparation de la peau. La couche cornée est éliminée grâce à une légère abrasion de la peau puis nettoyée à l'aide d'un mélange dégraissant (éther, alcool, acétone) afin d'éliminer la couche de sébum et les différentes sécrétions cutanées qui rendent la peau isolante. Un gel d'électrolytes améliore la conduction

du signal entre la peau et les électrodes. L'impédance entre les deux électrodes actives doit être inférieure à **10 k Ω** (Burden et Bartlett, 1999).

L'enregistrement en bipolaire permet d'éliminer, par différence, les variations de potentiels identiques en amplitude et en phase. Non issus de l'activité musculaire, ce sont des signaux parasites (activité électrique externe, signal cardiaque, rayonnement magnétique, ...).

Les électrodes actives doivent être positionnées parallèlement à la direction des fibres (Bouisset et Maton, 1995). Il existe des **positions standardisées** pour chaque muscle ou groupement musculaire étudié en fonction de la répartition des plaques motrices (Lippold, 1967). En ce qui concerne les muscles fléchisseurs superficiels du poignet et des doigts, la première électrode (figure 9) est placée au tiers de l'axe épitrochlée - apophyse styloïde du radius et la deuxième à 3 cm en aval de la première sur la même droite. L'électrode de référence est placée sur l'épitrochlée.

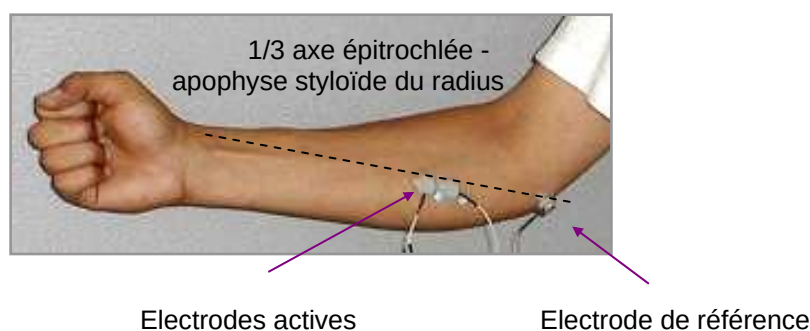


Figure 9 : Position des électrodes

2. Traitement du signal

■ Pré -Amplification

Les différences de potentiel enregistrables en électromyographie sont de l'ordre du microvolt ou, tout au plus, de quelques millivolts. Un enregistrement correct requiert donc leur amplification préalable (Bouisset et Maton, 1995). Les signaux que nous obtenons sont amplifiés à l'aide d'un **pré-amplificateur différentiel GOULD** dont les caractéristiques sont les suivantes :

- **Impédance d'entrée** : pour éviter toute distorsion d'amplitude du signal, l'impédance d'entrée de l'amplificateur doit être égale ou supérieure à dix fois l'impédance inter-électrodes (Bouisset et Maton, 1995). Dans notre cas, nous respectons ce rapport en admettant une impédance inter-électrodes inférieure à **10 k Ω** et une impédance d'entrée du pré-amplificateur de **1000 M Ω** .
- **Le gain**, ou rapport entre le signal de sortie et le signal d'entrée, est de à **1000** (Burden et Bartlett, 1999).
- **La différentialité**, définie comme le rapport entre la tension commune appliquée simultanément aux deux entrées et la tension appliquée à une seule entrée, et caractérisée par le taux de réjection en mode commun, est de **104 dB au minimum**. Pour l'enregistrement de l'EMG brut, cette valeur doit toujours être supérieure à 100 dB (Burden et Bartlett, 1999).
- Une **isolation galvanique** assure la protection du sujet exploré.

■ Filtrage

L'enregistrement de l'EMG_{surface} brut nécessite l'utilisation d'un filtrage passe-bande caractérisé par une **bande passante**. Pour un amplificateur, elle correspond à la gamme des

fréquences susceptibles d'être transmises. La bande passante doit comprendre l'ensemble des fréquences propres de la grandeur étudiée. Pour l'EMG_{surface}, elle doit comprendre les basses fréquences et peut être sans inconvénients limitée à 1000 Hz (Bouisset et Maton, 1995, Burden et Bartlett, 1999). Nous avons choisi une bande passante de **3 à 1000 Hz**.

- **Amplification**

Elle s'effectue à l'aide d'un amplificateur UNIVERSAL GOULD® présentant une impédance d'entrée de **100 MΩ et un étage** d'amplification avec un gain variable de **0,04 à 20** en fonction de la qualité du signal.

- **Redressement et filtrage du signal**

Comme nous l'avons vu précédemment, le signal EMG brut est redressé puis filtré à l'aide d'un **filtre passe-bas de 3,4 Hz** afin de ne préserver que son enveloppe.

3. Enregistrement des signaux

L'enveloppe de l'EMG est transmis par voie câblée à un système d'acquisition IOTECH DAQBOOK® 100 qui effectue la conversion analogique-numérique du signal. Les données sont échantillonnées à une fréquence de 10 Hz conformément à la littérature (Ranaivosoa, 1993, Cook et coll., 1999) et en respectant le théorème de Shannon (la fréquence d'échantillonnage doit être, au minimum, égale au double de la fréquence maximale du signal). Ranaivosoa (1993) a d'ailleurs montré que 90% de l'énergie des signaux de l'enveloppe d'EMG se situaient entre **0 et 4,3 Hz**.

Les signaux sont ensuite enregistrés dans la mémoire d'un système informatique portable.

2.2 Angulation

A. Techniques de quantification existantes

De nombreuses techniques ont été utilisées pour analyser la gestuelle. Il peut s'agir de l'analyse de la posture générale au poste de travail ou d'un segment particulier et/ou de la quantification de la dynamique d'une articulation (position articulaire, répétitivité, vitesse et accélération angulaires).

L'observation vidéo a été utilisée par de nombreux auteurs pour déterminer, après décodage visuel, l'ensemble des **positions angulaires** adoptées par une articulation. Celles-ci ont été répertoriées en classes angulaires (Armstrong et Chaffin, 1979, Silverstein et coll., 1987, Stetson et coll., 1991) ou utilisées dans le but de déterminer la **répétitivité** du mouvement (nombre d'événements par unité de temps). Luopajarvi et coll. (1979) comptabilise le nombre de cycles de travail par jour, Silverstein et coll. (1987), le nombre de mouvements par cycle et Stetson et coll. (1991), le nombre d'effort de la main par cycle de travail. Cependant, cette technique peut être influencée par la subjectivité de l'observateur et nécessite un traitement visuel long et fastidieux. Néanmoins, elle permet d'avoir une vue générale des postures adoptées par le sujet lors de l'exécution de la tâche et de garder une trace de tous les événements survenus au cours de la séquence d'étude.

Des techniques de quantification basées sur des systèmes d'analyse de mouvements à l'aide de diodes ou de mires réfléchissantes placées sur les articulations ont été développées. Couplées à des logiciels de traitements, ces techniques sont complexes et onéreuses.

De nombreux capteurs permettent de mesurer les déplacements de la main par rapport à l'avant-bras. Il peut s'agir d'un **potentiomètre**. Constitué de deux branches placées de part et d'autre de l'articulation et fixées à un capteur potentiométrique (Armstrong et coll., 1986), il permet de quantifier, par variations de la résistance des deux plaques, les mouvements de

flexion/extension et d'adduction/abduction mais est difficilement utilisable en milieu industriel (fragilité et gêne du mouvement). Le **gant numérique** est l'une des techniques les plus innovantes. Des fibres optiques, insérées entre deux épaisseurs de tissu le long de chaque doigt, détectent les variations de lumières lors des mouvements de la main. Il est utilisé par la NASA et pourrait être appliqué à l'étude des mouvements complexes de la main. Cependant, son coût reste encore élevé.

B. Mesure de l'angulation : utilisation d'un goniomètre

Afin de quantifier les mouvements du poignet, nous avons choisi d'utiliser un goniomètre.

1. Description

Le **goniomètre** constitue actuellement le principal outil de mesure de l'angulation en biomécanique. Il a été utilisé par de nombreux auteurs pour quantifier soit une position articulaire (Ranaivosoa, 1993, Hägg et coll., 1997), soit une vitesse (Moore et coll., 1991, Ranaivosoa, 1993, Pichené, 1995) ou encore une accélération (Marras et Schoenmarklin, 1993) angulaires.

Les plus utilisés sont les goniomètres de marque PENNY-GILES® et notamment le modèle M110 dont les caractéristiques sont décrites dans l'article de Ojima et coll. (1991), (portée de mesure de $\pm 180^\circ$ avec une précision de ± 1 degré).

Il s'agit d'un électrogoniomètre flexible biaxial. C'est un assemblage de deux blocs rigides reliés entre eux par une partie souple. L'une des extrémités est placée sur la partie dorsale de la main, à hauteur du troisième os métacarpien et l'autre sur la partie dorsale de l'avant-bras (figure 10).

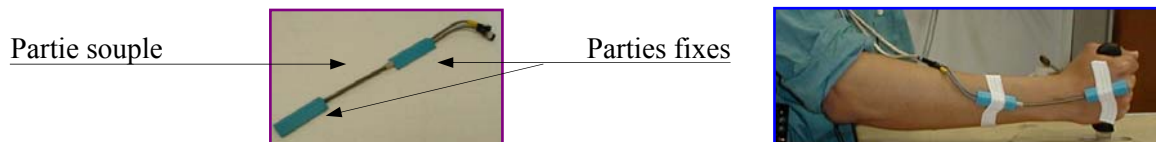


Figure 10 : Goniomètre Penny-Giles® / Description et emplacement

La partie souple est constituée de jauges de contrainte permettant une mesure simultanée dans deux axes (flexion/extension et abduction/adduction). Chaque jauge de contrainte est constituée d'une résistance dont la valeur est connue. Chaque mouvement du poignet modifie l'alignement "main / avant-bras" engendrant une déformation des jauges de contrainte contenues dans la partie souple. Soumis à cette déformation, la valeur de la résistance varie modifiant le voltage recueilli. Avant chaque utilisation, l'étalonnage effectué par le fabricant a été vérifié.

Dans un premier temps, seuls les mouvements de flexion/extension ont été étudiés.

2. Protocole de mesure

Nous avons tout d'abord réalisé le calibrage ou mise à zéro du goniomètre. Le sujet positionnait son avant-bras à plat sur un support horizontal (Radwin et Lin, 1993). Nous avons constaté qu'en fonction de la musculature du sujet, l'alignement des deux parties constituant le goniomètre était modifié. Bien que Ojima et coll. (1991) affirment que l'alignement des deux blocs ne soit pas nécessaire pour mesurer les angulations du poignet en flexion-extension, nous avons constaté une modification du signal lors de la distorsion de la

partie souple. D'ailleurs, Armstrong et coll. (1993), avaient déjà observé une perturbation du signal angulaire lors de rotations de l'avant-bras (mouvements de supination/pronation).

Une autre façon de procéder consiste à établir la référence sujet debout, le bras détendu le long du corps (Stal et coll., 1999).

Cependant, ces deux positions de référence ne sont pas adoptées par nos sujets. Nous avons donc décidé de prendre comme position de référence la position anatomique de pronosupination, en veillant à l'alignement de la main et de l'avant-bras ; l'avant-bras formant avec le bras un angle de 90°. Pour cela, le sujet plaque son avant-bras et sa main contre un support vertical.

C. Chaîne de mesure

Le signal, issu du goniomètre, ne subit pas de traitement.

La fréquence d'échantillonnage est fonction de la gestuelle, de la tâche effectuée. Nous avons donc réalisé une analyse spectrale du signal angulaire obtenu lors de l'exécution de la tâche étudiée (Annexe 1). 90% de l'énergie des signaux sont compris entre 0 et 2,8 Hz. La fréquence de 10 Hz définie pour le signal de l'enveloppe d'EMG est compatible avec le signal angulaire (théorème de Shannon).

