



Université de Picardie Jules Verne
Faculté de Médecine
Ecole Doctorale Sciences et Santé



THESE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE PICARDIE JULES VERNE

Discipline : Génie Biomédical

Présentée et soutenue publiquement

par

Cécile BISCH

le 18 MAI 2006

**Troubles musculo-squelettiques du dos et de l'avant-bras
chez la femme enceinte :
Approches biomécanique et ergonomique**

JURY :

Professeur Geneviève DUMAS, Queen's University, Canada (Rapporteur)

Docteur Yves ROQUELAURE, Université d'Angers, CHU d'Angers, (Rapporteur)

Professeur Ghislaine LENSEL-CORBEIL, Université de Lille 2 (Présidente de jury)

Professeur Jean GONDRY, Université de Picardie Jules Verne, CHU d'Amiens

Professeur Chantal PÉROT, Université de Technologie de Compiègne (Directrice de Thèse)

Docteur Frédéric TELLIEZ, Université de Picardie Jules Verne (Directeur de Thèse)

A ma Mère, mon Père et Dominique qui m'ont toujours soutenue.

A Camille, Pierre et Etienne.

A tous ceux qui m'ont accompagnée dans cette aventure.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à Frédéric TELLIEZ de m'avoir fait confiance et de m'avoir permis de découvrir le monde de la recherche.

J'adresse mes remerciements et ma reconnaissance à Madame le Professeur Chantal PÉROT pour sa disponibilité et son encadrement.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à Madame le Professeur Ghislaine LENSEL-CORBEIL pour l'honneur qu'elle m'a fait en acceptant d'être la présidente de ce jury.

Je remercie Madame le Professeur Geneviève DUMAS et Monsieur le Docteur Yves ROQUELAURE pour l'intérêt qu'ils ont manifesté pour ce travail et pour avoir accepté de le juger.

J'adresse mes remerciements et ma reconnaissance à Monsieur le Professeur Jean GONDROY pour l'enthousiasme dont il a fait preuve à l'égard de ce travail et pour avoir accepté de le juger.

J'adresse mes plus sincères remerciements au Professeur Jean-Pierre LIBERT pour m'avoir accueillie au sein de son laboratoire DMAG-INERIS.

J'adresse particulièrement mes remerciements à Stéphane DELANAUD pour toute son implication dans cette étude et son soutien.

Je tiens à remercier Clotilde VANHOUTTE et Loïc DEGRUGILLIERS pour leur patience et leur disponibilité.

A Karen CHARDON pour son amitié, son aide et son soutien tout au long de ces années passées au laboratoire.

A Marylène PRUDHOMME qui m'a toujours encouragée et soutenue.

J'adresse mes remerciements et ma reconnaissance à toutes les personnes qui ont permis que ce travail aboutisse à la création d'une entreprise. A ceux qui ont accepté de me suivre dans cette aventure, à Anne et Bruno CHRETIEN qui m'ont fait confiance et m'ont transmis leur passion, à Benoit JACQ qui m'a permis de concrétiser ce projet et à Michel FREVILLE à qui je dois beaucoup pour son soutien.

Il m'est bien sûr impossible de remercier individuellement toutes les personnes qui ont de près ou de loin contribué à la réalisation de ce travail. A Véronique BACH, Virginie, Fatim, Erwan, Wiam, Nathanaëlle, Souad, Pierre et Dorothée ainsi qu'à toute l'équipe de l'IUP j'exprime ma sympathie et les remercie pour leur présence à mes côtés lors de la rédaction de ce travail.

Je remercie tout particulièrement :

- Le Pr Gondry du Centre Gynécologique et Obstétrique du CHU d'Amiens et toute son équipe qui ont permis que les explorations soient réalisées dans les meilleures conditions ;
- Le Dr Foulques - de Bizemont de l'Association des Services Médicaux Inter-entreprises de la Somme et l'ensemble des membres du groupe de travail "Grossesse et Travail " de l'ASMIS pour leur implication dans cette étude ;
- Le Dr Héduin du Service de Santé, Hygiène, Sécurité et Environnement de l'Université de Picardie Jules Verne et toute son équipe pour l'intérêt qu'ils ont pu porter à cette étude.

Enfin et surtout, je tiens à exprimer ma plus vive reconnaissance aux femmes ayant participé à cette étude. Sans elles, ce travail n'aurait jamais pu aboutir.

Je remercie l'Incubateur Régional de Picardie, le Conseil Régional de Picardie, le Ministère de la Recherche et le Fond Social Européen ainsi que l'Université de Picardie Jules Verne qui ont soutenu ce travail notamment par l'intermédiaire de l'aide à la création d'entreprise dont j'ai bénéficiée.

Ce travail a été co-encadré par le Pr Chantal PEROT du Département Génie Biologique UMR CNRS 6600 de l'Université de Technologie de Compiègne et par le Dr Frédéric TELLIEZ du laboratoire Dysrégulations Métabolites Acquises ou Génétiques, EA 3901 de l'Université de Picardie Jules Verne d'Amiens.

Conformément aux lois de protection des personnes se prêtant à des expérimentations biomédicales (loi 88-1138, modifiée par la loi du 23 janvier 1990), tous les protocoles de ce travail ont été préalablement soumis au Comité Consultatif de Protection des Personnes pour la Recherche Biomédicale de Picardie et ont reçu un avis favorable. Le consentement éclairé des femmes était demandé.

Communications et Publications

Publications

- MARQUE C., BISCH C., DANTAS R., ELAYOUBI S., BROSSE V., PÉROT C. **Adaptive filtering for ECG rejection from surface EMG recordings.** *J. Electromyogr. Kinesiol.*, June 2005, vol. 15, n°3, p. 310-315.
- BISCH C. **Femme enceinte et travail.** *Ergonomie et prévention des risques professionnels* / ed. sous la direction de HARICHAUX P., LIBERT J.P. Chiron, Tome 3, 2005, p. 55-82.
- BISCH C., TELLIEZ F., LIBERT J.P. **Les troubles musculo-squelettiques et les mouvements répétitifs chez les musiciens professionnels.** *Médecine des Arts*, 2004, 47, p. 10-22.
- STÉPHAN E., DELANAUD S., BISCH C., LIBERT J.P., TELLIEZ F. **A new, transportable ergometer for the measurement of musculotendinous stiffness during wrist flexion.** *J. Electromyogr. Kinesiol.* Accepté (corrections mineures).
- JULLIEN H., BISCH C., LARGOUËT N., AMIARD V. **Strength training does not improve speed and driving coordination in training professional soccer players.** *Journal of Strength and Conditioning Research.* Accepté (en correction).
- BISCH C., STÉPHAN E., DELANAUD S., FOULQUES E., LIBERT J.P., TELLIEZ F. **Influence of pregnancy on distal upper limb biomechanical strain during a video display terminal task.** *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health.* Soumis.
- BISCH C., STÉPHAN E., DEGRUGILLIERS L., HÉDUIN F., LIBERT J.P., TELLIEZ F. **Influence of video display terminal workstation design on biomechanical strain during pregnancy.** En cours de rédaction.

- BISCH C., STÉPHAN E., DELANAUD S., PÉROT C., LIBERT J.P., TELLIEZ F. Increase of wrist musculotendinous stiffness in pregnant women. En cours de rédaction.

Conférence invitée

- TELLIEZ F., BISCH C., LIBERT J.P. **Les troubles musculo-squelettiques et les mouvements répétitifs.** 5^{ème} Rencontre Internationale de Médecine des Arts, Montpellier, 10 - 11 Octobre 2003.

Communications

- BISCH C., STÉPHAN E., GONDRIY J., LIBERT J.P., PÉROT C., TELLIEZ F. **Influence of pregnancy on the musculotendinous stiffness of wrist flexors.** 5th World Congress of Biomechanics, Munich, 29 Juillet - 4 Août 2006. Accepté.
- STÉPHAN E., BISCH C., DELANAUD S., LIBERT J.P., PÉROT C., TELLIEZ F. **Gender differences in musculotendinous properties during wrist flexion.** 5th World Congress of Biomechanics, Munich, 29 Juillet - 4 Août 2006. Accepté pour communication orale.
- BISCH C., GONDRIY J., VANHOUTTE C., PÉROT C. **Assessment of neuromuscular efficiency and fatigability of back extensor muscles in pregnant women with low back pain.** 5th World Congress of Biomechanics, Munich, 29 Juillet - 4 Août 2006. Accepté.
- BISCH C., TELLIEZ F., DELANAUD S., FOULQUES E., HÉDUIN F., LIBERT JP. **Influence of pregnancy on CTD biomechanical risk factors during occupational tasks.** 6th International Congress on Work Injuries Prevention, Rehabilitation and Compensation, Rome, 30 Novembre - 3 Décembre 2004. Communication orale.

- BISCH C., TELLIEZ F., DELANAUD S., LIBERT J.P. **Risk factors of distal upper-limb cumulative trauma disorders at work during pregnancy.** 29^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique (Créteil, Septembre 2004). *Archives of Physiology and Biochemistry*, 2004, 112 suppl, p. 166.

- BISCH C., DANTAS R., GONDROY J., VANHOUTTE C., PÉROT C. **Assessment of back extensor muscles fatigue in pregnant women.** 29^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique (Créteil, Septembre 2004). *Archives of Physiology and Biochemistry*, 2004, 112 suppl, p. 167.

- BISCH C., DELANAUD S., TELLIEZ F. **Quantification of upper extremity trauma disorders biomechanical risk factors.** 12^{ème} congrès des Jeunes Chercheurs en GBM, Nantes, 21 - 23 Mai 2003.

SOMMAIRE

Introduction générale

<u>Partie I</u>	<u>Physiologie de la grossesse et influence sur l'appareil locomoteur</u>	<u>16</u>
A.	Modifications hormonales	17
1.	Le cycle ovarien	17
2.	Modifications hormonales liées à la grossesse	18
B.	Modifications physiologiques, anatomiques et posturales	22
1.	Modifications physiologiques	22
2.	Modifications anatomiques	22
3.	Modifications posturales	23
C.	Troubles musculo-squelettiques chez la femme enceinte	24
1.	Eléments de l'appareil locomoteur et grossesse	24
2.	Cas des maux de dos chez la femme enceinte	33
3.	Cas des TMS de l'avant-bras chez la femme enceinte	46
D.	Problématique	52
<u>Partie II</u>	<u>Exploration de la fatigue des muscles extenseurs du tronc</u>	<u>54</u>
A.	Fatigue neuro-musculaire	56
1.	Définition	56
2.	Mécanismes de survenue	57
3.	Exploration de la fatigabilité musculaire par la technique de l'EMG de surface	59
B.	Description de la plate-forme d'exploration de la fatigue des muscles extenseurs du dos	63
1.	Choix des muscles	63
2.	Tests de fatigue	63
3.	Mise en relation avec des paramètres biomécaniques	69
C.	Matériel et Méthodes	72
1.	Sujets	73
2.	Paramètres biomécaniques et douleurs dorsales	74
3.	EMGS des muscles extenseurs du dos	77
4.	Protocole	82
5.	Statistiques	89
D.	Résultats	89
1.	Caractéristiques des sujets	89
2.	Valeurs initiales	91
3.	Contraction maximale volontaire et Efficacité neuro-musculaire (ENM _{CMV})	93
4.	Relation Force-EMG	96
5.	Fatigue neuro-musculaire	98
6.	Effet des semaines d'aménorrhée	105
E.	Discussion	106
1.	Mise en évidence d'un relais d'activité musculaire	106
2.	Indicateurs utilisés	115
3.	Développement d'un nouveau protocole de fatigabilité des muscles extenseurs du tronc	116
F.	Conclusion	117
G.	Perspectives	117

<u>Partie III</u>	<u>Exploration des paramètres biomécaniques de l'avant-bras chez la femme enceinte</u>	<u>119</u>
A.	Caractérisation biomécanique du système avant-bras/main chez la femme enceinte.	120
1.	Partie générale	120
2.	Force maximale de préhension ($F_{p_{max}}$).....	122
3.	Laxité du poignet.....	128
4.	Exploration et caractérisation de la raideur musculo-tendineuse des fléchisseurs du poignet. .	134
5.	Discussion.....	152
B.	Influence de la grossesse sur les facteurs de risque biomécaniques de survenue des TMS de l'avant-bras lors de la réalisation d'une tâche de travail sur écran.....	153
1.	Introduction	153
2.	Développement de la plate-forme de quantification des facteurs de risque biomécaniques au poste de travail	154
3.	Influence de la grossesse sur les facteurs de risque biomécaniques lors d'une tâche de travail sur écran	168
4.	Matériel et Méthodes	169
5.	Résultats	174
6.	Discussion.....	179
<u>Partie IV</u>	<u>Conclusion générale</u>	<u>185</u>
<u>Partie V</u>	<u>Bibliographie.....</u>	<u>188</u>
<u>Annexes</u>		

INTRODUCTION GENERALE

La grossesse est une période importante dans la vie d'une femme. C'est une période où le corps subit de nombreuses modifications. La grossesse s'accompagne souvent de troubles affectant l'appareil locomoteur. Selon les études, 25 à 50% des femmes souffrent de maux de dos pendant leur grossesse (Mantle et coll., 1977, Fast et coll., 1987, Moore et coll., 1990, Sturesson et coll., 1997). Jusqu'à 50% des femmes enceintes présentent des symptômes d'atteintes de la main et plus de 20% (Voigt et coll., 1983, Padua et coll., 2001, Bahrami et coll., 2005) sont atteintes d'un syndrome du canal carpien (SCC, atteinte du nerf médian lors de son passage dans le canal carpien, situé entre les os du carpe et le ligament annulaire antérieur du carpe). Les inconvénients liés à l'apparition de ces troubles et atteintes peuvent aller de la simple gêne à l'impossibilité d'exécuter certaines tâches de la vie quotidienne (ouvrir un robinet, tenir un pot de confiture...) ou de l'activité professionnelle (port de charges, conditionnement d'objets...). Nous sommes donc confrontés à un véritable problème de santé publique.