Le signal est converti en numérique par le système d'acquisition IOTECH DAQBOOK 100. Nous obtenons le signal représenté figure 11.

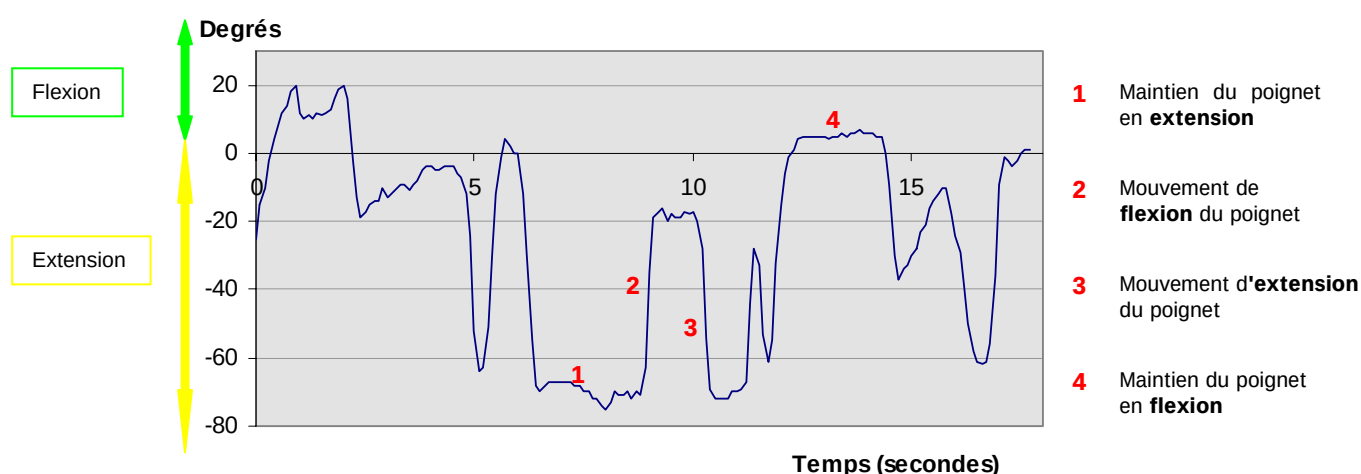


Figure 11 : Représentation graphique du signal angulaire obtenu lors de mouvements de flexion-extension du poignet.

3 Apport de la télémétrie

Nous avons mis au point un système télémétrique de transmission des signaux musculaires et angulaires présentés ci-avant dans le but d'utiliser notre système sur le terrain, c'est à dire au poste de travail.

Cette technique de transmission a déjà été utilisée par d'autres auteurs. Cook et coll. (1999) ont étudié la faisabilité de la télémétrie comme mode de transmission de l'EMG sous la forme RMS. Hägg et coll. (1997) ont mis en place un système télémétrique de transmission des signaux EMG des muscles fléchisseurs et extenseurs et des signaux d'angulation en

flexion/extension et abduction/adduction. Ils transmettent donc quatre signaux qu'ils échantillonnent à 20 Hz. L'EMG est transmis sous sa forme RMS.

Notre système téléométrique doit permettre de transmettre, sans modification des signaux, l'enveloppe d'EMG et l'angulation. Nous avons également envisagé une troisième voie qui, dans le cadre de notre étude, sera dédiée à la mesure d'une température cutanée. Les données caractérisant l'activité musculaire et l'angulation varient fortement au cours du temps (en amplitude et en fréquence), contrairement à la température qui ne présente que des variations de faibles amplitudes. Ayant déterminé au préalable la fréquence minimale d'échantillonnage à respecter pour chaque signal, c'est à dire 10 Hz, il nous faut vérifier si notre système est capable de transmettre ces trois signaux avec une fréquence d'échantillonnage au moins égale à la fréquence minimale.

3.1 Modification de la chaîne de mesure

Les électrodes EMG et le goniomètre sont reliés par voie câblée à un émetteur. De faibles dimensions (52,7*51,1*10,5 mm), il peut être porté à la taille par le sujet. Il comprend un étage de traitement du signal de l'EMG_{surface} brut afin de ne transmettre que son enveloppe:

- **Pré-amplification** : gain de 100,
- **Filtrage** : Bande passante de 3,6 à 1190 Hz,
- **Amplification** : variable de 20 à 40 en fonction de la qualité du signal,
- **Redressement,**
- **Intégration** : filtre passe-bas de 3,4 Hz.

Ce choix limite la quantité d'informations à transmettre et de ce fait la performance du matériel nécessaire et son coût. Les informations transmises sont suffisantes pour notre étude car aucune analyse spectrale du signal EMG n'est envisagée pour le moment dans le cadre d'investigations au poste de travail.

Les signaux EMG et d'angulation sont transmis sous leur forme numérique. Ils sont convertis, au niveau de l'émetteur et sont modulés en fréquences. Ils sont transmis vers le récepteur par voies hertziennes avec une fréquence porteuse de 433,1 MHz.

Pour des raisons techniques, tous les signaux envoyés (système câblé et téléométrique) vers le système d'acquisition IOTECH DAQBOOK 100 doivent être sous forme analogique. Nous opérons donc une reconversion des signaux au niveau du récepteur.

Les signaux sont ensuite reconvertis sous forme numérique par le système d'acquisition afin d'être enregistrés dans la mémoire d'un système informatique portable.

3.2 Validation technique

Nous avons souhaité comparer notre système de transmission par télémetrie au système câblé. Pour cela, les signaux issus des électrodes de surface et du goniomètre sont envoyés au système d'acquisition soit par voie câblée soit par voie téléométrique (figure 7).

A. Matériel et méthodes

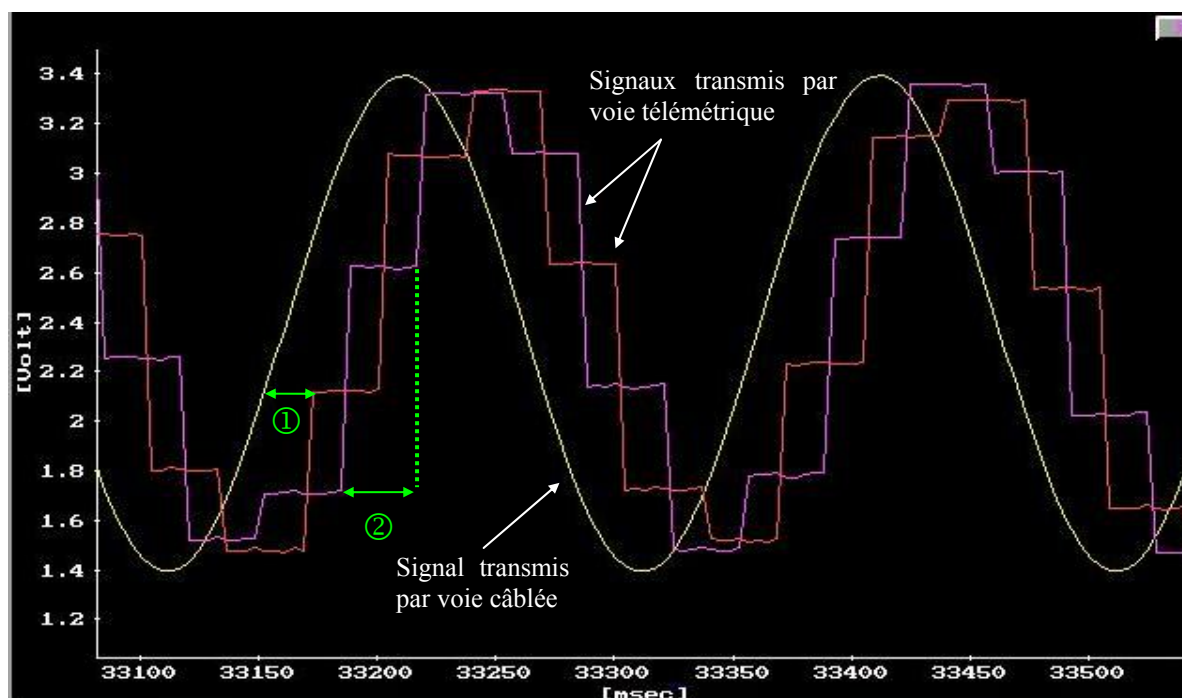
Les caractéristiques de transmission du système téléométrique ne sont pas données précisément par le constructeur ; elles dépendent du nombre de voies à transmettre. Nous nous sommes donc assurés, dans un premier temps, que la transmission des signaux par télémetrie et les adaptations imposées par celle-ci au niveau de la chaîne d'acquisition et notamment les conversions analogique-numérique successives n'entraînaient pas de modifications **de**

l'enveloppe de l'EMG et du signal angulaire avant la détermination des paramètres les caractérisant.

Nous avons validé notre système de transmission en utilisant un signal stable et connu (5 Hz) issu d'un générateur basses fréquences, GBF (Hewlett Packard, 33120A). La transmission des signaux produits par le GBF a été réalisée par voie câblée et par télémétrie.

B. Résultats

La figure 12 montre un décalage temporel entre les deux signaux transmis par télémétrie et le signal transmis par voie câblée résultant du temps de conversion du signal analogique en signal numérique et inversement et du temps de transmission des signaux par télémétrie.



- ① Temps de transmission du signal.
- ② Temps de conversion du signal.

Figure 12 : Signal de 5 Hz transmis par voie câblée et par télémétrie.

Nous avons testé notre système avec deux et trois voies de transmission. Le tableau 1 illustre les résultats obtenus.

	2 voies	3 voies
Temps de conversion	32 ms	52 ms
Temps de transmission	20 ms	24 ms
Temps de conversion et de transmission	52 ms	76 ms
Fréquence de réception	19,23 Hz	13,16 Hz

Tableau 1 : Caractéristiques d'émission / réception de signaux de 5 Hz

Dans le cas de la transmission de deux signaux par télémétrie, le système est capable de transmettre un point toutes les 52 ms et un point toutes les 76 ms lors de la transmission de trois voies. Ces deux fréquences respectent le théorème de Shannon puisque la fréquence maximale des signaux que nous cherchons à transmettre est de 5Hz.

4 Programme de traitement et indices de contraintes

L'acquisition des signaux est effectuée à partir d'un programme établi grâce au logiciel **LABTECH ControlPro**® (version 9.6). Les signaux peuvent ensuite être visualisés à partir de TurbolabTM (version 4.2) et les données traitées sous Excel, Microsoft®.

4.1 Force de préhension

A. Détermination d'une valeur de référence : la Force Maximale Volontaire

Afin de tenir compte de la grande variabilité interindividuelle (âge, sexe, latéralisation, niveau d'entraînement, motivation du sujet...) concernant le niveau de recrutement spatio-temporel des UM lors de la contraction, de nombreux auteurs ramènent le niveau d'excitation musculaire mesuré à une valeur de référence propre à chaque sujet. Cette valeur de référence est généralement la Force Maximale Volontaire (FMV) c'est-à-dire la valeur de l'EMG obtenue lors d'une contraction maximale volontaire (Burden et Barlett, 1999) ou EMG_{max} . Chaque valeur d'EMG ensuite obtenue est exprimée en pourcentage de la FMV (% FMV) (Cock et coll., 1996, Ranaivosoa, 1993) et correspond au rapport EMG mesuré/ EMG_{max} . Ceci permet ainsi d'évaluer l'astreinte musculaire propre à chaque sujet engendrée par différents efforts.

La position articulaire dans laquelle est réalisée la contraction maximale volontaire est standardisée afin de respecter, lors de la sollicitation du groupe musculaire considéré, une angulation semblable d'un examen et d'un sujet à l'autre. Il existe différentes positions standardisées (Tornvall, 1963) en fonction du groupe musculaire considéré.

B. Protocole de mesure

Pour l'étude des muscles fléchisseurs superficiels des doigts et du poignet, nous suivons les recommandations de Loslever et coll.(1992) : le sujet est assis, le bras vertical en légère abduction (30° environ). L'angle entre le bras et l'avant-bras est de 90°, l'avant-bras étant horizontal. La main, en semi-pronation et proche de la position "neutre" en flexion-extension, serre une poignée en exerçant un effort maximal de préhension (figure 13). Cette poignée, appelée poignée de force, est reliée à un capteur de force à jauges de contraintes (TEMPO ABA 200, 200 kg, précision de 0,15%). La valeur de la force externe développée est visualisée sur un afficheur et exprimée en kg.

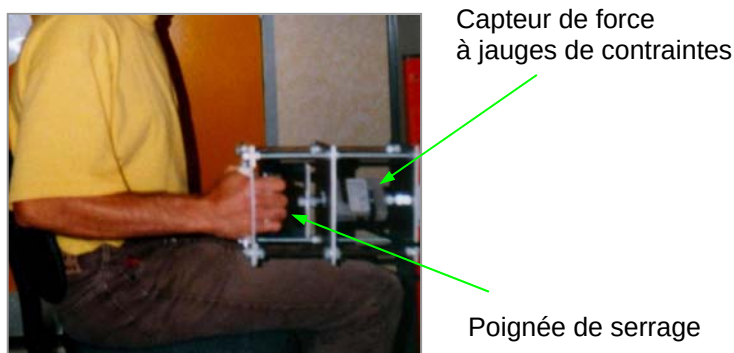


Figure 13: Position de référence lors de la mesure de la FMV et description de la poignée de force

Le sujet effectue, en position de référence, trois contractions maximales volontaires sur la poignée de force, d'une durée inférieure à 10 secondes. Les trois contractions sont séparées par des phases de repos de 3 minutes afin de limiter les effets de la fatigue.

Pour chaque serrage, nous déterminons la FMV (moyenne de l'EMG obtenu) à partir d'un tracé (figure 14) visualisé sur TurboLabTM. Nous recherchons l'EMG maximal obtenu et maintenu pendant 3 secondes (Ranaivosoa, 1993) durant les phases où la force externe était également stable en évitant les extrémités du tracé : le **début** où nous nous situons plus en phase dynamique qu'en phase statique de maintien (nous avons observé que le tracé d'EMG n'était pas encore stabilisé) et la **fin** du tracé où des phénomènes de fatigue peuvent apparaître et modifier l'électromyogramme.

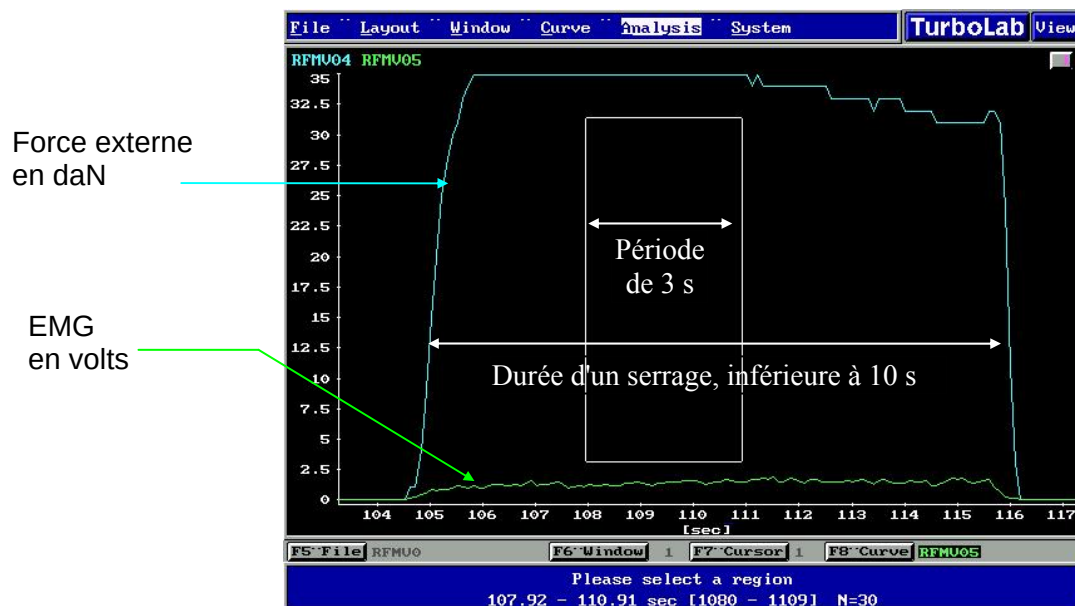


Figure 14 : Détermination de la FMV (TurbolabTM).

A partir des trois serrages, nous déterminons la moyenne de l'EMG_{max} obtenu qui correspond à ce que nous appelons la **FMV**. Cette valeur de référence de l'EMG (volts) est mémorisée dans le logiciel ControlPro[®].

➔ Lors de l'étude d'une tâche, chaque activation musculaire sera exprimée en valeur relative c'est-à-dire en pourcentage de la Force Maximale Volontaire (% FMV). La figure 15 montre le signal obtenu (enveloppe d'EMG ramenée en pourcentage de FMV).

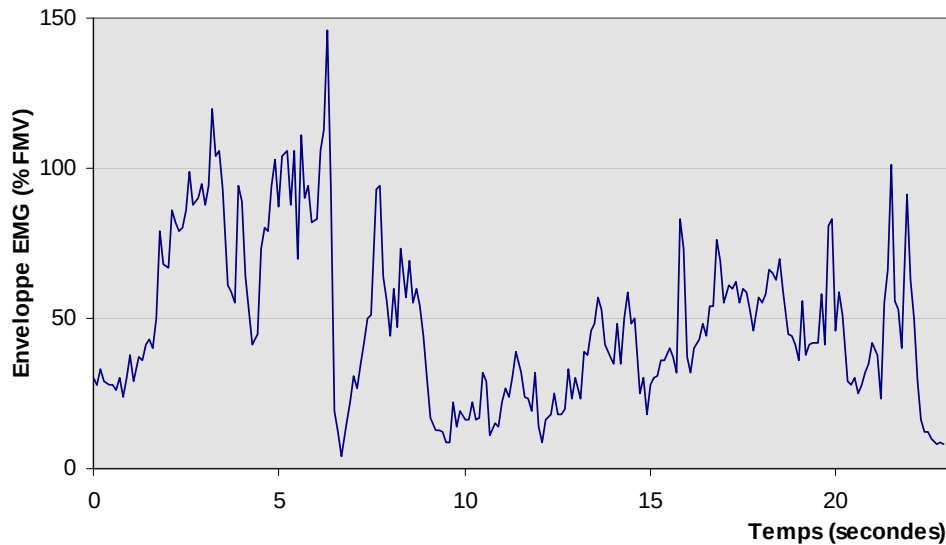


Figure 15 : Représentation de l'enveloppe d'EMG obtenue.

Remarques :

⇒ Nous observons sur la figure 15 des pics supérieurs à 100% de la FMV du sujet. Il s'agit de valeurs instantanées. Elles peuvent notamment s'expliquer par le fait que la valeur de référence retenue est une valeur moyenne.

⇒ La valeur de l'EMG lors d'une contraction maximale volontaire ne correspond pas à l'activation maximale théorique de l'ensemble des UM. Lors d'explorations fonctionnelles, certains auteurs réalisent une stimulation électrique afin d'être sûr de solliciter toutes les UM du muscle ou groupement musculaire étudié. Cependant, cette technique n'est pas envisageable en milieu professionnel et le recrutement simultané de toutes les UM n'est pas une condition physiologique.

C. Indicateurs de la force de préhension

1. Niveau d'activation musculaire

A partir des données récupérées sur Excel, Microsoft[®], nous pouvons déterminer le % FMV (moyenne $\pm$ écart-type) sur une période donnée.

2. Autres indicateurs d'astreinte musculaire

Certaines études ont permis de déterminer des niveaux seuil d'activation musculaires au-delà desquels la répétitivité ou le maintien de tels efforts risque d'engendrer des atteintes des structures musculaires et tendineuses.

Dans le cadre de notre étude, le choix et l'utilisation d'un seuil peut être intéressant pour déterminer, lors de l'exécution d'une tâche, le temps passé au-delà de cette limite. Le programme que nous avons élaboré sous ControlPro[®] nous permet de fixer le seuil de notre choix, 20% FMV, (Scherrer, 1981, Aptel, 1993) et de comptabiliser le temps passé au-delà de ce seuil. Cet indice peut être exprimé en pourcentage de la durée d'une séquence (durée de l'effort, d'une tâche, d'un cycle de travail...).

4.2 Angulation

A. **Choix des classes angulaires**

D'après l'étude bibliographique d'Anne Pichené (1995), différentes classes d'angulation du poignet ont été utilisées dans différentes études portant sur les facteurs de risque d'apparition des TMS et plus particulièrement du syndrome du canal carpien. Elle propose une classification des plages angulaires reprenant la position de neutralité définie par Ranaivosoa (1993) et les deux classes de Stetson et coll. (1991) définies à partir des travaux de Smith et coll. (1977) évaluant la pression intracanaulaire en fonction de l'angulation. L'amplitude articulaire du poignet peut alors être divisée en cinq plages angulaires caractérisées par un niveau de contrainte :

- _ Flexion supérieure à 30° : **flexion extrême** : **risque important**
- _ Flexion entre 30° et 0° : **flexion modérée** : **risque modéré**
- _ Position neutre entre 0° et 30° en extension : **zone neutre** : **risque minimal**
- _ Extension entre 30° et 45° : **extension modérée** : **risque modéré**
- _ Extension de plus de 45° : **extension extrême** : **risque important**

Par convention, les mouvements de flexion sont notés positivement (Hägg et coll., 1997).

B. **Indices de la contrainte articulaire du poignet**

1. Position articulaire

Le logiciel ControlPro[®] nous permet de comptabiliser les passages du poignet dans chaque plage angulaire pré-définie. Ces données, récupérées sur Excel, Microsoft[®], peuvent ensuite être exprimées en pourcentage de la durée de la séquence étudiée.

2. Répétitivité

Cette notion est la plus difficile à définir. Elle a été évaluée de manières très diverses à partir de variables parfois éloignées. Comme nous l'avons vue précédemment, elle peut être déterminée à partir de l'observation vidéo ou de l'utilisation d'un goniomètre.

Ranaivosoa (1993) détermine la **répétitivité** comme le nombre de mouvements par unité de temps et la quantifie à partir de la position en considérant chaque changement de signe de la dérivée du signal angulaire (vitesse angulaire).

Nous avons choisi cette méthode. Cependant, nous avons apporté quelques modifications. En théorie, chaque changement de signe de la dérivée correspond à un mouvement. Cependant, il peut arriver que le signal angulaire et donc sa dérivée soit bruité autour de zéro. Nous avons donc déterminé une valeur seuil différente de zéro : +/- **0,2 degré/seconde**. Chaque passage de la dérivée par ces seuils (fonction **croissante** pour le seuil de + 0,2 °/seconde et **décroissante** pour le seuil de - 0,2 °/seconde) incrémente le compteur de 1 (figure 16).