Les maux de dos et les atteintes périarticulaires du membre supérieur peuvent être regroupés sous le terme générique de "Troubles Musculo-Squelettiques" (TMS). Les TMS correspondent à des atteintes des différents tissus périarticulaires (os, muscles, tendons, ligaments, système vasculaire et/ou nerfs) et sont caractérisés par des douleurs, tendinites, troubles de la sensibilité tactile et motrice ainsi que des troubles circulatoires. Dès le début de sa grossesse, la femme subit d'importantes modifications hormonales, physiologiques, anatomiques qui pourraient affecter les structures de l'appareil locomoteur et être à l'origine d'un TMS.

Dans le cas des maux de dos, les muscles extenseurs du tronc semblent jouer un rôle prépondérant. En effet, les changements anatomiques liés à la grossesse modifient la charge qu'ils supportent. L'augmentation de l'intensité des douleurs au cours de la grossesse et tout au long de la journée (Fast et coll., 1987) laisse supposer que les douleurs dorsales pourraient être expliquées par une augmentation de la fatigabilité musculaire. D'ailleurs, dans la population générale, les lombalgies sont parfois associées à des anomalies anatomiques, structurelles et fonctionnelles des muscles extenseurs du dos (Mannion, 1999, Van Dieën et coll., 2003) et notamment à une plus grande fatigabilité (Roy et coll., 1989, Mayer et coll., 1989, Tsuboi et coll., 1994).

Une première étude, menée au sein du laboratoire UMR 6600 (Dantas, 2004) sur des femmes enceintes et non-enceintes ne présentant pas de maux de dos, a permis de valider une plate-forme d'exploration de la fatigabilité des muscles extenseurs du tronc chez la femme enceinte. Cette étude n'a pas mis en évidence une fatigabilité plus importante des muscles

extenseurs du tronc au cours de la grossesse. Cependant, la population considérée ne présentait pas de douleurs dorsales. Nous avons donc souhaité poursuivre cette étude par l'exploration de femmes enceintes souffrant de maux de dos. A notre connaissance, aucune étude n'a évalué la fatigabilité des muscles extenseurs du tronc chez ces femmes enceintes souffrant de maux de dos.

Il est également possible que l'ensemble des modifications (hormonales, morphologiques et physiologiques) survenant chez la femme au cours de la grossesse entraîne des modifications des caractéristiques biomécaniques de mobilisation du système avant-bras/main. Des répercussions sur le développement de la force de préhension, la laxité ou la raideur musculo-tendineuse au niveau du poignet pourraient se produire. Ces modifications n'ont jamais été caractérisées alors qu'elles pourraient perturber la femme dans la réalisation de ses activités manuelles quotidiennes et l'exécution de sa tâche professionnelle. Ceci pourrait avoir pour effet d'augmenter les facteurs de risque de TMS au poste de travail.

L'amélioration de la prévention et de la prise en charge de ces pathologies chez la femme enceinte nécessite donc d'acquérir de nouvelles connaissances.

La première partie de cette étude a concerné l'analyse de l'influence de la grossesse sur les capacités fonctionnelles des muscles extenseurs du dos (force maximale développée, rendement musculaire, fatigue musculaire).

La seconde partie de ce travail a permis d'évaluer l'influence de la grossesse sur les caractéristiques biomécaniques du système avant-bras/main. Les facteurs de risque biomécaniques de survenue des TMS de l'extrémité du membre supérieur ont ensuite été étudiés, chez la femme enceinte, lors d'une tâche de travail sur écran.

Partie I Physiologie de la grossesse et influence sur l'appareil locomoteur

La grossesse désigne la période comprise entre la fécondation de l'ovule et la naissance de l'enfant. Sa durée est exprimée en semaines d'aménorrhée (SA), c'est-à-dire en nombre de semaines depuis le premier jour des dernières règles. Elle est en moyenne de 40,5 semaines chez la femme.

A. Modifications hormonales

La fécondation de l'ovule entraîne une modification du schéma classique du cycle ovarien. Ces changements, associés à une augmentation de la taille de l'utérus et la constitution de l'unité fœto-placentaire, modifient l'activité hormonale de l'organisme.

1. *Le cycle ovarien*

Le cycle ovarien correspond à l'ensemble des modifications cycliques qui se manifestent chez la femme tous les 28 jours, de la puberté à la ménopause, excepté durant les périodes de grossesse. Il comprend deux phases successives : la phase folliculaire, qui s'étend du 1^{er} au 14^{ème} jour et se termine par l'ovulation, et la phase lutéale qui se déroule du 14^{ème} au 28^{ème} jour.

La phase folliculaire est caractérisée par la maturation du follicule ovarien. Le follicule ovarien comprend un ovocyte entouré de plusieurs couches cellulaires appelées cellules granuleuses et d'une couche de tissu conjonctif appelée thèque folliculaire (interne et externe). Pendant que le follicule grossit, les cellules thécales interagissent avec les cellules granuleuses pour produire des œstrogènes.

L'ovulation correspond à l'éjection par ce follicule de son ovocyte hors de l'ovaire. Après l'ovulation, les cellules granuleuses et celles de la thèque interne du follicule rompu se transforment. Le follicule devient une structure glandulaire d'aspect très différent appelée corps jaune. Dès sa formation, le corps jaune sécrète de la progestérone et un peu d'œstrogènes. S'il n'y a pas fécondation de l'ovule, le corps jaune dégénère au bout de 10 jours environ et cesse de produire des hormones.

Le cycle ovarien est régulé par deux hormones, FSH (Hormone Folliculo Stimulante) et LH (Hormone Lutéinisante), sécrétées par l'antéhypophyse sous le contrôle d'une hormone hypothalamique, la Gn-RH (Gonadotropin Releasing Hormone ; hormone gonadotrope). Les concentrations de ces différentes hormones évoluent au cours du cycle menstruel (Figure 1). Un pic de LH est observé le 14^{ème} jour entraînant l'ovulation. Un pic de FSH est également présent au même moment, mais de moindre amplitude. Les concentrations d'œstrogènes

(l'œstradiol et l'estrone ainsi que l'estriol en plus faibles quantités) et de progestérone varient également au cours du cycle menstruel entre les phases folliculaire et lutéale.

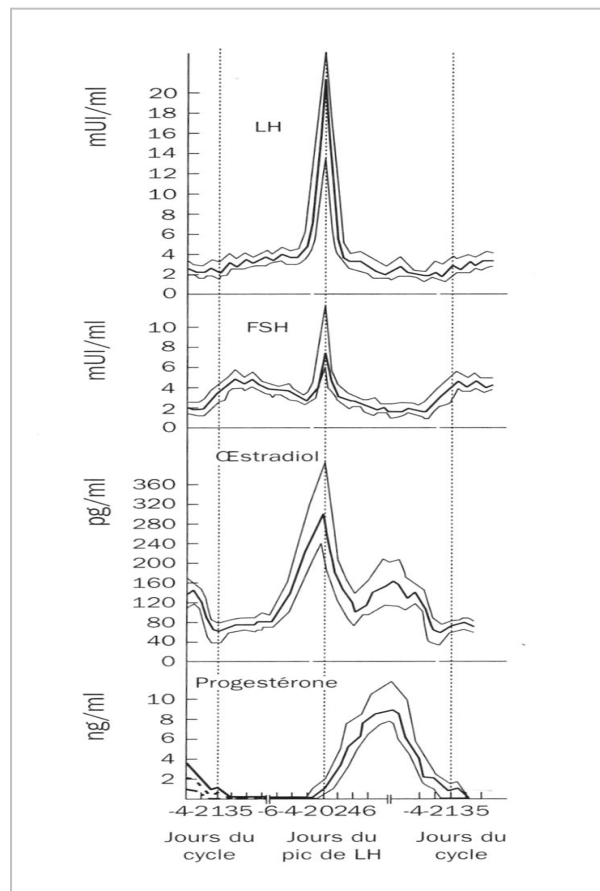


Figure 1 : Concentrations plasmatiques (moyenne $\pm$ 1 D.S.) de LH, de FSH, d'œstradiol et de progestérone au cours du cycle menstruel. Le pic de LH intervient au 14^{ème} jour du cycle entraînant l'ovulation (d'après Rotten et coll., 1985).

Le cycle ovarien s'interrompt à la ménopause, ce qui entraîne une diminution du taux d'œstrogènes et de progestérone.

2. Modifications hormonales liées à la grossesse

Les principales hormones libérées pendant la grossesse et susceptibles d'avoir un impact sur l'appareil locomoteur sont les œstrogènes, la progestérone, la relaxine ainsi que les hormones cortico-surréaliennes.

Lorsque l'ovocyte est fécondé par un spermatozoïde, il se développe et évolue vers un préembryon, une morula puis un blastocyte. Ce dernier est formé d'une couche de cellules appelée trophoblaste et d'un amas de cellules appelé embryoblaste. Les cellules trophoblastiques prendront part à la formation du placenta, organe endocrine sécréteur des

principales hormones de la grossesse (hormone chorionique gonadotrophine - hCG, hormone placentaire lactotrope - HPL, œstrogènes et progestérone...).

Le fonctionnement du corps jaune (corps jaune gestatif) est maintenu sous l'action de l'hormone hCG produite par des cellules du blastocyste puis par le chorion qui se développe à partir du trophoblaste après implantation dans l'utérus.

a) Hormone chorionique gonadotrophine (hCG)

La présence de hCG peut être détectée dans le sang de la mère une semaine après fécondation. La concentration sanguine d'hCG (Figure 2) atteint un pic à environ 8 SA, puis diminue jusqu'à former un plateau qui persiste de la 10^{ème} semaine à la fin de la grossesse. Elle stimule le corps jaune qui produit de la progestérone et des œstrogènes. La baisse de hCG correspond à la régression partielle du corps jaune. Les sécrétions d'œstrogènes et de progestérone sont alors assurées par le placenta.

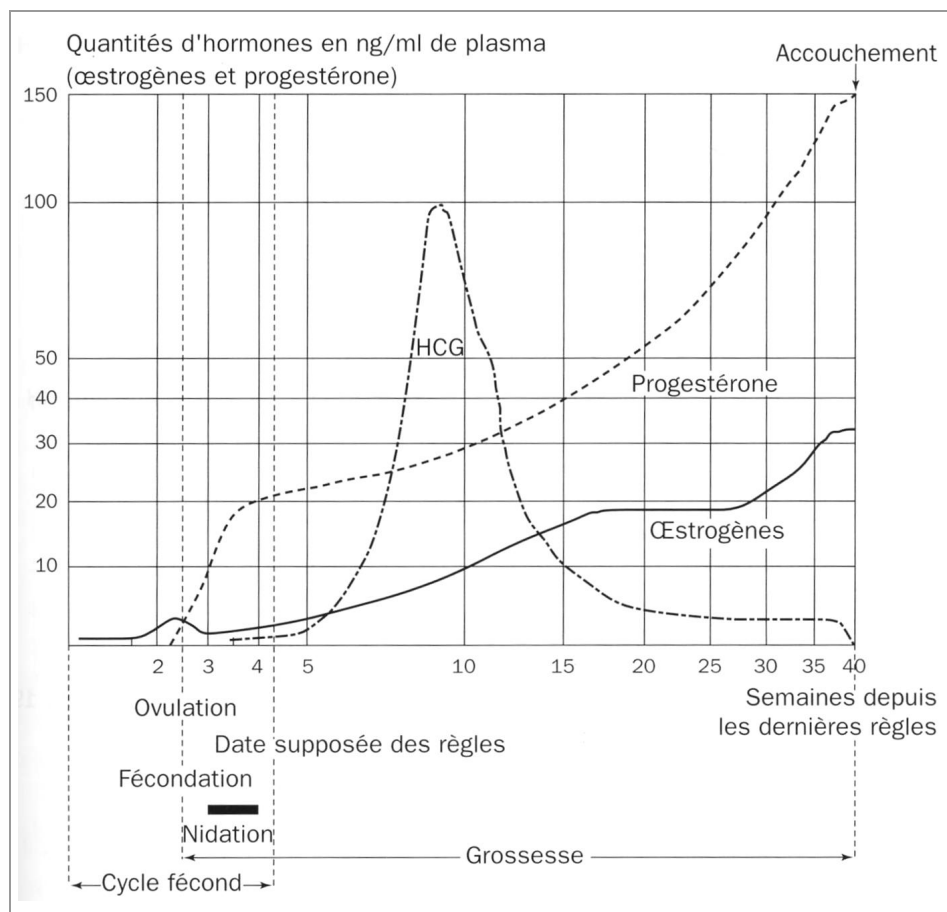


Figure 2 : Concentrations plasmatiques d'hCG, d'œstrogènes et de progestérone au cours de la phase folliculaire du cycle ovarien puis au cours de la grossesse. L'ovulation marque le début de la grossesse. La grossesse est évaluée en semaines d'aménorrhée (Idelman et Verdetti, 2000).