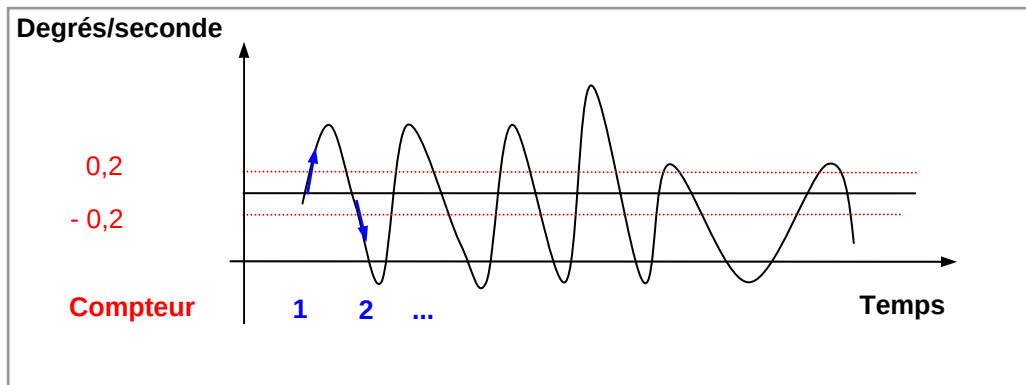


Figure 16 : Détermination de la répétitivité

Cette méthode ne permet pas de détecter des mouvements inférieurs à **0,2 degrés/s**.

Le logiciel ControlPro® permet de comptabiliser le nombre de mouvements. Ramené à la durée de la séquence, nous obtenons la répétitivité.

3. Vitesse et accélération angulaire

La **vitesse angulaire** et l'**accélération** peuvent être déterminées à partir des données de la position angulaire. Elles correspondent respectivement à la dérivée première de la position angulaire en degré par seconde (Moore et coll., 1991, Ranaivosoa, 1993, Marras et Schoenmarklin, 1993) et à la dérivée seconde en degré/s² (Marras et Schoenmarklin, 1993). Ces paramètres sont obtenus à partir du programme de traitement établi sous le logiciel ControlPro®.

4.3 Observation vidéo

Dans une optique d'utilisation de ce système par des préventeurs, nous avons souhaité mettre en relation les signaux physiologiques obtenus avec la gestuelle effectuée par l'opérateur. Ceci dans le but de faciliter l'identification des gestes nocifs en utilisant une évaluation quantitative de ceux-ci en terme d'angulation et d'effort musculaire. Pour cela, nous enregistrons chaque séquence d'étude. L'enregistrement s'effectue à l'aide d'un système vidéo GEUTEBRUCK composé d'une caméra GVK-17 et d'un multiscopie permettant d'enregistrer les données sous forme numérique sur un disque dur externe et de les visualiser sur un moniteur.

Une liaison avec le logiciel ControlPro® nous permet de commander le déclenchement de différentes mémoires de stockage et de visualiser les images correspondant à des gestes dont les signaux EMG et angulaire sont caractérisés par des dépassements de valeurs seuils préalablement fixées. Les images enregistrées à 10 Hz sont stockées dans une première mémoire (Mémoire 1). Lorsque le système informatique détecte des données caractérisant des **angulations extrêmes** (flexion supérieure à 30° ou extension supérieure à 45°) ou une **activité musculaire supérieure au seuil de FMV prédéterminé**, il envoie un signal de déclenchement de deux autres mémoires, respectivement Mémoire 2 et Mémoire 3.

Ce système nous permet par conséquent de localiser rapidement les gestes à risque.

La vidéo couplée à la mesure des facteurs de risque biomécaniques est un bon outil de prévention. Il devrait nous permettre un repérage des gestes à risque, de cibler les actions de correction et de quantifier les apports en terme de contraintes biomécaniques de modifications au poste de travail.

5 Validation de la plate-forme de mesures sur une tâche simulée au froid

5.1 Introduction

L'industrie agro-alimentaire et plus précisément l'industrie de la viande constitue le secteur professionnel représentant les conditions de travail les plus astreignantes (1998, résultats de l'enquête SUMER 94). Près de la moitié des ouvriers répètent le même geste ou une série de gestes à une cadence élevée plus de vingt heures par semaine et travaillent au froid entre 0° et 15°C. En 1997, la quasi totalité des maladies professionnelles indemnisées dans la filière viande étaient des affections périarticulaires (360 sur 377 MP indemnisées pour 34000 salariés).

Dans de nombreuses industries agro-alimentaires (découpe et conditionnement de viande ou de poisson, conditionnement de fruits et légumes, produits surgelés...) les règles d'assurance qualité imposent des températures basses lors de la fabrication et le stockage de denrées alimentaires afin de garantir la qualité du produit et la sécurité du consommateur. De nombreuses études épidémiologiques ont mis en évidence l'implication du froid comme facteur de risque indirect d'apparition de TMS (Rossignol et coll., 1998, Hales et Bernard, 1996, Frederick, 1992, Armstrong, 1986).

De nombreux auteurs ont étudié l'effet du froid sur les fonctions biomécaniques, comme la force de préhension, et neurologiques de la main comme la conduction des fibres motrices du nerf cubital (Vanggard, 1975) ou la dextérité. Teichner (1957) a observé une diminution de la dextérité au cours du temps lorsque la température ambiante chute mais aucune corrélation n'a été observée entre la performance et la température cutanée des doigts. L'immersion de l'avant-bras et de la main dans de l'eau à 5°C pendant cinq périodes intermittentes de 2 minutes provoque également une diminution de la force externe développée de 13 à 16% lors d'un effort de préhension maximal (Vincent et Tipton, 1988).

L'influence du froid sur le risque de TMS de l'avant-bras est souvent évoquée dans les études épidémiologiques mais aucune étude sur le terrain ou en laboratoire n'aborde l'influence du froid sur l'ensemble des facteurs biomécaniques (activation musculaire liée à un effort de préhension, angulation, répétitivité, vitesse et accélération angulaire) lors d'une tâche manuelle répétitive.

Nous avons choisi de mettre en place un poste de travail simulant une tâche de découpe de viande. En situation réelle, cette tâche impose des contraintes gestuelles importantes (maintien de la pièce de viande, utilisation d'un couteau, rapidité du geste...) et une exposition au froid de 4°C dans les ateliers.

Cette étude nous permettra, d'une part, de valider l'ensemble de notre dispositif expérimental et notre système de transmission téléométrique, et d'autre part, d'évaluer l'influence d'une température ambiante de 4°C sur les facteurs de risque biomécaniques d'apparition de TMS de l'avant-bras lors d'une tâche simulée de découpe de viande.

5.2 Matériel et méthode

A. Sujets

L'étude a porté sur une population de 12 sujets volontaires, étudiants et membres du laboratoire de recherche ETP-APC. L'âge moyen des sujets est de 25 ± 3 ans. Excepté un gaucher, l'ensemble des sujets est droitier, 10 sont de sexe masculin et 2 de sexe féminin. Aucun des sujets n'exerce une activité sportive ou professionnelle sollicitant le membre

supérieur testé ou n'a d'antécédents médicaux au niveau du poignet. Au cours de l'étude, les sujets ne portaient pas d'équipements spécifiques de protection contre le froid (gants).

B. Tâche expérimentale

Nous simulons une tâche de découpe de viande à l'aide d'un patron (figure 17) découpé dans une planche d'aggloméré (280*600*28 mm) et posé sur une planche de polystyrène de trois centimètres d'épaisseur permettant de simuler au mieux la résistance de la viande. Le tracé du patron tente de reproduire la gestuelle des ouvriers de découpe de viande. Ce parcours de 82,5 cm comprend neuf changements de direction nécessitant des mouvements de flexion et d'extension du poignet (figure 18). Il a été réalisé à partir de l'étude d'un enregistrement vidéo réalisé en milieu industriel (Les Risques du Métier, PDJ Production / La Cinquième, 1999). L'outil de découpe choisi est un couteau. Pour des raisons de sécurité, nous avons entamé la pointe et limé les bords tranchants.

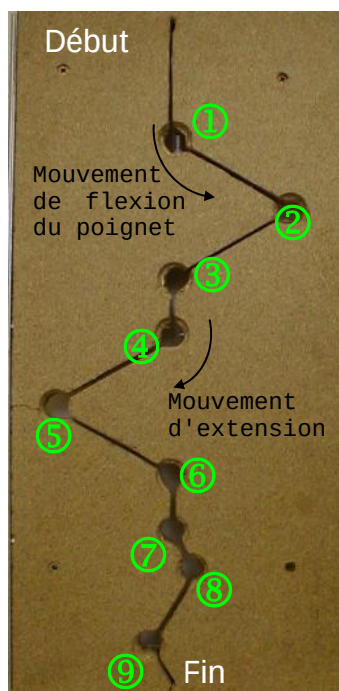


Figure 17: Patron et outil de découpe

Le patron, posé sur la plaque de polystyrène, est fixé sur une table dont la hauteur du plan de travail est adaptée à la morphologie du sujet. Elle est réglée afin d'obtenir un angle bras-avant-bras de 90° pour un sujet en position debout (figure 18).



Figure 18 : Simulation d'une tâche de découpe de viande

La tâche est effectuée à allure modérée, sans temps de repos, sans rupture du tracé (sans retirer le couteau du patron) et en gardant la même cadence au cours de trois séquences successives (une séquence correspond à l'exécution d'un parcours). Le sujet doit également rester positionné latéralement à la table sans s'éloigner du plan de travail.

C. Mesures effectuées

Les **facteurs de risque biomécaniques** sont évalués en utilisant l'ensemble du dispositif expérimental décrit précédemment. Les données sont transmises par voies câblées et par télémétrie. Chaque séquence de découpe est filmée.

La **température cutanée** est mesurée par trois thermistances YSI 402 disposées sur la face antérieure de l'avant-bras au niveau des muscles fléchisseurs et sur le dos de la main à l'écart de veines éventuelles (précision de $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ après étalonnage) ; la température des extrémités des doigts est mesurée par un troisième capteur maintenu par le sujet entre le pouce et le majeur.

D. Protocole

1. Référence

Avant de débiter l'étude, nous déterminons les paramètres de référence du sujet en condition thermique neutre. La mesure de la FMV et le réglage du goniomètre sont effectués d'après les procédures décrites dans le paragraphe précédent. Toutes les valeurs d'EMG seront exprimées en % FMV. Les températures cutanées des extrémités des doigts, de la main et de l'avant-bras ont été relevées à la fin de chaque séquence.

2. Tâche et conditions thermiques

La figure 19 illustre le protocole expérimental. Le sujet réalise trois séquences de découpe (S1-S3), espacées de trois minutes chacune, à la neutralité (N) et au froid (F). L'ordre de passage, neutralité - froid (NF) ou froid - neutralité (FN), a été déterminé de manière pseudo-aléatoire.

La tâche était effectuée dans une chambre climatique (Misa, Profroid Industrie, Minicold) dont la température pouvait être régulée entre 0 et 25°C. En condition thermique

froide (F), la consigne de température d'air de la chambre climatique était fixée à 4°C. En condition thermique neutre (N), le niveau de température d'air était fixé à 20°C. La température d'air a été mesurée à l'aide d'une thermistance YSI 402 et la vitesse d'air par un anémomètre à boule chaude (Testo 490 ; précision $\pm 0,05 \text{ m.s}^{-1}$).

Avant et après le passage au froid, le sujet subissait une phase de mise en condition qui permettait, avant l'exécution de la tâche au froid, de faire chuter les températures cutanées et après celle-ci un retour à la normale ; afin de retrouver le niveau de température cutané initial. Selon Clark (1961) la diminution de la performance manuelle au froid (température cutanée de 13°C) devient asymptotique au bout de 40 minutes. Inversement, Coppin et coll.(1978) ont déterminé qu'une durée de 40 minutes était nécessaire pour retrouver un niveau normal de force de préhension après une immersion de l'avant-bras de trente minutes à 10°C. Nous avons donc choisi des phases d'acclimatation de durées égales afin de standardiser la tâche. Le sujet était donc placé 40 minutes dans la chambre climatique afin que sa température cutanée baisse et après toute exposition au froid, une phase de "retour" en température de 40 minutes était nécessaire avant de réaliser l'étude en condition thermique neutre.

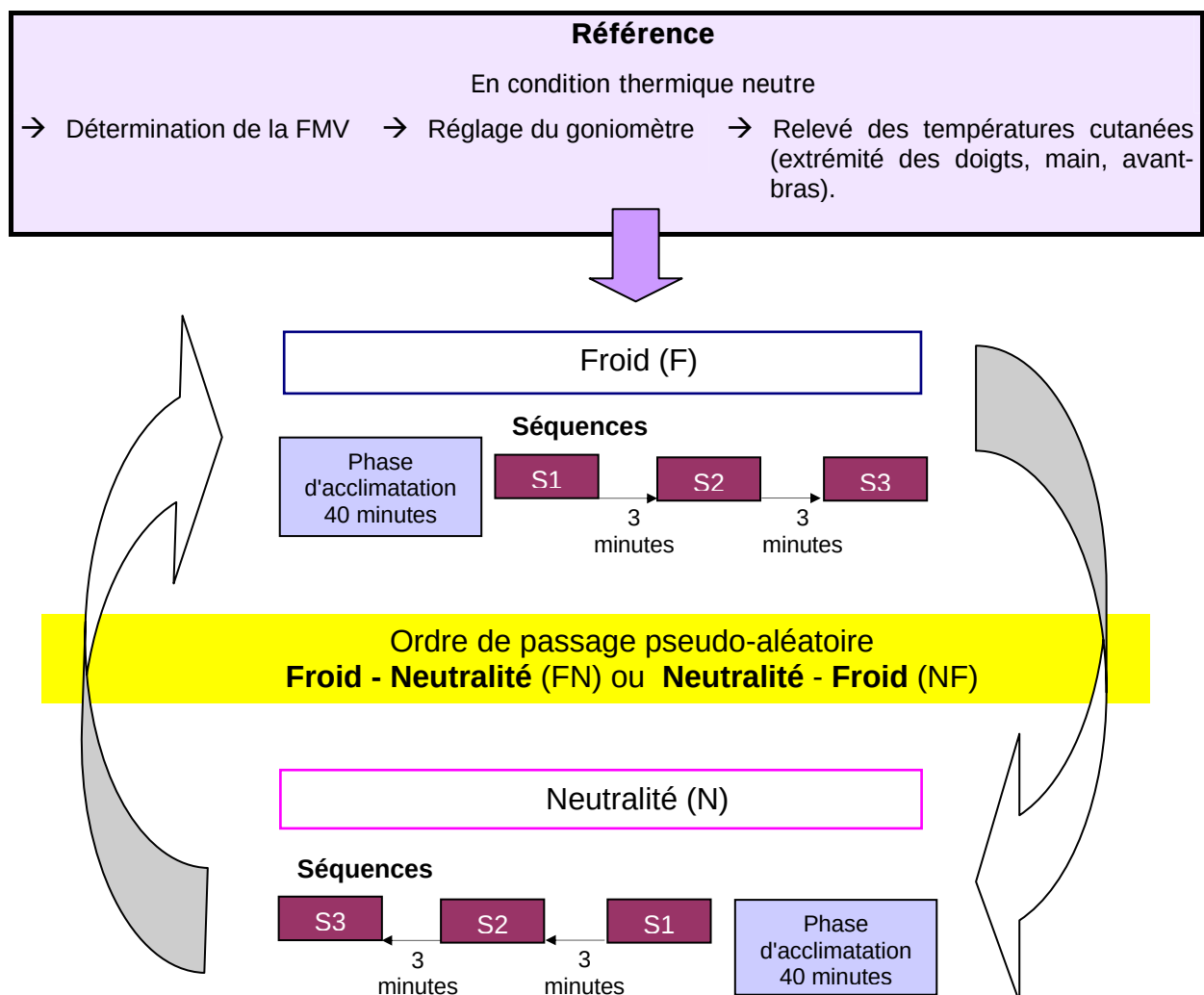


Figure 19 : Protocole expérimental.

E. Statistiques

Les différentes variables étudiées (moyenne $\pm$ une déviation standard) ont fait l'objet d'analyses de variance pour mesures répétées à plusieurs facteurs avec correction ϵ de Geisser et Greenhouse (1958). Les effets ordre de passage (ordre NF vs FN), type de transmission (câblé vs téléométrique), condition thermique (N vs F) et séquence (S1 vs S2 vs S3) ont été testés. En cas de significativité du F, des tests t de Student sur séries appariées et non-appariées ont été effectuées. Le seuil de significativité retenu est de 0,05.

5.3 Résultats

A. Analyse descriptive des signaux

La figure 20 montre un tracé représentatif des signaux obtenus lors de l'exécution d'une séquence de la tâche à la neutralité pour un sujet. Mis en relation avec le patron (figure 17), nous pouvons repérer sur le tracé le niveau d'activation des muscles fléchisseurs et les contraintes angulaires nécessaires à la réalisation de cette tâche. L'enveloppe de l'EMG présente des crêtes correspondant aux passages au niveau des changements de direction.

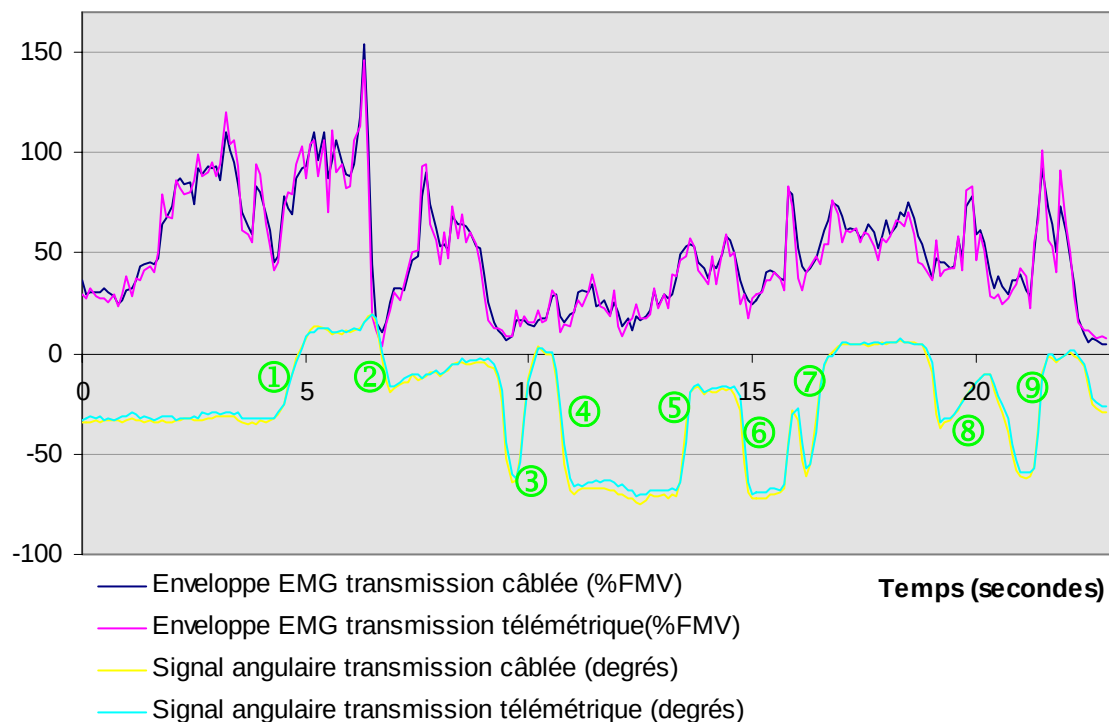


Figure 20 : Comparaison transmission câblée et téléométrique

Nous constatons que les sujets restent essentiellement en position d'extension du poignet. Certains changements de direction du patron (③, ⑦, ⑧) nécessitent des mouvements de flexion et extension successifs.

B. Effet du type de transmission

L'effet du type de transmission a été testé sur le signal de l'enveloppe de l'EMG, exprimé en % FMV, et sur la moyenne du signal de la position angulaire. La figure 20 montre une bonne superposition des signaux obtenus par voie câblée et par téléométrie.

Aucun effet du type de transmission sur la valeur de % FMV (câblée : $57,7 \pm 21,9$ % FMV ; télémétrique : $57,0 \pm 21,6$ % FMV) et sur la valeur de l'angulation moyenne (câblée : $-33,8 \pm 10,8^\circ$; télémétrique : $-31,8 \pm 13,9^\circ$) n'a été relevé.

C. Influence du froid

1. Températures ambiante et cutanées

Les investigations ont été réalisées à la neutralité à une température d'air de $20,3 \pm 1,0^\circ\text{C}$ et au froid à un niveau de température d'air de $4,5 \pm 0,6^\circ\text{C}$. Les vitesses d'air mesurées dans les deux conditions thermiques sont de $0,05 \text{ m.s}^{-1}$. Les niveaux de températures cutanées obtenues en conditions neutre et froide sont représentés sur la figure 21.

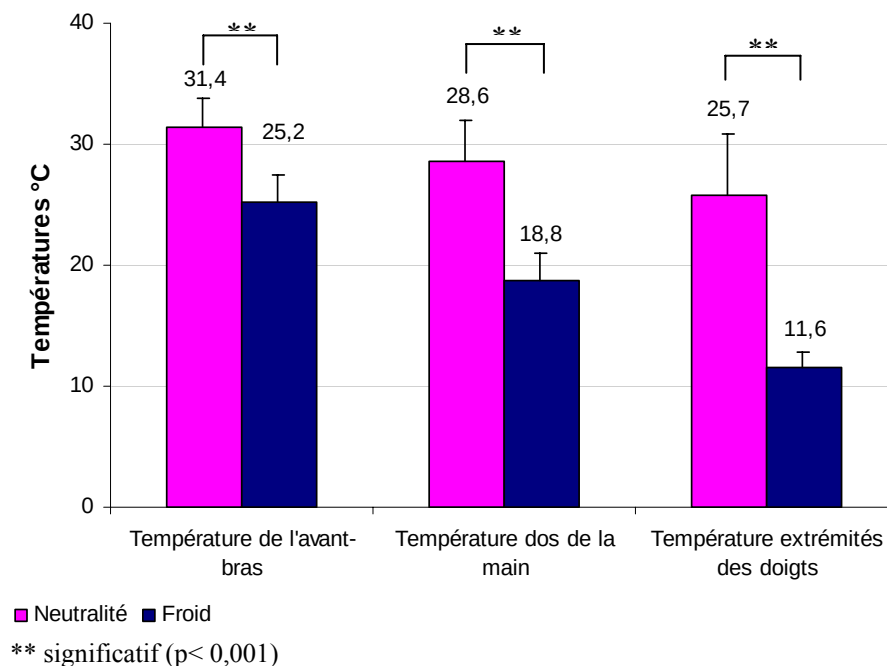


Figure 21 : Moyennes des températures cutanées relevées

Le froid diminue significativement les niveaux de température cutanée de l'avant-bras ($F_{1,9} = 29,1$; $p < 0,001$), du dos de la main ($F_{1,9} = 80,8$; $p < 0,001$) et de l'extrémité des doigts ($F_{1,9} = 71,4$; $p < 0,001$). Une interaction **ordre de passage*condition thermique** significative est observée pour la température cutanée du dos de la main ($F_{1,9} = 16,2$; $p < 0,001$). A la neutralité, celle-ci est inférieure lorsque le passage dans cette condition thermique est précédé par l'exposition au froid (N, FN : $25,6 \pm 2,8^\circ\text{C}$; N, NF : $30,7 \pm 2,2^\circ\text{C}$). Pour les autres températures cutanées, cette interaction n'est pas significative.