b) Progestérone et œstrogènes

La concentration de progestérone dans le sang maternel augmente très fortement après fécondation (Figure 2) puis de façon plus lente de la 4^{ème} à la 36^{ème} semaine. La concentration des œstrogènes, quant à elle, s'élève progressivement au cours du premier trimestre de la grossesse, se stabilise en plateau de la 18^{ème} à la 28^{ème} semaine, puis augmente à nouveau au troisième trimestre jusqu'à se maintenir en plateau jusqu'au terme.

c) Relaxine

La relaxine est une hormone polypeptidique appartenant à la même famille que l'insuline (deux chaînes A et B d'acides aminés reliées entre elles par des ponts disulfures), (Sherwood, 2004). Chez l'être humain, trois formes distinctes de relaxine (H1, H2 et H3) codées par trois gènes différents, ont été identifiées. Seule la relaxine sous sa forme H2, principalement produite par le corps jaune, est une hormone circulante. Elle n'est présente que durant la phase lutéale du cycle menstruel chez la femme et en faible concentration plasmatique (50 ng/L) (Wreje et coll., 1995). La prise de contraceptifs oraux augmente sa concentration de manière importante (800 ng/L). Elle est présente en quantité importante chez les femmes présentant une grossesse gémellaire engendrée par la production de plusieurs ovules (plusieurs corps jaunes) et non détectable chez les femmes enceintes ayant bénéficié d'un don d'ovule (pas de corps jaune), sauf dans le cas d'un traitement hormonal préalable. La relaxine est produite, de manière secondaire (sécrétion paracrine), par le placenta et la caduque utérine (partie de la muqueuse utérine qui se détache et est expulsée avec le placenta après l'accouchement).

Chez la femme enceinte, la production de relaxine augmente considérablement au début de la grossesse (Figure 3), entraînant une concentration très élevée pendant le premier trimestre. La baisse de la concentration de hCG à partir de la 10^{ème} SA entraîne une diminution de relaxine au cours du second trimestre. Sa concentration diminue jusqu'à atteindre une concentration de 800 ng/L proche de celle observée chez la femme sous contraceptif oral, puis se stabilise jusqu'au terme de la grossesse.

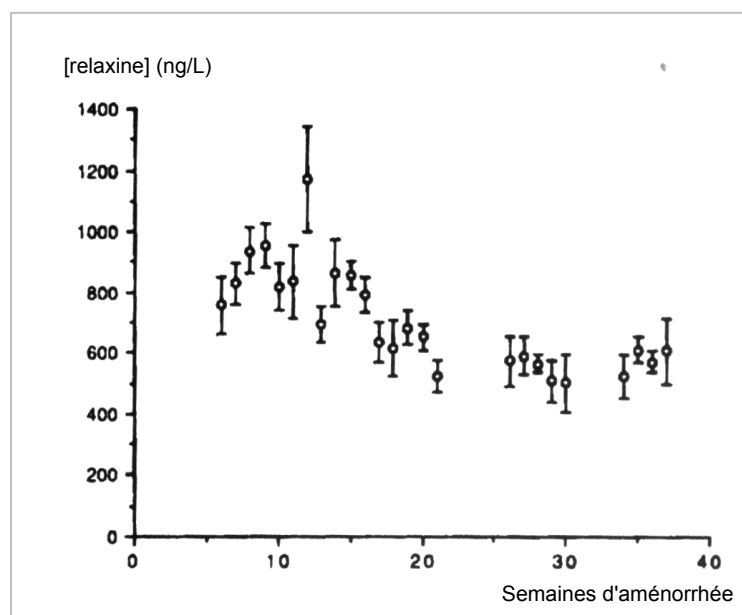


Figure 3 : Evolution de la concentration de relaxine circulante (moyenne $\pm$ 1 D.S.) dans le sang au cours de la grossesse estimée en semaines d'aménorrhée (Kristiansson et coll., 1996).

Le principal récepteur des relaxines H1 et H2 a été identifié dans les ovaires, l'utérus (caduque), les glandes mammaires et, de manière moins importante, dans le placenta (Lowndes et coll., 2005). La relaxine, qui favorise aussi l'expression du facteur de croissance cellulaire dans l'endomètre utérin, est directement impliquée dans le développement de nouveaux vaisseaux sanguins indispensables à la croissance de l'embryon (Unemori et coll., 1999). Par ailleurs, la relaxine n'est pas uniquement une hormone de la grossesse. Elle a également été détectée dans le lait maternel 6 semaines après l'accouchement, suggérant ainsi une source différente (Eddie et coll., 1989). Elle est produite par de nombreux autres tissus (cerveau, reins, cœur, peau, langue et foie) et joue un rôle dans la néoangiogenèse (processus de formation de nouveaux capillaires sanguins) après un infarctus, pendant une cicatrisation et dans la prévention de l'apparition de fibrose (prolifération de fibroblastes, cellules du tissu conjonctif présentes dans le collagène).

d) Hormones cortico-surréaliennes

Une augmentation des taux d'hormones cortico-surréaliennes, principalement du cortisol, est observée au cours de la grossesse. Le taux plasmatique augmente à partir du 2^{ème} trimestre de $11,2 \pm 0,7 \mu\text{g/dL}$ à $18,4 \pm 1,1 \mu\text{g/dL}$ pour atteindre $29,1 \pm 1,5 \mu\text{g/dL}$ au 3^{ème}

trimestre (Marnach et coll., 2003). Vleugels et coll. (1986) précisent que les taux de cortisol sont plus élevés chez la femme primipare que chez la multipare.

B. Modifications physiologiques, anatomiques et posturales

1. Modifications physiologiques

Une des modifications physiologiques la plus marquée est la modification du système cardiovasculaire avec l'augmentation du volume d'eau corporelle. A la 32^{ème} semaine, le volume sanguin total s'est accru de 25 à 40%, afin de répondre aux besoins du fœtus. Les organes génitaux de la femme enceinte ainsi que ses seins sont fortement vascularisés.

Il existe au cours de la grossesse une forte rétention d'eau dans l'organisme (jusqu'à 8,5 litres) pouvant entraîner un œdème (infiltration séreuse excessive des tissus conjonctifs sous-cutanés et sous-muqueux). Ce phénomène correspond à une augmentation de l'hydratation des macromolécules du tissu conjonctif, car les liquides amniotique et placentaire n'expliquent pas à eux seuls cet important accroissement (MacFayden, 1989, Chanteraine et Ziltener, 1998). Ce phénomène serait initié par l'effet natriurétique des œstrogènes, effet vasodilatateur expliquant la diminution de la résistance du passage sanguin à l'intérieur des vaisseaux, et entraînant une balance en sodium négative. En réponse, les taux d'aldostérone (hormone retenant le sodium dans l'organisme en empêchant son élimination par les reins) et d'hormone antidiurétique (favorisant la réabsorption de l'eau) subiraient une élévation notable entraînant une réabsorption accrue de sodium et une accumulation d'eau (MacEvilly et Buggy, 1996).

2. Modifications anatomiques

Des modifications anatomiques liées aux modifications physiologiques surviennent au cours de la grossesse (Figure 4). Un changement du contour du corps est alors observé chez la femme enceinte. Il est principalement lié au gain de masse et à l'augmentation du volume de l'abdomen (+ 6 kg à 40 SA) dans le plan sagittal, généré par l'augmentation en masse et en volume du fœtus et des annexes (placenta, liquide amniotique, utérus).

La grossesse est également caractérisée par une augmentation de la masse et du volume des glandes mammaires (+ 0,4 kg à 40 SA) et des volumes de sang et d'eau extra-utérine (+ 3 kg à 40 SA).

L'augmentation du tissu adipeux (+ 3 kg à 40 SA) est principalement localisée dans la région des hanches, de la taille et sur la face antérieure de l'abdomen (Baudet, 1990).

La prise moyenne de masse est de 13 kg en fin de grossesse (Lansac et coll., 2000).

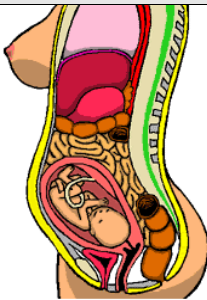
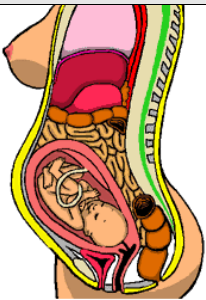
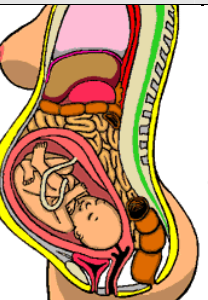
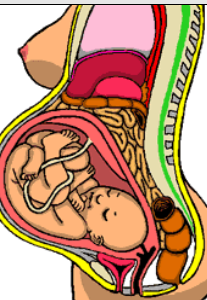
Stade de la grossesse	mois semaines d'aménorrhée	6 ^{ème} 28 ^{ème}	7 ^{ème} 32 ^{ème}	8 ^{ème} 36 ^{ème}	Fin de grossesse 40,5 ^{ème}
Modifications anatomiques (1)					
Masse du fœtus (2)		1080 g	1670 g	2400 g	3300 g
Taille du fœtus (2)		37 cm	50 cm	50 cm	50 cm
Hauteur utérine pubis-fond utérin (3)		24 cm	27 cm	30 cm	33 cm
Diamètre sagittal +0,38 cm/semaine (4)		+ 11 cm	+ 12 cm	+ 14 cm	+ 16 cm

Figure 4 : Modifications anatomiques liées à la grossesse. (1) <http://www.doctissimo.fr>, juin 2005, (2) Lansac et coll., 2000, (3) Merger et coll., 1996, (4) Hummel, 1987.

3. Modifications posturales

En position debout, l'axe de gravité chez la femme non-enceinte se projette, dans le plan sagittal, en avant de l'axe des chevilles, ce qui crée un couple tendant à faire chuter le sujet vers l'avant. Durant la grossesse, la distribution des charges sur le rachis est fortement modifiée.

Durant le deuxième trimestre, le déséquilibre antérieur est accentué. Il est compensé par une augmentation (Bélanger et Charbonneau, 1994) de la lordose lombaire (incurvation de la colonne vertébrale au niveau lombaire) (Figure 5).

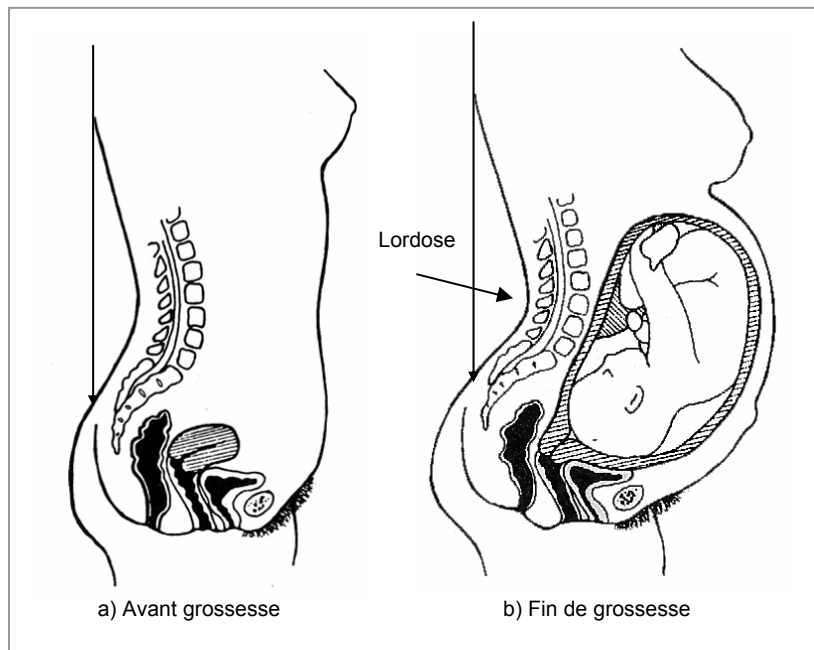


Figure 5. : Différence de lordose avant (a) et à la fin de la grossesse (b) (d'après Polden et Mantle, 1993).

Durant le troisième trimestre, la musculature abdominale s'affaiblit suite à son étirement excessif et une bascule antérieure du bassin se produit. L'ensemble de ces changements provoque un abaissement et un avancement dans le plan sagittal du centre de gravité (Cunningham et Gary, 1993).

C. Troubles musculo-squelettiques chez la femme enceinte

1. Éléments de l'appareil locomoteur et grossesse

a) Effets sur le tissu osseux

(1) *Description*

L'os contient à la fois des constituants organiques et inorganiques. Les constituants organiques sont les cellules et le matériau ostéoïde comprenant des protéoglycanes, glycoprotéines et des fibres de collagène. Les constituants inorganiques sont des hydroxyapatites, ou sels minéraux, composés en grande partie de phosphate de calcium.