2. Durée

Les durées des différentes séquences dans les conditions thermiques N et F sont indiquées sur le tableau 2.

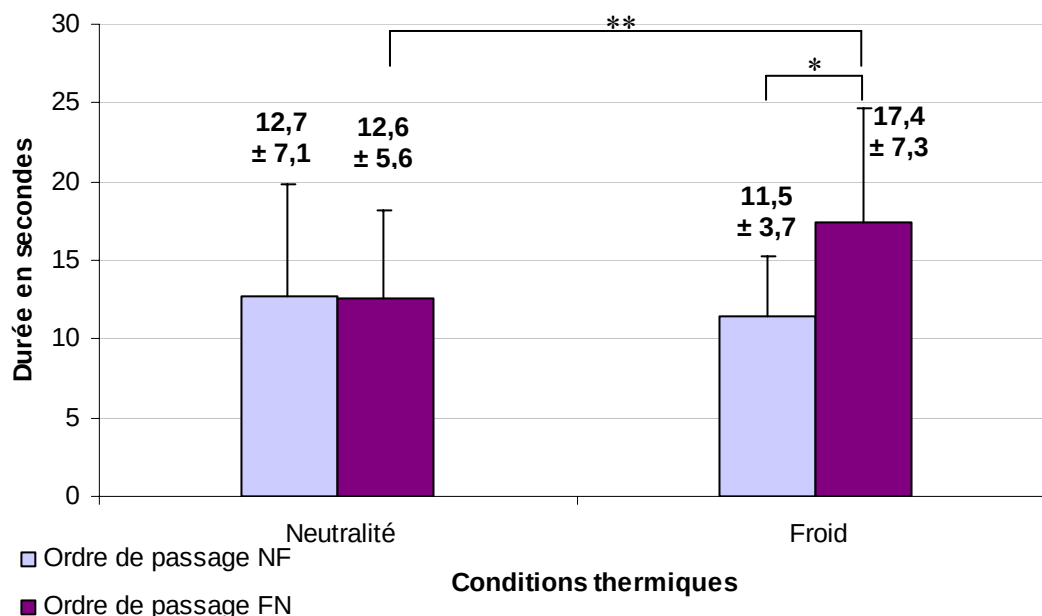
Séquences	Neutralité	Froid	Durée moyenne (N et F)
S1	15,2 ± 8,7	14,8 ± 7,3	15,0 ± 7,8
S2	12,0 ± 5,6	13,8 ± 5,6	12,9 ± 5,6
S3	10,8 ± 3,6	13,3 ± 6,1	12,0 ± 5,1
Moyenne	12,7 ± 6,4	14,0 ± 6,2	13,3 ± 6,3

Tableau 2 : Durée de la tâche (en secondes, moyenne ± écart-type)

Il existe un effet indicatif ($F_{2,10} = 3,6$; $p = 0,06$) de la **séquence** sur la durée. Elle diminue de la première à la dernière séquence.

La comparaison des valeurs de durées obtenues, figure 22, montre une interaction **condition thermique*ordre de passage** significative ($F_{1,10} = 5,6$; $p = 0,04$). La durée d'exécution de la tâche au froid est significativement plus élevée lorsque cette condition intervient en première exposition ($t_{10} = 2,2$; $p = 0,05$).

L'augmentation de la durée de la tâche liée à l'effet de la condition thermique n'est observée que lorsque l'exposition au froid est subie en première ($t_{14} = 4,4$; $p < 0,001$).



** significatif ($p < 0,001$) ; * significatif ($p < 0,05$)

Figure 22 : Durée moyenne de la séquence (secondes) en fonction de la condition thermique et de l'ordre de passage

3. Effort de préhension

Les valeurs obtenues pour les indices de l'effort de préhension sont reportées dans le tableau 3.

	Neutralité	Froid
Valeur moyenne de l'enveloppe d'EMG (% FMV)	51,2 ± 17,7	63,1 ± 21,8
Durée passée à plus de 20% FMV (secondes)	10,4 ± 5,2	12,1 ± 5,8
Temps passé à plus de 20% FMV (% de la durée de la séquence)	83,2 ± 12,3	87,0 ± 9,8

Tableau 3 : Indices (moyenne ± écart-type) de l'effort de préhension

L'effort de préhension est significativement influencé par la **condition thermique**. Le % FMV est significativement supérieur au froid par rapport à la neutralité ($F_{1,11} = 24,4$; $p < 0,001$).

Exprimé en secondes, le temps passé à plus de 20% de FMV est également significativement ($F_{1,10} = 8,2$; $p = 0,017$) plus important au froid. Une interaction significative **ordre de passage*condition thermique** ($F_{1,10} = 10,5$; $p = 0,009$) révèle que cet effet du froid n'est significatif que lorsque l'exposition à 4°C intervient en première exposition (N, FN = 10,8 ± 5,5 s ; F, FN = 15,5 ± 7,4 s ; $t_{14} = 4,8$; $p < 0,001$). D'ailleurs, en condition froide, le temps passé à plus de 20% de FMV est plus élevé lorsque cette condition intervient en premier passage (F, FN = 15,5 ± 7,3 s ; F, NF = 9,7 ± 2,7 s ; $t_{34} = 3,3$; $p = 0,002$). Ce résultat est lié à la durée moyenne de la séquence plus importante au froid en première exposition (FN).

Exprimé en durée relative (% de la durée de la séquence), le temps passé à plus de 20% de la FMV représente plus de 80% de cette durée quelle que soit la séquence et la condition considérées. Le froid augmente de façon indicative ce paramètre ($F_{1,11} = 4,4$; $p = 0,06$). Aucune interaction n'a été relevée.

4. Angulation

■ **Moyenne angulaire et temps passé dans chaque plage angulaire**

Aucun effet de la condition thermique sur la position angulaire moyenne (N : -35,4 ± 10,9° ; F : -32,0 ± 10,0° ; $F_{1,10} = 1,2$; $p = 0,29$) n'a été observé.

Comme l'indique le tableau 4, le temps passé (en secondes) dans les plages articulaires neutre et de flexion modérée est significativement plus élevé au froid qu'à la neutralité. Inversement, le temps passé en extension extrême (en pourcentage de la durée) est significativement plus élevé à la neutralité qu'au froid.

	Neutralité moyenne ± écart-type	Froid moyenne ± écart-type	
Flexion extrême > 30°	0,0 ± 0,1 s 0,1 ± 0,3 %	0,05 ± 0,2 s 0,4 ± 2,2 %	NS NS
Flexion modérée [30° ; 0°[	1,4 ± 1,9 s 11,8 ± 12,3 %	2,1 ± 2,4 s 14,3 ± 12,5 %	F _{1,10} = 4,8 ; p = 0,05 NS
Zone neutre [0° ; -30°[	4,1 ± 2,5 s 33,0 ± 10,3 %	5,1 ± 2,8 s 37,7 ± 12,7 %	F _{1,10} = 19,7 ; p = 0,001 NS
Extension modérée [-30° ; -45°[	2,4 ± 1,4 s 19,7 ± 6,7 %	2,6 ± 1,4 s 20,3 ± 8,7 %	F _{1,10} = 3,7 ; p = 0,08 NS
Extension extrême < -45°	4,6 ± 4,1 s 35,6 ± 19,0 %	3,5 ± 2,8 s 27,7 ± 17,9 %	NS F _{1,11} = 5,2 ; p = 0,04

NS : non significatif

Tableau 4 : Temps passé (en secondes et en pourcentage de la durée) dans les différentes plages angulaires.

Les positions angulaires adoptées sont essentiellement des extensions. La plage de flexion supérieure à 30° est peu balayée par les mouvements des sujets.

Il existe une interaction **ordre de passage * conditions thermiques** (tableau 5) significative pour le temps passé en extension modérée (F_{1,10} = 7,1 ; p = 0,024) et indicative en flexion modérée (F_{1,10} = 4,8 ; p = 0,06).

	Neutralité Moyenne ± écart-type		Froid Moyenne ± écart-type	
Ordre de passage	NF	FN	NF	FN
Flexion modérée	1,6 ± 2,1	1,2 ± 1,6	1,6 ± 1,9	2,8 ± 2,9
Zone neutre	3,8 ± 2,3	4,6 ± 2,9	4,3 ± 2,1	6,3 ± 3,4

Tableau 5 : Temps passé (en secondes) dans les différentes plages angulaires selon les conditions thermiques et l'ordre de passage considérés.

Le temps passé au froid en zone neutre est significativement plus élevé en passage FN qu'en passage NF (t₁₄ = 2,2 ; p = 0,034) et l'influence de la condition thermique n'est significative (t₁₄ = 2,5 ; p = 0,026) que pour ce même ordre de passage FN.

Exprimée en durée relative (% de la durée de la tâche), seul le pourcentage de temps passé en extension extrême diminue significativement au froid.

▪ Vitesse et accélération angulaire

Pour des raisons techniques, l'analyse statistique des valeurs de vitesse et d'accélération angulaires n'a été effectuée que sur 11 sujets.

La vitesse angulaire est significativement plus faible au froid (54,0 ± 19,0 degrés/s) qu'à la neutralité (63,2 ± 22,1 °/s ; F_{1,10} = 5,7 ; p = 0,04). En ce qui concerne l'accélération, cette diminution n'est qu'indicative (F : 422,1 ± 165,5 °/s² ; N : 515,6 ± 200,5 °/s² : F_{1,9} = 4,1 ; p = 0,07).

D. Profil biomécanique de poste

Les résultats obtenus nous permettent de dresser le profil biomécanique du poste simulé (figure 23) à la neutralité thermique et au froid.

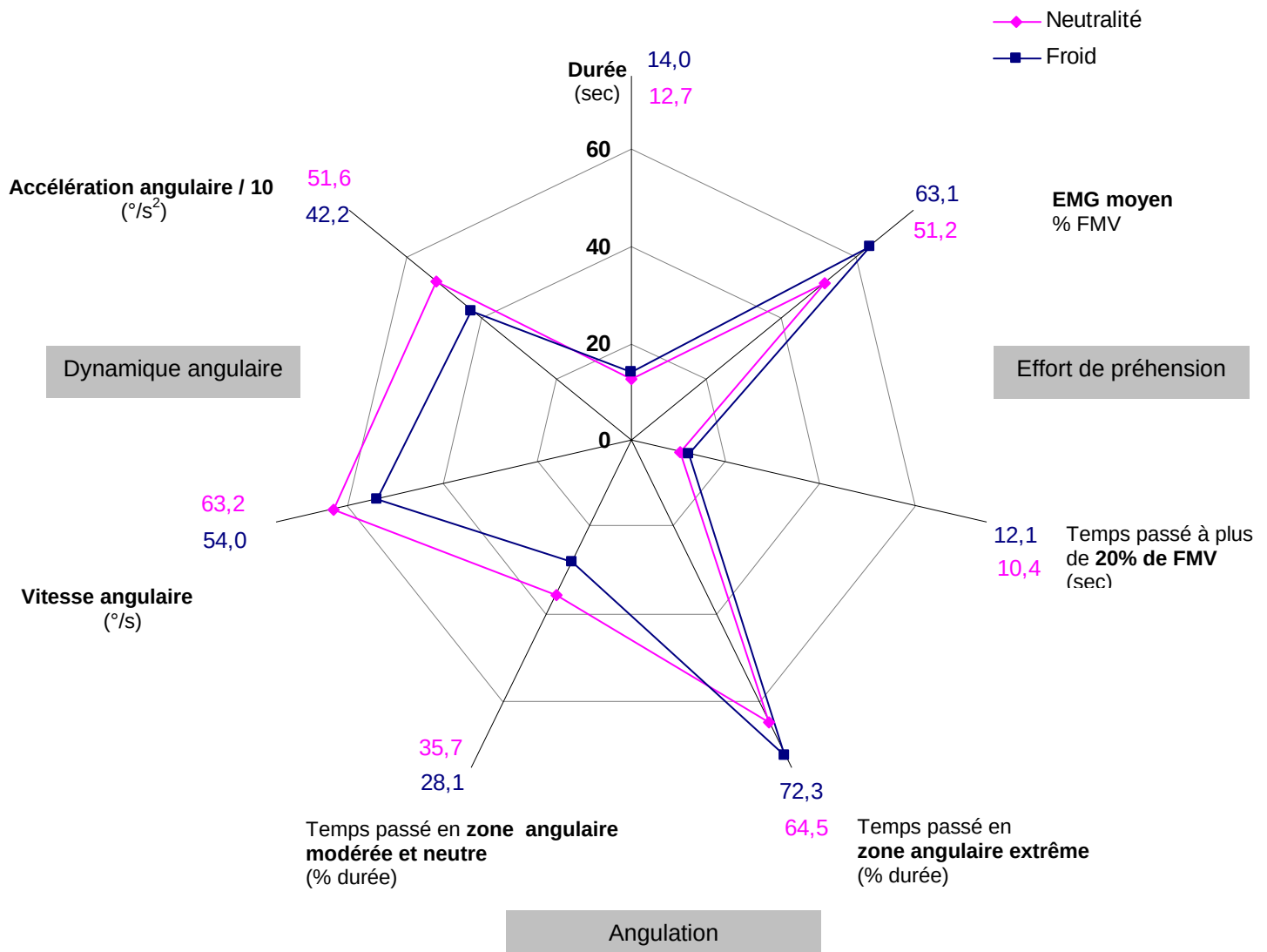


Figure 23 : Profil biomécanique moyen du poste de découpe de viande.

5.4 Discussion

A. Simulation de découpe de viande

La tâche que nous avons mise en place afin de simuler la découpe de viande engendre une sollicitation biomécanique importante. Les sujets étaient à plus de 20% de leur FMV pendant plus de 80% de la durée de la séquence. La résistance importante du polystyrène et/ou le manque de tranchant du couteau expliquent ce résultat.

Les positions du poignet en zone neutre représentent moins de 40% et celles en extension extrême plus de 25% du temps. Il apparaît dans l'étude de Silvin (2000) que les

opérateurs dans les ateliers de découpe de viande passent plus de 40% du temps en zone à risque c'est-à-dire hors de la zone neutre d'angulation du poignet, ce qui est inférieur à ce que nous observons.

Le poignet est principalement en extension tout au long du tracé. Une analyse vidéo des séquences met en évidence que le positionnement du sujet (latéralement au plan de travail) lui permet d'éviter ou de limiter les mouvements de flexion du poignet (①, ⑤, ⑨) par des mouvements d'abduction du bras. Au contraire, les mouvements d'extension ne peuvent être évités par l'éloignement du sujet du plan de travail car cette position était imposée dans les consignes. Il serait intéressant de faire une exploration avec un patron engendrant plus de mouvements de flexion.

B. Validation de la téléométrie

L'utilisation de notre système téléométrique s'est avérée concluante ; nous n'avons pas observé de modifications du signal par rapport à un signal transmis par voie câblée. Le système téléométrique a également été mieux toléré par les sujets car moins encombrant. Il devra également être validé en milieu industriel mais semble tout à fait adapté à une étude sur le terrain.

C. Etude de l'influence du froid

Les niveaux de températures cutanées que nous obtenons, sont comparables à ceux décrits dans la littérature. Dans la plupart des études, le refroidissement cutané est obtenu par immersion de la main. Vincent MJ et Tipton MJ (1988) obtiennent des températures cutanées de l'ordre de 11 à 12°C après immersion de l'avant-bras et de la main dans de l'eau à 5°C pendant cinq périodes intermittentes de 2 minutes. Schiefer et coll. (1984) obtiennent, pour une population proche de la nôtre (ouvriers de sexe masculin soumis quotidiennement au froid) des températures cutanées des doigts lors de l'exécution de serrages de vis de $16,4 \pm 2,1^\circ\text{C}$ pour une température d'air de 6°C et de $33,2 \pm 2,1^\circ\text{C}$ pour une température ambiante de 24°C. En industrie agro-alimentaire, Aptel (1987) relève des températures cutanées de la main de 14°C à 18°C chez des manutentionnaires exposés à une température ambiante de 5°C ; il montre également que le port de gants n'assure pas systématiquement une température supérieure à 24°C. Des températures cutanées de la main de 26 à 28°C ont été relevées chez des sujets exposés à une température d'air comprise entre -12 et -15°C (Chiang, 1990) mais l'ensemble des sujets portaient des gants. En effet, dans le cas d'étude sur le terrain, le port de gants étant obligatoire pour la plupart des activités de transformation de la viande, les relevés de températures ont souvent été réalisés main protégée. L'étude de Silvin (2000) réalisée chez des opérateurs de découpe de viande ne donne aucune indication quant aux températures cutanées.

Nous avons choisi de travailler sans gants pour éviter tout biais. En effet, lors d'une étude sur le froid, Chiang et coll. (1990) n'ont pu différencier les contributions relatives liées à la température et au port de gants.

L'exposition à une température d'air de $4,5 \pm 0,6^\circ\text{C}$ génère une augmentation de l'activité musculaire des muscles fléchisseurs des doigts qui se traduit par une augmentation de la valeur moyenne de l'enveloppe d'EMG et du temps passé à plus de 20% de la FMV. Les valeurs que nous obtenons sont difficilement comparables à celles de la littérature car les auteurs n'utilisent pas les mêmes indicateurs. Silvin (2000) exprime la contrainte biomécanique à travers un indice synthétique tenant à la fois compte de la répétitivité des gestes et des efforts de préhension.

Lors d'une étude chez des menuisiers, Hammarskjöld et coll. (1992) ont également observé une augmentation du niveau d'activation des muscles du membre supérieur après une

exposition de 60 minutes en chambre climatique à 15,4°C et un refroidissement des mains par pulvérisation d'eau froide. La température cutanée obtenue du dos de la main était proche de 16°C.

Enander (1984) a montré que le refroidissement du dos de la main entraînait, à partir d'un certain seuil, une diminution de la dextérité. Ce seuil, déterminé par l'Institut National de Recherche et de Sécurité (Aptel, 1987), est de 24°C. Or, les températures cutanées moyennes du dos de la main que nous obtenons au froid sont inférieures à 19°C. L'augmentation de l'activité musculaire pourrait être liée à une baisse de dextérité amenant le sujet à serrer son outil plus fort pour obtenir les mêmes sensations de découpe qu'au froid. Lors de la découpe de la viande, il est important pour les opérateurs d'avoir une perception de la résistance de la viande (parties molles ou dures) afin d'adapter la force à développer.

Le froid génère également une modification de la répartition du temps passé dans chaque plage angulaire du poignet. Les plages angulaires en zone neutre et d'extension modérée sont plus représentées au dépend de la plage d'extension extrême. Ce résultat pourrait s'expliquer par les travaux de Hunter et coll. (1952) qui ont montré que le froid entraînait une diminution de la viscosité du liquide synovial présent dans les articulations diminuant ainsi l'amplitude de mobilisation. Ceci pourrait également expliquer la diminution au froid de la vitesse et de l'accélération angulaires.

Au froid, la mobilisation angulaire est plus faible altérant l'efficacité de la gestuelle. Celle-ci est compensée par un accroissement de la force. Dans un contexte différent (opérateurs de découpe expérimentés vs novices), Silvin (2000) avait déjà observé une diminution de la contrainte musculaire couplée à une augmentation du temps passé dans les zones angulaires à risque.

Il semble que le temps de "retour en température" après l'exposition au froid n'ai pas été suffisant ; lors de l'étude à la neutralité, après une exposition au froid, les sujets subissent encore les effets du froid.

D. Protocole

Bien que nous ayons déterminé l'ordre de passage (NF ou FN) de manière pseudo-aléatoire afin d'éviter tout effet de fatigue, de stress lié à l'exposition dans la chambre climatique ou de tout autre facteur indépendant de la température d'air, certains effets non souhaités sont apparus nous amenant à nous interroger sur notre protocole.

La température cutanée moyenne du dos de la main, mesurée à la neutralité, est inférieure lorsque l'exposition à la neutralité est précédée d'une exposition au froid. Ceci met en évidence la difficulté à retrouver le niveau de température cutané initial après exposition au froid et nous amène à nous interroger sur **l'ordre de passage** défini dans notre protocole. Pour retrouver le niveau de température cutanée après l'exposition au froid, tout en évitant d'allonger la durée d'expérimentation, le sujet (membre supérieur) pourrait être réchauffé progressivement en utilisant un chauffage d'appoint ou un bain d'eau tempérée.

Une interaction **ordre de passage*condition thermique** s'observe sur la durée de la séquence, le temps passé à plus de 20% de FMV et sur le temps passé en zone angulaire neutre et en flexion modérée. Il s'avère que pour ces quatre indicateurs l'effet de la condition thermique ne s'exprime que lorsque la condition froide s'effectue en première exposition ; les valeurs obtenues au froid sont alors plus élevées (F, FN > N, FN).

Cependant, la durée de la tâche est plus faible lorsque l'exposition au froid est précédée par une exposition à la neutralité. Ceci peut être expliqué par un effet plus marqué de la fatigue au froid ou au fait de vouloir se "débarrasser" de la tâche. En effet, Payne (1959) a relevé une apathie et une diminution de la motivation des sujets lors d'une exposition à une température ambiante de 4°C.

Un effet de la **séquence** sur la durée a été mis en évidence. Elle diminue au fur et à mesure des séquences. La tâche de simulation de découpe de viande étant parfaitement standardisée, cet effet résulte probablement d'une habitude du sujet à cette tâche et du développement d'une meilleure stratégie gestuelle.

6 Conclusions et perspectives

6.1 Quantification des facteurs de risque biomécaniques d'apparition des TMS de l'avant-bras.

L'objectif de cette étude a été de mettre en place une plate-forme de mesures permettant de quantifier les facteurs de risque biomécaniques d'apparition des troubles musculosquelettiques de l'avant-bras en milieu industriel. Cette plate-forme est dotée d'un système de transmission des signaux par voie téléométrique permettant de faciliter l'exécution des mouvements des opérateurs. Ce système, préalablement testé par comparaison d'émissions de signaux standardisés (GBF) transmis par voies câblée et téléométrique, s'est avéré concluant lors de la réalisation de notre étude. Cependant, nous pouvons y apporter certaines améliorations.

Le programme de traitement des indices de contrainte nécessite, dans son état actuel, une reprise des données de Control Pro sous Excel, Microsoft®. Une amélioration de l'environnement de notre programme et du traitement des indices permettrait de le rendre encore plus accessible aux différents acteurs de la prévention en entreprise (préventeur et/ou médecin du travail). Ceci notamment en intégrant les images obtenues par le système vidéo sur notre système informatique (carte vidéo). L'objectif serait d'obtenir, pour toute période sélectionnée, le profil biomécanique (représentation graphique des indices de contrainte biomécanique) et les images correspondant aux gestes à risque.

La plate-forme dans son état actuel nous permet de quantifier l'activité des muscles fléchisseurs des doigts et les mouvements de flexion-extension du poignet. La mesure de l'activité des muscles extenseurs des doigts ou des mouvements d'abduction-adduction pourrait compléter la plate-forme. Nous pouvons également envisager d'adapter ce système à une analyse fréquentielle des signaux. Elle devra être validée par une étude en condition réelle de travail.