(2) Effet de la grossesse

L'ostéoporose de la grossesse est une conséquence bien connue des modifications hormonales et métaboliques de cette période. La densité minérale diminue au niveau du bassin et de la colonne vertébrale, mais augmente au niveau des membres supérieurs et inférieurs (Naylor et coll., 2000). Cette ostéoporose transitoire génère des douleurs (Timsit, 2004). Les mécanismes physiologiques pouvant expliquer ce phénomène sont encore mal connus. La grossesse semble augmenter l'absorption intestinale de calcium et modifier le métabolisme de différentes hormones impliquées dans le maintien de l'équilibre phospho-calciqque de l'organisme (PTH -parathormone -, calcitonine et dérivés de la vitamine D).

b) Effets sur le tissu musculaire

(1) Description

Les mouvements de l'appareil locomoteur sont assurés par les muscles striés squelettiques qui sont constitués d'un ensemble de faisceaux formés par des fibres musculaires (Figure 6). Les fibres musculaires sont des cellules allongées, de forme généralement cylindrique, dont le diamètre varie de 10 à 100 μm et la longueur de quelques millimètres à quelques dizaines de centimètres selon le muscle. La structure de l'appareil contractile est formée de myofibrilles qui sont des éléments cylindriques disposés parallèlement à l'axe de la fibre musculaire. Chaque myofibrille présente une alternance régulière de bandes sombres, bandes A, et de bandes plus claires, bandes I. Les bandes A correspondent à une organisation de filaments épais, les filaments de myosine. Les bandes I correspondent à une organisation de filaments plus fins, les filaments d'actine ; au milieu de chaque bande I se trouve une bande plus sombre appelée ligne ou disque Z. Au milieu de chaque bande A se trouve une bande plus claire : la zone H ou disque de Hensen. Au milieu de cette zone H apparaît une strie plus sombre : la bande M. L'espace cylindrique délimité par deux disques Z consécutifs est appelé sarcomère qui est l'unité de contraction élémentaire.

Il existe différents types de fibres, chacune d'entre elles contenant une iso-enzyme spécifique pour la protéine contractile de myosine. Ces fibres sont classées sur la base de leur fonction et de leurs propriétés métaboliques. Le muscle squelettique adulte comprend plusieurs types de fibres (I, IIa et IIx). Les fibres I sont lentes (réticulum sarcoplasmique peu développé engendrant une capacité plus faible à transmettre rapidement l'influx nerveux), faibles au niveau de la force (faible nombre de myofibrilles), mais peu fatigables car elles

privilégient le métabolisme aérobie de synthèse de l'adénosine triphosphate ou ATP (présence de nombreux capillaires, de mitochondries et de myoglobine). Les fibres de type II sont rapides et fortes (gros diamètre et réticulum sarcoplasmique très développé, grand nombre de myofibrilles) mais très fatigables (car essentiellement glycolytiques). Dans les fibres de type II, les fibres IIa sont des fibres intermédiaires entre les types I et II, donc moyennement rapides, moyennement fortes et moyennement fatigables. Les fibres IIx sont les plus rapides, les plus fortes mais les plus fatigables.

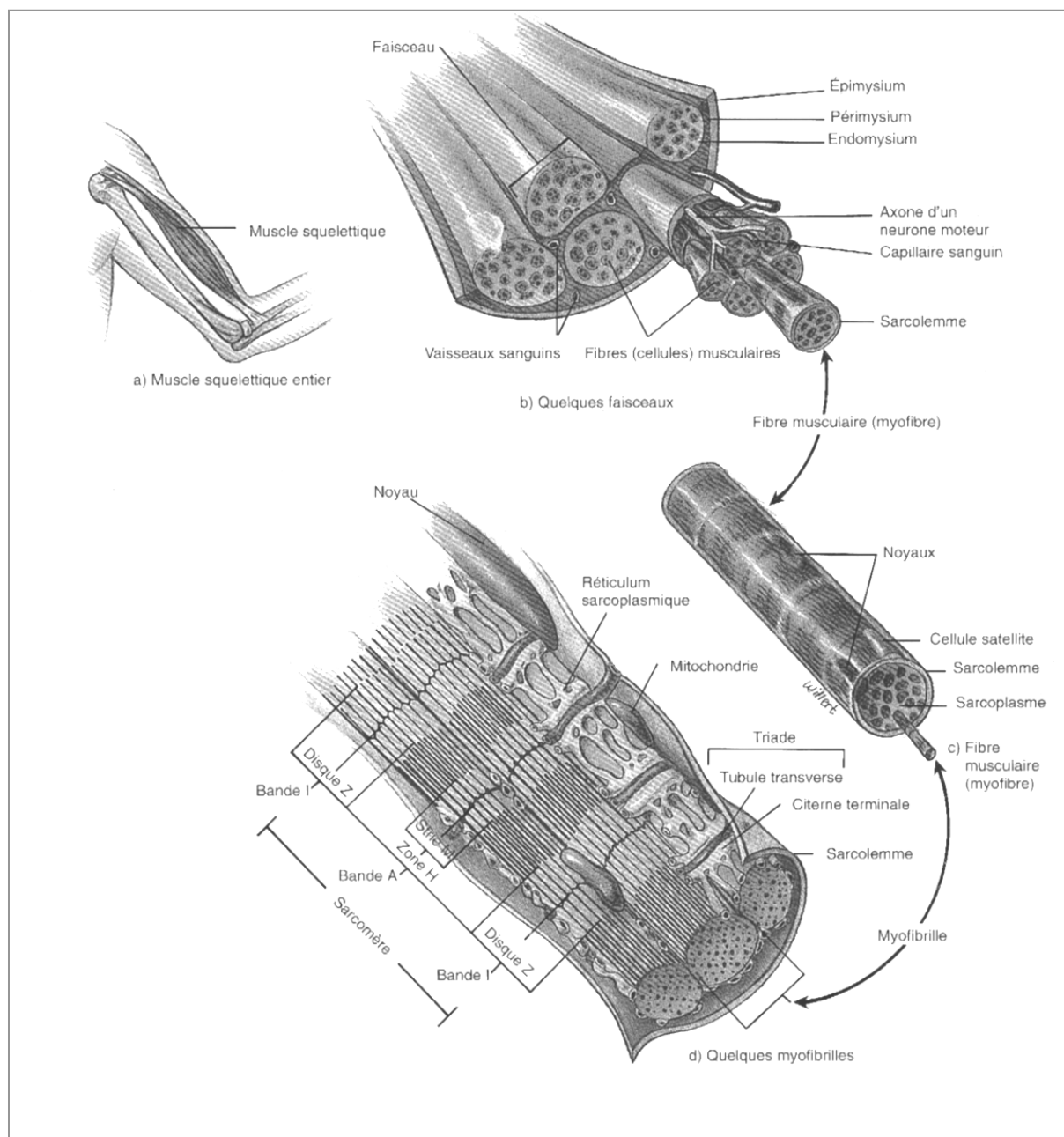


Figure 6 : Organisation d'un muscle strié squelettique (Tortora et Grabowski, 1994).

(2) Effet de la grossesse

Aucune étude n'a encore évalué l'influence de la grossesse sur une modification possible de la proportion de ces différents types de fibres dans le muscle.

De nombreuses études mettent cependant en évidence des différences de proportions de types de fibres musculaires entre les femmes et les hommes. Ainsi, chez des sujets jeunes (Simoneau et Bouchard, 1989, Chow et coll., 2000) comme âgés (Essen-Gustavsson et Borges, 1986), la proportion de fibres lentes (I) est plus importante chez les femmes que chez les hommes pour lesquels les fibres rapides (II) sont prépondérantes.

c) Action sur le tissu conjonctif

(1) Description

Le tissu conjonctif est constitué de différentes fibres (de collagènes, réticulines, élastines) et de cellules assurant son renouvellement (fibroblastes et péricytes). Dans le cas du cartilage articulaire adulte, ce renouvellement est quasi nul. Les cellules du tissu conjonctif baignent dans une substance, appelée substance fondamentale, constituée de liquide interstitiel et de protéoglycanes. Ces derniers sont eux-mêmes constitués d'une protéine centrale et de glycosaminoglycanes (GAG), mucopolysaccharides dont les charges négatives attirent les molécules d'eau afin de donner sa consistance à la substance fondamentale et son élasticité au tissu.

Le collagène représente le principal constituant de la masse sèche du tissu conjonctif. Le collagène est une protéine fibreuse dont les chaînes polypeptidiques sont disposées en longs brins. Il est composé de trois chaînes polypeptidiques, deux chaînes $\alpha 1$, et une chaîne $\alpha 2$, formées chacune d'environ 1000 acides aminés. Ces trois chaînes sont enroulées en forme d'hélice, formant ainsi les fibrilles de collagène ou tropocollagène (Figure 7).

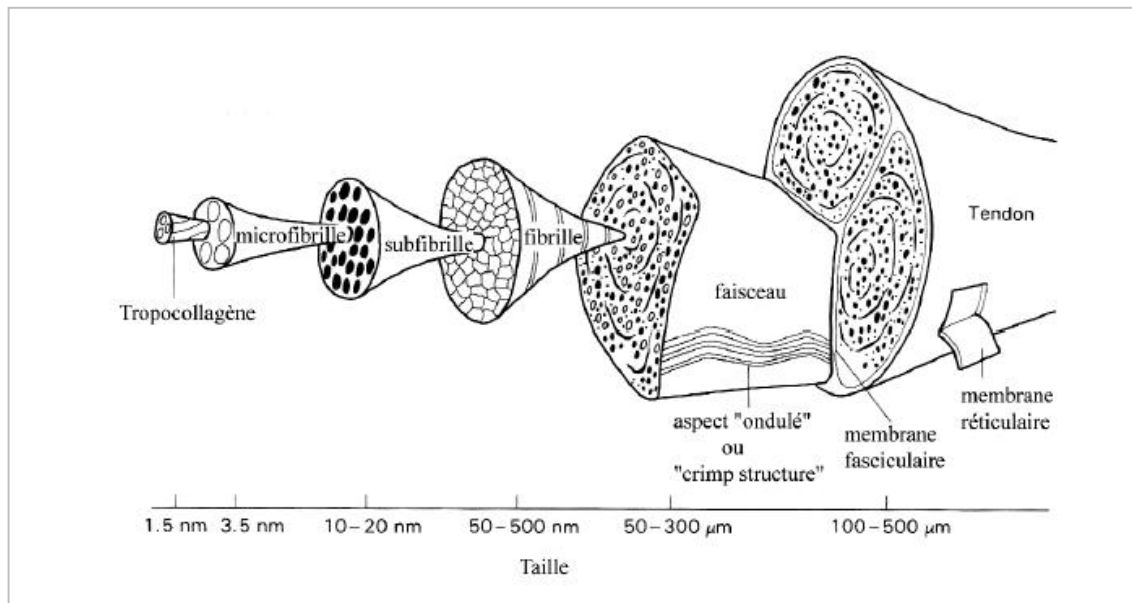


Figure 7 : Organisation des fibres de collagène. Exemple du tendon (d'après Kastelic et coll., 1978).

Il existe plus d'une douzaine de types de collagène en fonction des chaînes polypeptidiques qui les composent. Le plus répandu est le type I suivi des types II et III. Le collagène de type I existe sous forme de fibrilles striées et de faisceaux de fibres présentant une grande variété de taille. Le collagène de type II forme des fibres très fines au sein d'une substance fondamentale abondante et le collagène de type III de minces fibres appelées fibres de réticuline.

(2) Effet sur le cartilage

(i) Description

Le cartilage correspond à une forme de tissu conjonctif élastique, non vascularisé, situé sur les surfaces articulaires des os. Le cartilage hyalin est le plus répandu dans le corps humain. Il est constitué en majeure partie de collagène de type II.

(ii) Effet de la grossesse

De nombreux auteurs ont observé une augmentation de la largeur de la symphyse pubienne au cours de la grossesse (Abramson et coll., 1934). C'est une articulation immobile (amphiarthrose) unissant les deux pubis, constituée de cartilage hyalin (pauvre en fibres de collagène). Lors de la grossesse, le cartilage hyalin est initialement transformé en fibrocartilage (riche en faisceaux de collagène) puis en ligament (tissu conjonctif dense et orienté, riche en collagène) reliant les deux pubis permettant l'élargissement de la symphyse pubienne. Cet élargissement est complet 2 à 3 mois avant l'accouchement et régresse dans les

3 à 5 mois postpartum (Kristiansson et coll., 1996). Samuel et coll. (1996) ont montré chez des souris ayant subi une ovariectomie et un traitement hormonal "relaxine - œstrogène", une augmentation de la longueur et de la masse du fibrocartilage du pubis ainsi qu'une diminution du pourcentage de collagène dans ce tissu (68% de la masse totale), sans altération de sa constitution (type I -85%-, type II -15% de la masse sèche). Lorsque la relaxine a été administrée seule, elle a entraîné une chute, légèrement plus faible, du taux de collagène. Cet effet est inhibé lors de l'administration de progestérone. **L'action de la relaxine semble donc amplifiée par la présence d'œstrogènes et inhibée par celle de progestérone.**

(3) *Effets sur les ligaments, tendons et le tissu conjonctif intra-musculaire*

(i) Description

Les ligaments permettent d'assembler deux pièces articulaires adjacentes en y étant directement fixés (Figure 8). Les tendons constituent les éléments de liaison entre les muscles et les os permettant la transmission de la force produite par le muscle à l'os. Les muscles plats et larges n'ont pas de tendons cylindriques, mais sont reliés à leurs insertions par des lames minces de tissu conjonctif régulier dense, appelées aponévroses.

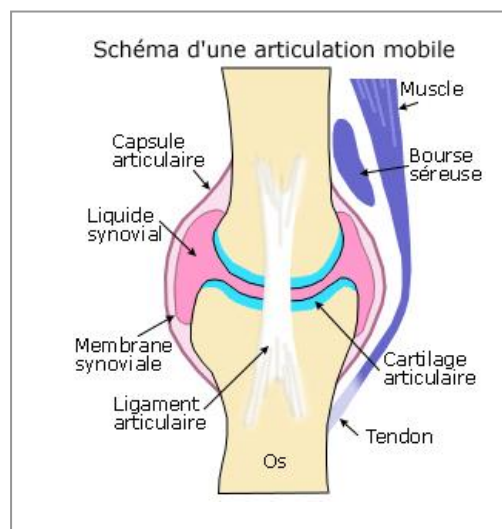


Figure 8 : Description des éléments périarticulaires d'une articulation synoviale. On peut y observer le cartilage articulaire qui recouvre les surfaces des os, le liquide synovial lubrifiant l'articulation, la capsule articulaire entourant la cavité articulaire, tapissée à l'intérieur par la membrane synoviale et composée à l'extérieur par une capsule fibreuse, les ligaments permettant d'assembler deux pièces articulaires. Les tendons constituent les éléments de liaison entre les muscles et les os.

Les tendons et ligaments sont formés de tissu conjonctif dense orienté. Ils sont principalement constitués (Tableau 1) d'eau (55-70%), de collagène de type I, d'élastine et de protéoglycanes dans des proportions différentes (Kjaer, 2004).

	Tendons	Ligaments
<u>Collagène</u>	65 à 85%	
<u>Pourcentages</u>	Type I (60%), type II (0-10%), type III (2%), types IV (4%), + traces	80%
<u>Type</u>	types V et VI.	Type I (85%) et type III (15%)
<u>Elastine</u>	2%	5%
<u>Substances inorganiques</u>	< 0,2%	
<u>Protéoglycanes</u>	majoritairement	Pas de données
<u>Protéines</u>	4,5%	Pas de données
<u>Orientation des fibres de collagène</u>	En parallèle	En parallèle, en oblique ou en spirale.

Tableau 1 : Constitution (% masse sèche) des tendons (Kjaer, 2004) et ligaments (Frank et coll., 1999).

La résistance à l'étirement des tendons et ligaments est due à leurs propriétés élastiques, conférées par la présence d'élastine et de collagène et à leur niveau d'hydratation.

Les propriétés élastiques du muscle strié squelettique (muscle relâché), quant à elles, sont liées aux propriétés élastiques du tissu conjonctif intra-musculaire (collagène de type I et III, Jarvinen et coll., 2002). Le muscle est entouré (*voir Figure 6*) par une fine couche de tissu conjonctif formant l'épimysium (majoritairement collagène de type I et quelques traces de collagène de type III). Des cloisons ramifiées, minces, de tissu conjonctif s'étendent vers l'intérieur à partir de l'épimysium et enveloppent chaque faisceau de fibres musculaires. Elles constituent le périmysium (collagène de type I et III, en proportions égales). Un délicat réseau de fibres de réticulines, appelé endomysium (majoritairement collagène de type I), disposé autour de chaque fibre musculaire, les unit tout en leur permettant une certaine mobilité et confère son extensibilité au tissu. La proportion de tissu conjonctif dans le muscle diffère selon le muscle considéré. Elle représente entre 1 et 10% du muscle. Un des éléments participant également au caractère élastique du muscle, notamment lors d'un étirement passif c'est-à-dire muscle relâché (Proske et Morgan, 1999), est constitué par les éléments "élastiques" du sarcomère, parmi lesquelles la titine, la desmine et la nébuline (Figure 9). La titine favorise l'ancrage de l'actine sur la strie Z et participe, de ce fait, au maintien de l'intégrité et de l'organisation sarcomérique. Lors d'étirement passif, la titine a pour effet de ramener le sarcomère à sa position initiale.

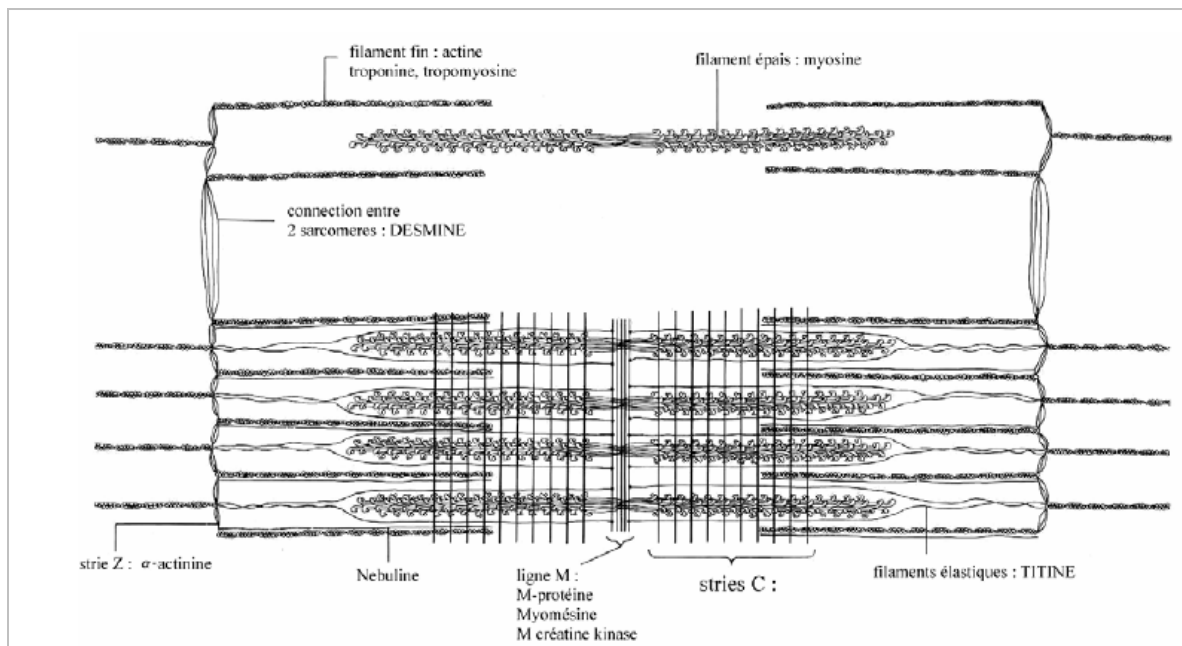


Figure 9 : Représentation des éléments "élastiques" qui constituent le sarcomère. La desmine relie les sarcomères entre eux, la nébuline le long de l'actine, et la titine de la strie Z à la myosine (Billeter et coll., 1994).

Lors de l'application d'un étirement passif, les éléments mobilisés sont dans l'ordre : la jonction os-tendon, le tendon, la jonction tendon-muscle, la transmission par les éléments élastiques et les structures musculaires.

(ii) Effet de la grossesse

L'effet de la grossesse sur le tissu conjonctif a notamment été caractérisé par le biais d'études portant sur la laxité qui est définie comme un défaut de tension et de résistance intra-articulaire. Les femmes présentent une laxité articulaire plus élevée que les hommes (Child, 1986). La grossesse semble amplifier cet état. Cependant, les résultats diffèrent en fonction de l'articulation et de la parité (nombre de grossesses précédentes) considérées.

Plusieurs auteurs ont observé au cours de la grossesse une augmentation de la laxité de différentes articulations (Calguneri et coll., 1982, Östgaard et coll., 1993, Schauburger et coll., 1996, Marnach et coll., 2003).

Ces modifications de laxité pourraient être liées à l'impact de l'activité hormonale sur le tissu conjonctif. Des modifications des caractéristiques du collagène sont observées chez la femme pendant des périodes de modifications hormonales indépendamment de la grossesse. La prise de contraceptifs oraux œstroprogestatifs semble diminuer le renouvellement des fibres de collagène de type I et III (Wreje et coll., 1995), notamment au niveau des tissus de liaison sans que l'effet sur la masse de ce tissu ait été étudiée. La ménopause, quant à elle,

entraîne une chute du taux d'œstrogènes qui serait responsable d'une diminution de l'épaisseur des tissus mous (Dequeker et Ferin, 1980) et qui est réversible avec un traitement à base d'œstrogènes.

Chez de nombreuses espèces mammifères (porc, rat, cobaye), la relaxine provoque l'élongation des différents ligaments de la ceinture pelvienne et le relâchement du col de l'utérus facilitant ainsi la parturition (Sherwood, 2004). Cette hormone semble interagir avec les œstrogènes sur le tissu conjonctif et plus particulièrement sur les GAG, en augmentant leur renouvellement (Vasilenko et Mead, 1987, Viell et coll., 1987). La quantité relative de GAG et notamment celle de l'acide hyaluronique (GAG particulier) contribue à fixer un volume d'eau important dans les tissus cibles (Nakamura et coll., 1993), ce qui diminue leur viscosité et, de ce fait, leur force intrinsèque.

Cependant, dans le cas de la relaxine, les études menées chez l'animal ne peuvent être extrapolées chez l'Homme, car les espèces animales présentent une évolution différente des taux de relaxine circulante au cours de la gestation (Figure 10). En effet, chez ces animaux, le pic de relaxine est observé en fin de gestation (Sherwood, 2004) et présente une amplitude 50 à 160 fois plus grande que celle observée chez la femme (rate : 160 ng/ml ; truie : 45 ng/ml ; femme : 0,8 ng/ml).

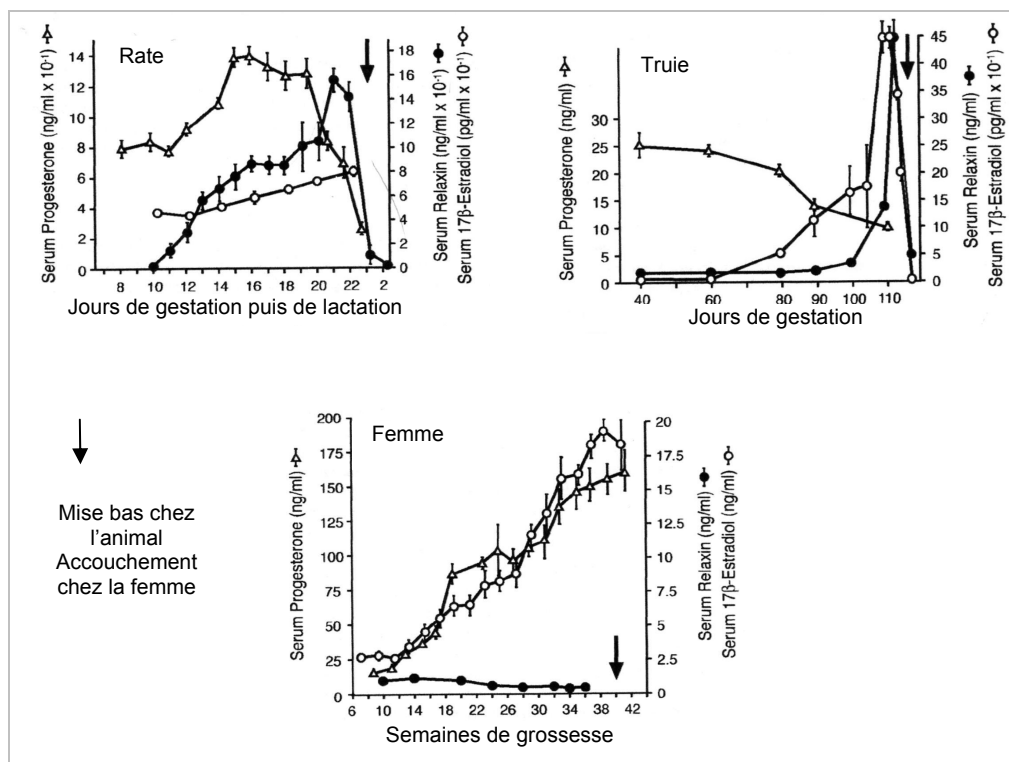


Figure 10 : Evolution des concentrations plasmatiques d'œstradiol, de progestérone et de relaxine au cours de la gestation chez la rate (A) et la truie (B) et au cours de la grossesse chez la femme (C).

Chez la femme enceinte, Schauburger et coll. (1996) n'ont pas observé de relation entre le taux de relaxine (H2) et la laxité. Dans l'étude de Charlton et coll. (2001), la laxité du genou semble corrélée aux taux d'œstradiol. Marnach et coll. (2003) n'ont pas observé de corrélation avec les taux de progestérone ou d'œstradiol mais avec ceux du cortisol. D'autres auteurs (Liu et coll., 1996) suggèrent l'influence d'autres hormones, comme la progestérone.