6.2 Validation de la plate-forme de mesures sur une tâche simulée au froid

La mise en place de notre dispositif nous a permis d'étudier l'influence du froid sur les différents facteurs de risque biomécaniques lors de la réalisation d'une tâche simulée de découpe de viande. Nous avons constaté une augmentation de la durée de la tâche, de l'effort de préhension couplée à une diminution de l'angulation du poignet adoptée ainsi qu'une diminution de la vitesse et de l'accélération angulaires.

Certaines modifications peuvent également être apportées au protocole d'étude. La tâche étant trop contraignante, nous pourrions envisager l'utilisation d'un matériau plus aéré ou moins épais que le polystyrène ou d'augmenter le tranchant du couteau permettant ainsi de limiter la résistance à la coupe. Il serait également intéressant que le sujet réalise la tâche une première fois à blanc afin de se familiariser avec celle-ci.

Les opérateurs soumis au froid dans les industries de la viande portent généralement des gants. Notre étude pourrait être complétée par la comparaison, au froid, des indicateurs obtenus pour l'exécution de la même tâche avec et sans gants.

7 Références

- Aaras A., Ro O.
Electromyography (EMG) - Methodology and application in occupational health.
Int. J. Ind. Ergonomic, 20 : 207-214 (1997).
- Aptel M.
Etude dans une entreprise de montage d'appareils électroménagers des facteurs de risques professionnel du syndrome du canal carpien.
Document pour le Médecin du Travail, 54 (2^{ème} trimestre), (1993).
- Armstrong TJ., Castelli WA., Evans FG., Diaz-Perez R.
Some histological changes in carpal tunnel contents and their biomechanical implications.
Journal of Occupational Medicine, 26 (3) : 197-201 (1984).
- Armstrong TJ., Chaffin DB.
Carpal Tunnel Syndrome and selected Personal Attributes.
Journal of Occupational Medicine, 21 (7) : 481-486 (1979).
- Armstrong TJ., Buckle P., Fine LJ., Hagberg M., Jonsson B., Kilbom A., Kuorinka I., Silverstein BA., Sjøgaard G., Viikari-Juntura E.,
A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders.
Scand. J. Work Env. Health, 19 : 73-84 (1993).
- Armstrong TJ.
Ergonomics and cumulative trauma disorders.
Hand Clinics, 23 : 553-565 (1986).
- Ayoub MA., Wittels NE.
Cumulative trauma disorders.
International Reviews of ergonomics, 2 : 271-272 (1989).
- Bouisset S., Maton B.
Muscles, posture et mouvement, bases et applications de la méthode électromyographique.
Hermann, éditeurs des Sciences et Des arts.(1995).
- Burden A., Bartlett R.
Normalisation of EMG amplitude : an evaluation and comparison of old and new methods.
Medical Engineering & Physics, 21 : 247-257 (1999).
- Butler DL., Noyes FR., Grood ES.
Measurement of the mechanical properties of ligaments.
In : Handbook of engineering in medicine and biology. Feinberg B., Fleming DG., Springer Berlin : 279-314 (1978).
- Chiang HC., Chen SS., Yu HS., Wu TN., Ko YC.
The occurrence of carpal tunnel syndrome in frozen food factory employees.
Kaohsiung J. Med., 6 : 73-80 (1990).

- Clark RG.
The limiting hand skin temperature for unaffected manual performance in the cold.
J. Appl. Psychol., 45 : 193-194 (1961).
- Claudon L., Cnockaert JC.
Biomécanique des tissus mous ; modèles biomécaniques d'analyse des contraintes au poste de travail dans le contexte des TMS.
Documents pour le Médecin du Travail, INRS, 58 : 140-148 (1994).
- Cock N., Malchaire J., Piette A.
Troubles musculosquelettiques du poignet et facteurs de risque professionnels.
Arch. Mal. Prof., 57 (6) : 445-449 (1996).
- Cook TM., Ludewig PM., Rosecrance JC., Zimmermann CL., Gerleman DG.
Electromyographic effects of ergonomic modifications in selected meatpacking tasks
Appl. Ergon., 1999 Jun 30 (3) : 229-233 (1999).
- Coppin EG., Livingstone SD., Kuehn LA.
Effects on handgrip strength due to arm immersion in a 10 degree C water bath.
Aviat. Space. Envir. Med., Nov 49 (11) : 1322-1326 (1978).
- Enander A.
Performance and sensory aspects of work in cold environments : a review.
Ergonomics, 27 (4) : 365-378 (1984).
- Frederick LJ.
Cumulative trauma disorders-an overview.
AAOHN J. Mar 40(3) : 113-116 (1992).
- Gerr F., Letz R., Landrigan PJ.
Upper-extremity musculoskeletal disorders of occupational origin.
Ann. Rev. Publ. Health, 12 : 543-66 (1991).
- Grant KA., Habes DJ.
An electromyographic study of strength and upper extremity muscle activity in simulated meat cutting tasks.
Applied Ergonomics, 28 (2) : 129-137 (1997).
- Hägg GM., Luttmann A., Jäger M.
Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics.
J. Electrophysiol. Kinesiology, 10 : 301-312 (2000).
- Hägg GM., Öster J., Byström S.
Forearm muscular load and wrist angle among automobile assembly line workers in relation to symptoms.
Appl. Ergon., 28 (1) : 41-47 (1997).
- Hales TR., Bernard BP.
Epidemiology of work-related musculoskeletal disorders.
Orthop Clin North Am. Oct, 27 (4) : 679-709 (1996).

- Hammarskjöld E., Harms-Ringdahl K., Ekholm J.
Reproductibility of carpenter's work after cold exposure.
Int. J. Ind. Ergonomic, 9 : 195-204 (1992).
- Hunter J., Kerr EH., Whillans MG.
The relation between joint stiffness upon exposure to cold and the characteristics of synovial fluid.
Canadian journal of Medical Science, 30 : 367-377 (1952).
- Jonsson B.
The static load component in muscle work.
European Journal of Applied Physiology, 57 (3) : 305-310 (1988).
- Jorgensen MJ., Riley MW., Cochran DJ., Bischoff RR.
Maximum forces in simulated meat cutting tasks.
Proceedings of the Human Factors society 33rd Annual Meeting, 1 : 641-645 (1989).
- Kamina P., Rideau Y.
Myologie des membres, bilans musculaires.
2^{ème} Ed. Maloine 3 : 63-71 (1997).
- Kraft GH., Detels PE.
Position of function of the wrist.
Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 53 (6) : 272-275 (1972).
- Kurppa K., Viikari-Juntura E., Kuosma E., Huuskonen M., Kici P.
Incidence of tenosynovitis or peritendinitis and epicondylitis in a meat-processing factory.
Scand. J. Work. Environ. Health, 17 : 32-37 (1991).
- Lippold OCJ.
Electromyography.
In Venables PH. & Martins J. Eds : a manual of psychophysiological methods (chap 8). North-Holland, Amsterdam, 247-297 (1967).
- Loslever P., Ranaivosoa A., Lepoutre FX.
Analyse des mouvements du poignet et des forces musculaires de préhension au poste de travail.
Le Travail Humain, 55 : 277-290 (1992).
- Lundström R., Johansson RS.
Acute impairment of the sensitivity of skin mechanoreceptive units caused by vibration exposure of the hand.
Ergonomics, 29 (5) : 687-698 (1986).
- Luopajarvi R., Kuorinka I., Virolainen M., Holmberg M.
Prevalence of tenosynovitis and other injuries of the upper extremities in repetitive work.
Scand. J. Work Envir. Health, 5 (suppl 3) : 48-55 (1979).
- Marras WS., Schoenmarklin RW.
Wrist motions in industry.
Ergonomics, 36 (4) : 341-351 (1993).

- Meyer JP., Dyevre P.
Aspects cliniques et démarches de prévention des principaux troubles musculosquelettiques (TMS) à composante professionnelle du membre supérieur et de l'épaule.
Documents pour le Médecin du Travail, 58 : 149-163 (1994).
- Moore A., Wells R., Ranney D.
Quantifying exposure in occupational manual tasks with cumulative trauma disorder potential.
Ergonomics, 34 (12) : 1433-1453 (1991).
- Ojima H., Miyake S., Kumashiro M., Togami H., Suzuki K.
Dynamic analysis of wrist circumduction : a new application of the biaxial flexible electrogoniometer.
Clin. Biomech., 6 : 221-229 (1991).
- Payne RB.
Tracking proficiency as a function of thermal balance.
Journal of Applied Physiology, 14 : 387-389 (1959).
- Pichené A.
Quantification des facteurs de risque biomécaniques du syndrome du canal carpien.
Notes Scientifiques et Techniques, INRS, NS 0130, 201 pp. (1995).
- Pujol M.
Pathologie professionnelle d'hypersollicitation, atteinte péri-articulaire du membre supérieur. 1^{ère} Ed., Masson, Paris, (1993).
- Radwin RG., Lin ML.
An analytical method for characterizing repetitive motion and postural stress using spectral analysis
Ergonomics, 36 (4) : 379-389 (1993).
- Ranaivosoa AR.
Analyse expérimentale de l'activité manuelle au poste de travail dans le cadre de l'étude des facteurs biomécaniques du syndrome du canal carpien.
Thèse de doctorat Université de Valenciennes, Note Scientifique et Technique, INRS NS 0099, 163pp.(1993).
- Rossignol M, Patry L, Sacks S.
Carpal tunnel syndrome: validation of an interview questionnaire on occupational exposure.
Am. J. Ind. Med., Mar 33 (3) : 224-231 (1998).
- Scherrer J.
Précis de physiologie du travail, notions d'ergonomie.
2^{ème} éd., Masson, Paris, 585 pp. (1981).
- Schiefer RE., Kok R., Lewis MI., Meese GB.
Finger skin temperature and manual dexterity - Some inter-group differences.
Appl. Ergon., 15(2) : 135-141 (1984).
- Silverstein BA., Fine LJ., Armstrong TJ.,
Carpal Tunnel Syndrome : contribution of flexors tendons.
American Journal of Industrial Medicine, 99 : 343-358 (1987).

- Silverstein BA.
The prevalence of upper extremity cumulative trauma disorders in industry.
Thèse de doctorat, , University of Michigan, University Microfilms International, (1985).
- Silverstein BA., Fine LJ., Armstrong TJ.
Hand wrist cumulative trauma disorders in industry.
British Journal of Industrial Medicine, 43 : 779-784 (1986).
- Silvin S.
Sollicitations biomécaniques des opérateurs dans les ateliers de découpe de viande.
Thèse de doctorat Université H. Poincaré Nancy, INRS NS 0185, 133pp.(2000).
- Smith EM., Sonstegard DA., Anderson WH.
Carpal tunnel syndrome : contribution of flexor tendons.
Archives of physical medicine and rehabilitation, 58 : 379-385 (1977).
- Stal M., Hansson GH., Moritz U.
Wrist positions and movements as possible risk factors during machine milking.
Appl. Ergon., 30 : 527-533 (1999).
- Stetson DS., Keyserling WM., Silverstein BA., Leonard JA.
Observational analysis of the hand and wrist : a pilot study.
Applied Occupational and Environmental Hygiene, 6 (11) : 927-937 (1991).
- Tanaka S., Mc Glothlin JD.
A conceptual quantitative model for prevention of work-related carpal tunnel syndrome (CTS).
Int. J. Ind. Ergonomics, 11 : 181-193 (1993).
- Teichner WH.
Manual dexterity in the cold.
J. Appl. Physiol., II (3) : 333-338 (1957).
- Tornvall G.
Assessment of physical capabilities.
Acta. Physiol. Scand., 58 : 5-102 (1963).
- Vanggard L.
Physiological reactions to wet-cold.
Aviat. Space Envir. Med., 46 jan : 33-36 (1975).
- Vincent MJ., Tipton MJ.
The effects of cold immersion and hand protection on grip strength.
Aviat. Space. Envir. Med., 738-741, (1988).