Les modifications de laxité semblent donc liées à une modification du tissu conjonctif sous l'action d'une ou plusieurs hormones. De plus, les propriétés des tissus conjonctifs semblent dépendre de leur structure, de l'organisation et des caractéristiques mécaniques du collagène qu'ils contiennent (Nordin et Frankel, 1980). Il semble notamment que le nombre et l'état des ponts biochimiques unissant les unités de tropocollagène puissent avoir un effet très important sur la résistance des structures constituées de collagène (Bailey et coll., 1975) et puissent varier selon les espèces, le tissu et l'âge du collagène. Par exemple, le vieillissement provoque des liaisons covalentes à l'intérieur et entre les unités de tropocollagène, rendant les fibres de collagène plus rigides et cassantes (Viidik, 1972, Mitchell et Rigby, 1975). Davidson (1989) a montré qu'une diminution de ces ponts biochimiques augmentait la résistance des tendons à l'application d'une contrainte et diminuait leur relaxation.

Par ailleurs, Parry (1988) a établi l'existence d'une corrélation entre la taille des fibrilles de collagène et les propriétés mécaniques des tissus conjonctifs.

2. Cas des maux de dos chez la femme enceinte

Les termes de "maux de dos" ou "rachialgie" s'appliquent à toutes manifestations douloureuses siégeant au niveau du rachis, sans préjuger de la cause de ce symptôme.

a) Anatomie

Le rachis, ou colonne vertébrale, est une structure complexe assurant plusieurs fonctions (protection de la moelle épinière, mobilité du tronc, maintien de la posture).

La colonne vertébrale se compose de 24 vertèbres mobiles réparties en trois segments (Figure 11) : 7 cervicales (C), 12 thoraciques (T) et 5 lombaires (L). Les vertèbres sont identifiées à partir de leur localisation (C, T, L) et de leur position.

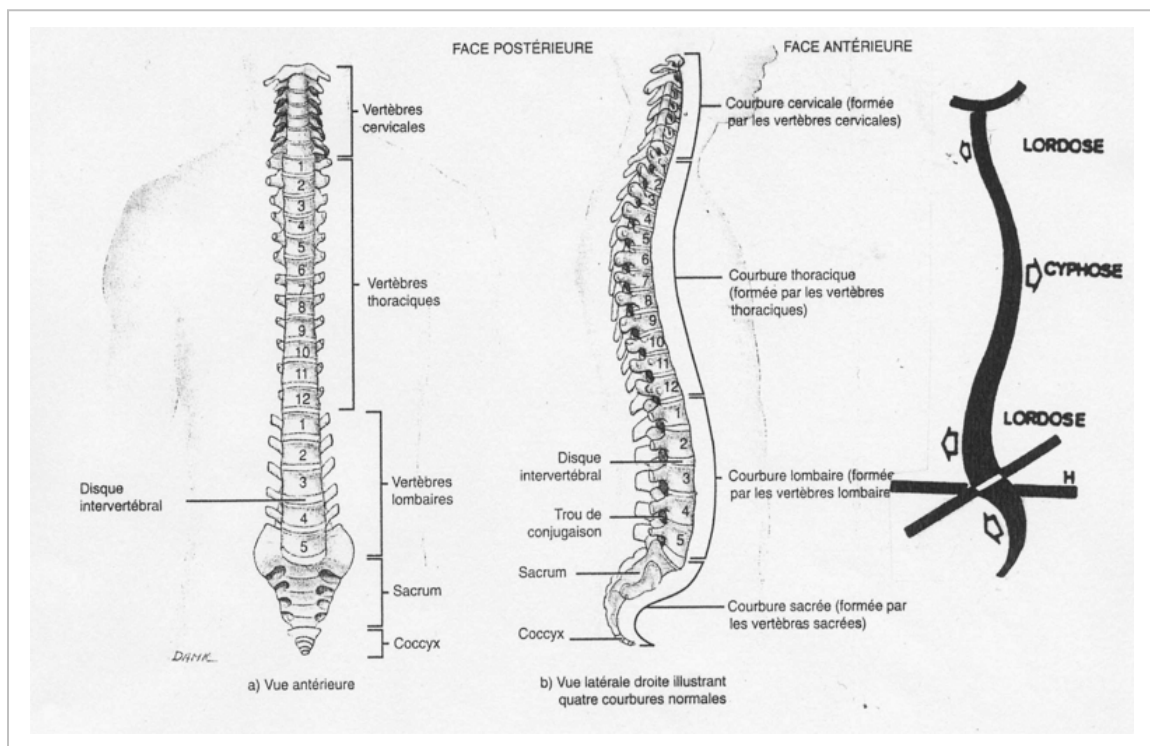


Figure 11 :Description de la colonne vertébrale (d'après Marieb, 1993).

Cette partie mobile repose sur un socle fixe, le sacrum, sous lequel vient se fixer le coccyx. Le sacrum est encastré entre les deux ailes iliaques du bassin auquel il est relié par d'épais ligaments.

Dans le plan sagittal, la colonne vertébrale présente quatre courbures (Figure 11) en forme de S : les courbures cervicale et lombaire, concaves vers l'arrière (lordose), et les courbures thoracique et sacro-coccygienne, convexes vers l'arrière (cyphose).

La courbure lombaire s'explique par le fait que le rachis lombaire s'incurve pour restaurer une position verticale et compenser l'inclinaison du sacrum. La lordose est stabilisée par les ligaments lombaires.

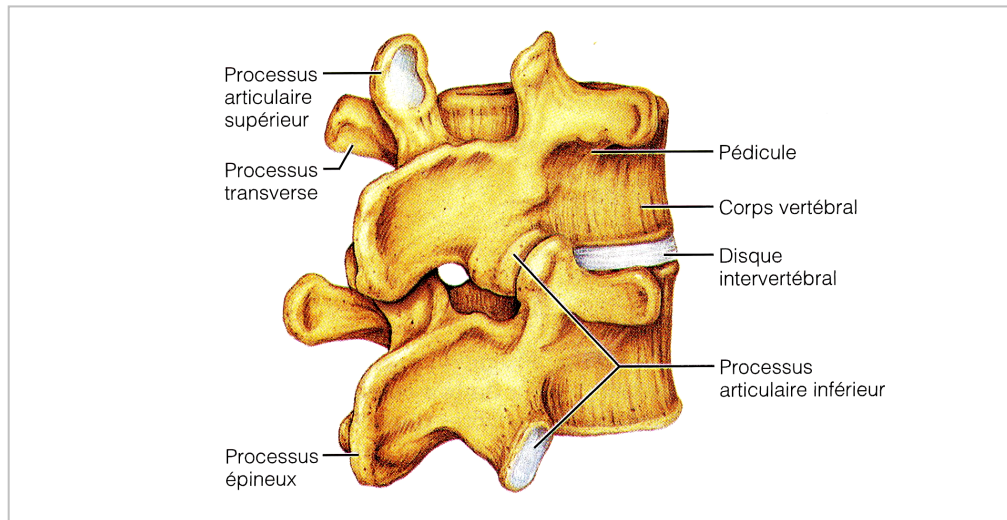


Figure 12 : Description d'un disque intervertébral localisé entre deux vertèbres (d'après Marieb, 1993).

Entre deux vertèbres, se trouve un disque intervertébral constitué d'un noyau gélatineux (*nucleus pulposus*) entouré d'un anneau fibreux (Figure 12). Le noyau est formé de 90% d'eau.

La viscosité du disque lui permet d'absorber les chocs. Il permet également les mouvements du rachis dans les trois plans de l'espace (Figure 13).

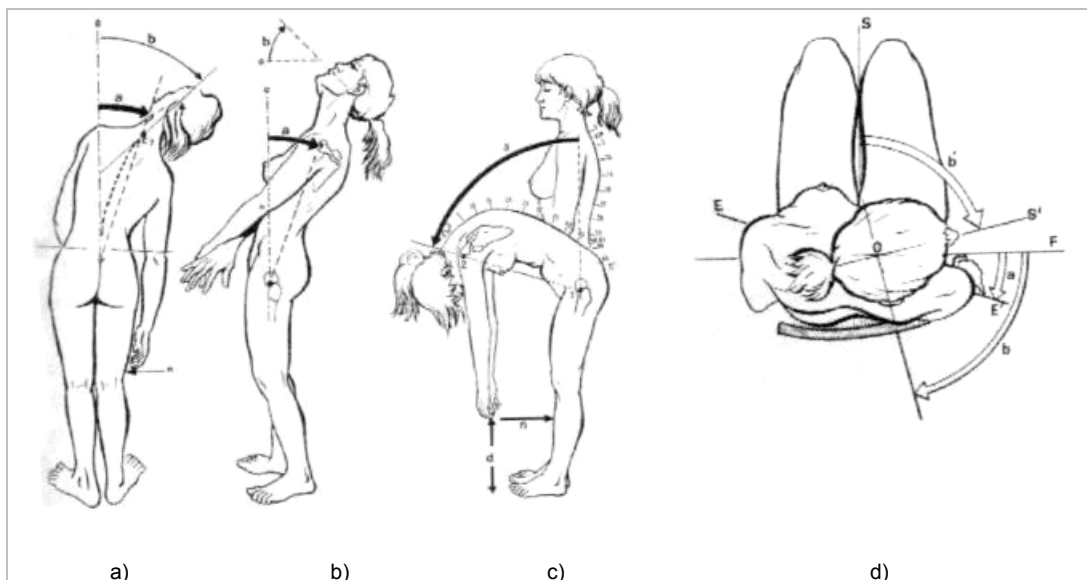


Figure 13 : Degrés de liberté de la colonne vertébrale : a) inclinaison latérale, b) extension, c) flexion, d) rotation (d'après Kapandji, 2000).

Lorsque le tronc est droit, le noyau permet de répartir la pression subie sur l'ensemble du disque de manière uniforme.

La stabilité de la colonne est assurée par les ligaments et muscles dorsaux.

Les principaux ligaments dits de soutien (Figure 14) sont les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur qui suivent la colonne vertébrale du cou au sacrum sur deux bandes continues, l'une antérieure et l'autre postérieure. Le ligament longitudinal antérieur, large, est fixé à la fois aux vertèbres et aux disques intervertébraux. Outre son rôle de maintien, il empêche l'hyperextension de la colonne. Le ligament longitudinal postérieur, qui s'oppose à l'hyperflexion, est plus étroit et moins résistant. Il est fixé uniquement aux disques. Les courts ligaments jaunes, qui unissent chaque vertèbre à celle adjacente et qui contiennent du tissu conjonctif élastique, sont particulièrement résistants. Les courts ligaments interépineux et intertransversaires relient chaque vertèbre entre elles, respectivement par leurs processus épineux et leurs processus transverses à celles situées immédiatement au-dessus et en-dessous.

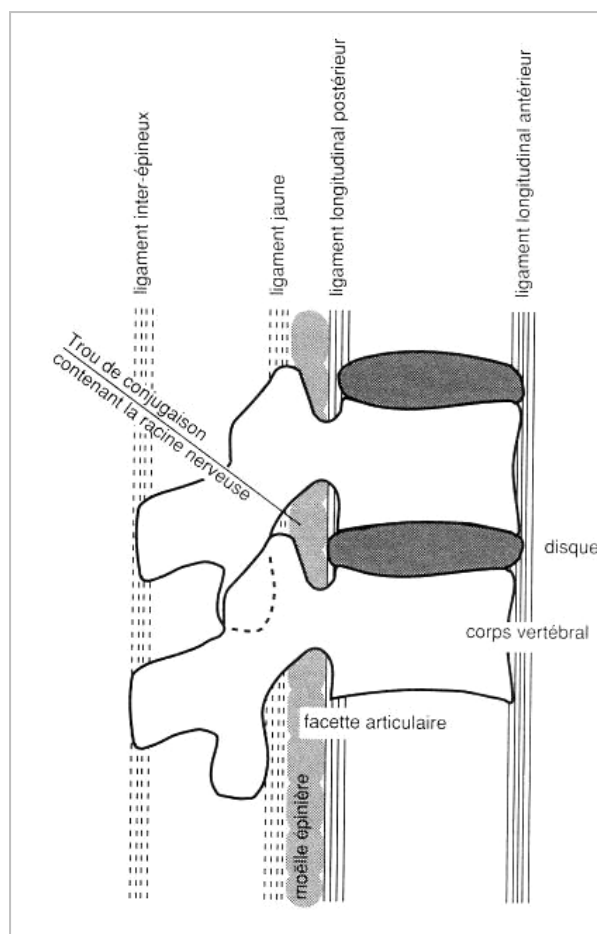


Figure 14 : Ligaments vertébraux (d'après Bernard, 1994).

Plusieurs muscles dorsaux sont impliqués dans le maintien de la posture et les mouvements de la colonne vertébrale. Ils peuvent être distingués en trois plans (Giles et Singer, 1997) : superficiel, intermédiaire et profond.

Chez la femme enceinte, du fait de l'augmentation de la masse vers l'avant et des difficultés de maintien de l'équilibre liées au déplacement du centre de gravité, les muscles extenseurs du tronc sont les plus sollicités et plus particulièrement ceux de la couche intermédiaire (*Iliocostalis*, *Longissimus*, *Spinalis*). Ces muscles sont les plus volumineux des muscles dorsaux (Figure 15).

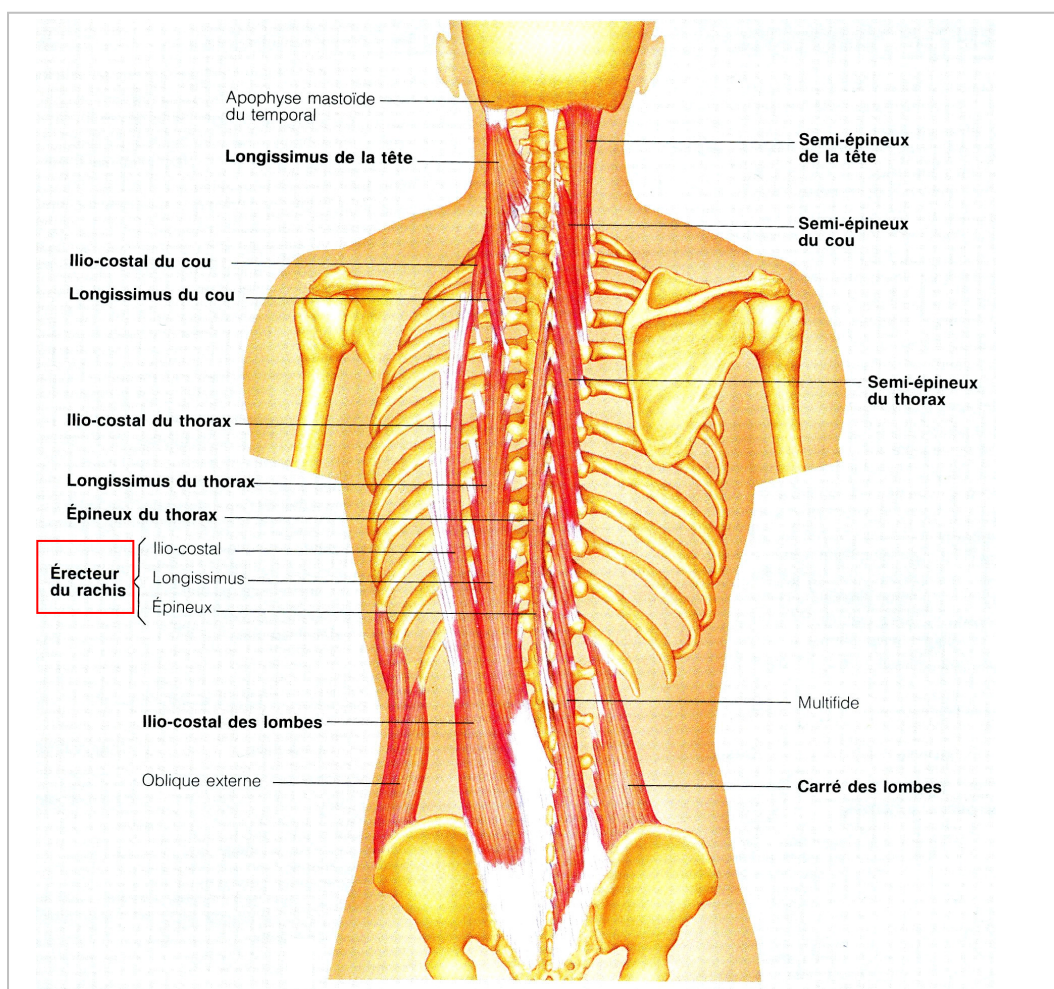


Figure 15 : Muscles extenseurs du tronc en plans intermédiaire et profond. Vue postérieure (d'après Marieb, 1993). Equivalence français-latin : Muscles Ilio-costal : Iliocostalis ; Epineux : Spinalis ; Carré des lombes : Quadratum Lumborum ; Multifide : Multifidi ; Semi-épineux : Semispinalis ; Oblique externe : External oblique.

Les muscles extenseurs du tronc regroupent différents muscles répartis sur les couches intermédiaire et profonde (Tableau 2).

La musculature profonde est impliquée dans le maintien de la position debout, c'est-à-dire lorsque la position du centre de gravité varie peu. Les muscles superficiels (*Trapezius*, *Levator Scapulae*, *Rhomboideus*, *Latissimus Dorsi*) interviennent dans la mobilité et la stabilisation de la scapula.

Muscles	Action
Muscles intermédiaires	
<i>Iliocostalis</i>	Extension de la colonne vertébrale, maintien de la position vertébrale. Si un seul muscle de la paire est actif, flexion de la colonne vertébrale du côté du muscle actif.
<i>Longissimus</i>	Action simultanée des portions thoracique et de la tête : extension de la colonne vertébrale. Muscle actif que d'un côté : flexion de la colonne du même côté.
<i>Spinalis</i>	Extension de la colonne.
Muscles profonds	
<i>Semispinalis</i>	Extension de la colonne vertébrale et de la tête et rotation vers le côté opposé.
<i>Quadratus Lumborum</i>	Agissant séparément : provoque une flexion latérale de la colonne vertébrale ; Action collective des deux muscles : extension de la région lombaire et la fixation de la 12 ^{ème} côte. Responsable du maintien de la position debout.
<i>Multifidi</i>	Extension et rotation de la colonne vertébrale. Stabilisation de la colonne dans la rotation.

Tableau 2 : Descriptions anatomique et fonctionnelle des muscles dorsaux intermédiaires participant à l'extension de la colonne.

Du fait de leurs fonctions de maintien de posture et de stabilité, les muscles dorsaux présentent une proportion élevée (> 60%) de fibres de type I, résistantes à la fatigue et des fibres de types IIa et IIx, plus fatigables (Jorgensen et coll., 1993).

Les femmes présentent proportionnellement plus de fibres de type I que les hommes au détriment des fibres de type IIx (Mannion et coll., 2000). Chez les femmes, les muscles extenseurs du tronc sont composés à 73% de fibres de type I (homme : 65%), à 16% de type IIa (homme : 18%), à 10% de type IIx (homme : 15%), le reste étant constitué de fibres de type IIc (< 1% ; homme : 1%).

b) Epidémiologie clinique

Les maux de dos présentent la plus forte prévalence des pathologies touchant la population générale. Environ 80% de la population a souffert ou souffrira du dos au cours de sa vie (Wheeler, 1995). Parmi les femmes de 25 à 45 ans, environ 25% d'entre elles souffriront de maux de dos légers et entre 5 et 15% de maux sévères (Timsit, 2004).

De nombreuses études épidémiologiques montrent qu'environ 50% des femmes souffrent de maux de dos au cours de la grossesse (Mantle et coll., 1977, Fast et coll., 1987, Moore et coll., 1990, Stureson et coll., 1989), surtout entre les quatrième et septième mois de grossesse (Mantle et coll., 1977, Fast et coll., 1987, Bullock et coll., 1987).

Ces chiffres peuvent paraître importants, mais ils doivent être nuancés en fonction du type de rachialgie considéré. La localisation de la douleur permet de distinguer les cervicalgies (de C1 à C7/T1), des dorsalgies (de C7/T1 à T12/L1) et des lombalgies (de T12/L1 à L5/S1).

Chez la femme enceinte, plusieurs types de rachialgies sont observés.

Le syndrome douloureux pelvien de la grossesse associe des douleurs abdominales basses avec sensation de pesanteur pelvienne, des douleurs inguinales (localisées dans l'aîne) et des douleurs lombo-sacrée et fessière. Ce syndrome apparaît au cours du troisième trimestre de la grossesse, sa prévalence est de 14% (Larsen et coll., 1999) et entraîne un arrêt de travail pour 37% des femmes enceintes atteintes pendant une période moyenne de 12 semaines (Hansen et coll., 1999).

Les **douleurs sacro-iliaques** siègent en regard de cette articulation et irradient sur la face postérieure des cuisses, sans radiculalgies vraies. Elles sont également associées à des sensations de pesanteur pelvienne siégeant en regard de la symphyse pubienne et de la région sus-pubienne. Les douleurs apparaissent à la marche et lorsque les patientes se retournent dans leur lit. Les douleurs sont généralement continues ce qui les différencie des contractions utérines intermittentes. Leur intensité varie d'une simple gêne à la marche à une impotence fonctionnelle sévère. Elles peuvent interférer avec de nombreuses activités quotidiennes ou professionnelles. La prévalence de ces douleurs diminue après l'accouchement et n'atteint plus que 2% des femmes après 12 mois (Larsen et coll., 1999).

La distinction entre les douleurs sacro-iliaques et lombaires basses n'est pas toujours clairement établie. Les seules douleurs sacro-iliaques sont retrouvées chez la moitié ou le tiers des patientes (Östgaard et coll., 1991 et 1996).

Les **lombalgies** siègent à la partie basse du rachis lombaire. Elles sont généralement médianes, et augmentées par les efforts et les mouvements du rachis. Au cours de la grossesse, l'estimation de leur prévalence varie entre 24 et 56% selon les études (Berg et coll., 1988, Swensson et coll., 1990, Östgaard et coll., 1991, Kristiansson et coll., 1996). L'écart entre ces valeurs pourrait s'expliquer par le fait que ces études intègrent parfois d'autres types d'atteintes comme les douleurs sacro-iliaques. En Suède, les lombalgies invalidantes pour 30 à 36% des patientes (Östgaard et coll., 1991, Kristiansson et coll., 1996) sont à l'origine

d'arrêts de travail de sept semaines en moyenne (Noren et coll., 1997). Au cours de la grossesse, les lombalgies sont trois fois moins fréquentes que les douleurs des articulations sacro-iliaques (Östgaard et coll., 1996). Elles débutent précocement au cours de la grossesse et leur intensité augmente avec la progression de celle-ci (Kristiansson et coll., 1996). Après accouchement, les lombalgies sont plus intenses et plus fréquentes que les douleurs sacro-iliaques (Östgaard et coll., 1996), mais elles régressent spontanément et assez rapidement. Seules 7% des patientes présentent des lombalgies persistantes 18 mois après l'accouchement (Östgaard et Andersson, 1992).

Les **lombosciatiques** sont plus rares que les lombalgies. Leur fréquence, évaluée de 1 à 4% des cas (Östgaard et coll., 1991), augmente progressivement au cours de la grossesse (Harreby et coll., 1996). La radiculalgie, de topographie L3, L4, L5 ou S1, est généralement monoradiculaire. Elle peut être associée à des signes neurologiques déficitaires, sensitifs ou moteurs et à des modifications des réflexes ostéotendineux.

Des **douleurs, dont l'origine est le nerf fémoro-cutané ou le nerf crural**, pourraient survenir en raison de leur compression par la tête du fœtus (Papiernik-Berkhauer, 1972).

c) Étiologie

La douleur peut être la traduction d'une lésion d'une ou plusieurs structures vertébrales (vertèbres, disques intervertébraux, ligaments, aponévroses, muscles) ou d'une réaction physiologique à une contrainte musculaire. L'étiologie générale implique principalement l'atteinte du disque intervertébral ou la contribution musculaire. La femme enceinte semble présenter une étiologie spécifique à la grossesse.

(1) *Atteinte du disque intervertébral*

Dans une position normale de la colonne vertébrale, le noyau permet de répartir la pression subie par le disque dans toutes les directions de l'espace. Lors de la réalisation d'un mouvement de flexion, la majeure partie des forces s'applique sur la région postérieure du disque. Le noyau et les anneaux fibreux sont alors soumis à des pressions accrues et inégalement réparties. Ses propriétés mécaniques lui permettent de subir sans dommage ces pressions même importantes. Cependant, le disque peut s'endommager entraînant une diminution de ses capacités fonctionnelles. Le vieillissement et/ou la réalisation d'efforts répétés entraîne une atteinte du disque. Celle-ci débute par une déshydratation du noyau qui se fragmente et ne joue plus son rôle d'amortisseur. Les fibres de l'anneau fibreux, comprimées, entre autres, verticalement et étirées sur la zone postérieure subissent une pression importante

susceptible de générer des fissures. Sous l'effet des pressions inégalement réparties, une partie du noyau gélatineux peut pénétrer dans ces fissures.

Le ligament longitudinal postérieur, richement innervé est le point de départ des douleurs d'origine discale. En présence d'un anneau fissuré et, en cas de pression importante à une de ses extrémités, le noyau est chassé de sa position et peut irriter les nerfs sensitifs du ligament longitudinal postérieur provoquant une douleur violente. C'est le cas du lumbago. Lorsqu'un fragment du noyau est bloqué dans une fissure, il provoque une douleur aiguë et une immobilité totale résultant d'un blocage musculaire. C'est le lumbago aigu. En effet, les nerfs sensitifs irrités entraînent, par réflexe, un blocage musculaire en position semi-fléchie.

La répétition des mouvements néfastes entraîne une progression du noyau à travers les fissures vers la périphérie du disque. La déformation causée par le noyau peut alors être suffisamment importante pour irriter la racine d'un nerf rachidien sortant par un trou de conjugaison. Dans la région lombaire, la déformation atteint le nerf sciatique. C'est la sciatique qui provoque une vive douleur habituellement caractérisée par son trajet : elle débute dans la région lombo-sacrée, descend dans la fesse, la face postérieure de la cuisse, la jambe et gagne le pied.

Lorsque le fragment de noyau repousse le ligament longitudinal postérieur et fait saillie dans le canal rachidien, c'est l'hernie discale. Elle siège dans la grande majorité des cas à la partie postéro-latérale du disque, là où le ligament est le moins résistant. Dans ce cas, l'hernie discale est directement en contact de la racine nerveuse, dans son trajet extérieur à la colonne vertébrale.

(2) *Contribution musculaire*

La régulation très fine des mouvements et de la posture est une fonction majeure souvent altérée chez les lombalgiques (Swinkels et Dolan, 1998). Les lombalgies chroniques sont associées à plusieurs anomalies anatomiques ou structurelles, comme l'atrophie de masse musculaire ou une diminution des fibres de type I, lentes au profit des fibres de type IIx, plus rapides (Ng et coll., 1998, Mannion, 1999), une modification de la coordination musculaire (Van Dieën et coll., 2003, Hodges et Moseley, 2003), des capacités proprioceptives détériorées ou des temps de réaction psychomoteurs diminués (Ebenbichler et coll., 2001), sans savoir si ces modifications sont des causes ou conséquences des maux de dos.

L'inflammation des tissus lombaires consécutive à une lésion tissulaire génère une diminution de la réponse à la douleur. Les disques intervertébraux, les capsules articulaires, les ligaments, les muscles, les aponévroses ainsi que les racines nerveuses forment les

principaux tissus lombaires capables de générer des sensations douloureuses et une information proprioceptive. Les fibres à conduction lente de petit diamètre sont généralement responsables de la transmission des sensations douloureuses. Ces fibres constituent souvent des terminaisons nerveuses libres, appelées nocicepteurs (types III et IV). Elles sont particulièrement sensibles aux stimuli mécaniques importants ainsi qu'aux stimuli de nature chimique. Les substances endogènes, telles que la bradikinine, la 5-hydroxytryptamine (5-HT) et les ions potassium, libérées en présence de destruction tissulaire, stimulent ces nocicepteurs. Or, la présence d'une réaction inflammatoire entraîne aussi des modifications des afférences en provenance du site articulaire lésé. De tels changements pourraient avoir d'importantes conséquences mécaniques et neurophysiologiques sur le contrôle musculaire de la région lombaire.

Un défaut de proprioception pourrait également être un facteur de risque de lombalgie (Taimela, 1999). Au cours du maintien postural, le corps est l'objet d'oscillations, qui nécessitent des ajustements musculaires appropriés. Ces oscillations posturales sont plus importantes dans le plan antéro-postérieur que transverse. Les amplitudes peuvent varier en fonction de plusieurs facteurs tels que la durée de la posture, la réduction de la surface de sustentation, le maintien de la posture les yeux fermés ou la grossesse qui fait varier le centre de gravité.

Certains modèles biomécaniques et des études expérimentales ont mis en évidence le fait que des co-contractions musculaires étaient nécessaires pour stabiliser le tronc (Cholewicki et coll., 1997, Granata et Orishimo, 2001). Elles ont une régulation complexe, car les caractéristiques anatomiques et fonctionnelles des muscles impliqués sont variées (Jorgensen et coll., 1993). Ainsi, vont intervenir les muscles para-vertébraux, ceux de la paroi abdominale et un très grand nombre de muscles intervertébraux. Le déséquilibre de ces co-activités peut également être à l'origine de douleurs (Arendt-Nielsen et coll., 1995, Hodges et Richardson, 1996) et semble augmenter la contrainte lombaire (Granata et Marras, 1995, Indahl et coll., 1998).

A ceci s'ajoute une réduction de la raideur des éléments périarticulaires du tronc, comme les ligaments, qui suppose une augmentation de l'activité musculaire pour maintenir la stabilité de l'articulation (Cholewicki et coll., 1997). Gardner-Morse et Stokes (2001) ont montré qu'une réduction de la rigidité de 10% peut mettre en péril la stabilité de la colonne vertébrale. Ces auteurs suggèrent que la réduction de la rigidité segmentaire, couplée à un contrôle neuromusculaire faible, peut aboutir à une instabilité.

Un autre phénomène fréquemment observé chez le lombalgique chronique est l'absence de relaxation des muscles extenseurs du tronc lors de la flexion maximale du tronc (Colloca et Hinrichs, 2005). Ce phénomène, appelé "phénomène de flexion-relaxation" correspond au relâchement paradoxal des muscles extenseurs du tronc lorsque le sujet, debout, se penche en avant au delà de 70° (Floyd et Silver, 1951), les ligaments postérieurs de la colonne prenant ainsi le relais. La disparition de ce phénomène pourrait traduire soit une hausse du potentiel de repos des fibres musculaires, soit une spasticité sous-jacente, c'est-à-dire un accroissement anormal du tonus musculaire dû à une lésion de la voie pyramidale se traduisant par une rigidité musculaire et une exagération des réflexes ostéo-tendineux ou une diminution des capacités des ligaments postérieurs de la colonne.

(3) *Chez la femme enceinte*

L'étiologie du mal de dos est dite multifactorielle et inclut notamment des paramètres hormonaux, morphologiques et vasculaires.

Les **douleurs sacro-iliaques et les pubalgies** sont en rapport avec les modifications de la géométrie pelvienne qui affectent l'articulation sacro-iliaque et la symphyse pubienne. Elles pourraient également s'expliquer par des microtraumatismes des tissus conjonctifs, conséquences des forces développées par les muscles extenseurs du tronc pour s'opposer à la force de flexion antérieure du tronc résultant des modifications posturales liées à la grossesse (McGill, 1987) ou par des micromobilités de ces articulations liées au relâchement des ligaments du bassin.

Les **lombosciatiques** sont dues à un conflit disco-radiculaire. L'examen clinique peut faire apparaître un syndrome rachidien ou radiculaire. Fahrni (1975) a mis en évidence que l'amplification de la lordose prédisposait à l'apparition de hernies discales.

Par ailleurs, pendant le troisième trimestre de la grossesse, l'utérus exerce une pression sur l'aorte et la veine cave particulièrement en décubitus dorsal (Fast et Hertz, 1992), pouvant occasionner une ischémie au niveau des vertèbres L1 et L5 et ainsi contribuer aux maux de dos (Fast et coll., 1987).

Le mécanisme des lombalgies, quant à lui, n'est pas clairement établi. Ces douleurs sont attribuées à l'augmentation des contraintes mécaniques et à des facteurs hormonaux. Il existe toutefois des arguments en faveur et contre la responsabilité de facteurs biomécaniques. Les lombalgies sont certes aggravées par le travail physique (Östgaard et Anderson, 1991, Worku, 2000) ; cependant elles débutent parfois au tout début de la grossesse, alors que le gain de masse est encore insignifiant. Elles ne semblent pas liées aux

masses corporelles de la mère ou de l'enfant (Swensson et coll., 1990). Une enquête sur les mensurations transversales et sagittales de l'abdomen a montré qu'il existait une faible corrélation entre ces dernières et les douleurs lombaires au cours de la grossesse (Östgaard et coll., 1993). Franklin et Conner-Kerr (1998) n'ont pas observé de relation entre les modifications posturales et l'intensité des maux de dos. Les modifications de la position de la colonne vertébrale ont été étudiées au cours de la grossesse, sans que des relations significatives aient été établies entre elles et les douleurs (Bullock et coll., 1987). Les lombalgies seraient favorisées par un trouble statique préexistant, notamment par une hyperlordose, bien que la lordose ne semble pas s'accroître au cours de la grossesse (Östgaard et coll., 1993). La laxité générale des tissus conjonctifs observée au cours de la grossesse les rendrait plus fragiles lors de la surcharge (Smith et coll., 1990). Au cours de la grossesse, Paul et Frings-Dresen (1994) ont observé une augmentation de la résultante du moment de flexion de la hanche liée à la prise de masse, aux modifications posturales et au déplacement du centre de gravité vers l'avant. La résultante est 2,8 fois plus élevée à 40 SA (52 N.m) qu'à 10 SA et est représentative de la contrainte exercée sur la région lombaire en position debout. La masse additionnelle imposée sur le rachis au cours de la grossesse serait approximativement équivalente à celle qui serait imposée à une femme non-enceinte devant maintenir le tronc continuellement fléchi avec un angle de 22° (Östgaard et coll., 1993).

Chez la femme enceinte, l'influence de la relaxine dans l'apparition des maux de dos et notamment des douleurs lombaires ou pelviennes n'est pas clairement établie. Les comparaisons des taux de relaxine entre des femmes enceintes souffrant de maux de dos et celles asymptomatiques diffèrent selon les études. Certains auteurs (MacLennan et coll., 1986) observent une forte augmentation de relaxine chez des femmes enceintes souffrant de douleurs pelviennes sévères, alors que d'autres ne trouvent aucune différence significative (Charlton et coll., 2001, Albert et coll., 1997). Cette corrélation pourrait dépendre de la localisation de la douleur. Kristiansson et coll. (1996) ont mis en évidence une relation positive entre le taux de relaxine dans le sang maternel de femmes enceintes au troisième trimestre et l'intensité des douleurs au niveau de la symphyse et du trochanter (proéminence osseuse située sous le col du fémur) mais aucune corrélation n'a été trouvée au niveau des douleurs thoraciques, lombaires ou encore du sacrum. De plus, les femmes ayant subi une fertilisation in-vitro présentent à la fois une concentration en relaxine dans le sang dix fois plus élevée du fait de pré-traitements hormonaux stimulant la production d'ovocytes (Kristiansson et coll., 1998) et une prévalence deux fois plus forte de douleurs sacrées en fin de grossesse par rapport aux femmes ayant eu une grossesse sans assistance (Kristiansson et

coll., 1998). De même, les femmes sous contraceptifs oraux, présentant un taux de relaxine supérieur à celles ne l'étant pas, souffrent plus fréquemment de lombalgies (Wreje et coll., 1995).

Albert et coll. (1997) posent l'hypothèse que l'action de la relaxine ne serait pas liée à la quantité circulante, mais probablement à l'augmentation du nombre de récepteurs à cette hormone, notamment dans les tissus conjonctifs.

L'augmentation de la laxité ligamentaire accroît l'instabilité des articulations pelviennes. Celle-ci est compensée par une contraction musculaire autour de l'articulation. Elle peut également provoquer des douleurs par distension et exagération des mouvements des articulations du bassin. De plus, l'instabilité peut comprimer les nerfs adjacents. Cependant, Stureson et coll. (1989) n'ont observé aucune différence de mobilité de l'articulation sacro-iliaque entre des femmes présentant des douleurs et des femmes asymptomatiques.

Kristiansson et coll. (1996) posent l'hypothèse que les changements hormonaux influenceraient le système ligamentaire ou l'insertion de ces ligaments au niveau osseux, ce qui rendrait la colonne plus sensible aux contraintes. Cette influence hormonale devrait avoir des conséquences sur l'ensemble du corps. La région pelvienne semble cependant présenter une sensibilité plus élevée à ces modifications hormonales, qui pourrait s'expliquer par une concentration musculaire plus importante ou encore par un arrangement différent des récepteurs hormonaux au niveau dorso-lombaire (Smith et coll., 1990).

Houghton et coll. (1975), Ullrich (1975) et Putschar (1976) ont mis en évidence une variabilité importante dans la présence de coalescences (réunion anormale de 2 structures) des fosses osseuses et de cratères au niveau des insertions des ligaments sur la partie postérieure du pubis et du sacrum chez des femmes après grossesse. Ces particularités n'ont jamais été observées, ni chez la femme n'ayant jamais eu de grossesse, ni chez les hommes.

Une contribution musculaire est souvent évoquée dans l'apparition des douleurs dorsales chez la femme enceinte. Ainsi, Fast et coll. (1987) soulignent que la posture adoptée par la femme enceinte provoque un étirement chronique des muscles abdominaux, tandis que les muscles dorsaux, notamment les muscles extenseurs du tronc, restent constamment contractés. L'augmentation de la masse des seins accentuerait ce phénomène par une sollicitation accrue de la musculature pectorale, des épaules et du haut du dos. Cette sollicitation est exacerbée au niveau dorso-cervical en raison de la cyphose dorsale et de la flexion antérieure cervicale. La distension des muscles abdominaux pourrait également avoir des effets défavorables sur la statique vertébrale en favorisant une hyperlordose lombaire.

Par ailleurs, Sihvonen et coll. (1998) ont observé une corrélation positive entre l'intensité subjective des douleurs dorsales chez des femmes enceintes et l'activation des muscles extenseurs du tronc. Ces auteurs retrouvent également chez certaines femmes enceintes souffrant de maux de dos une absence de "flexion-relaxation", caractéristique des sujets lombalgiques.

Chez la femme enceinte, les modifications du centre de gravité peuvent entraîner des perturbations de l'équilibre. La recherche du maintien de la stabilité du centre de gravité provoque alors une activation considérable des muscles abdominaux et para-vertébraux (Kapandji, 1994).

d) Facteurs de risque

Le risque de survenue de maux de dos chez la femme enceinte diminue avec l'âge de la mère (Kristiansson et coll., 1996) et augmente avec la présence de ces douleurs au cours de grossesses précédentes (Östgaard et Anderson, 1991, Kristiansson et coll., 1996) ainsi qu'avec le nombre de grossesses (Mantle et coll., 1977, Östgaard et coll., 1991). Aucune relation n'a été établie entre l'apparition des maux de dos et la taille, la masse corporelle, le gain de masse de la mère ou la masse de l'enfant (Fast et coll., 1987, Heckman et Sassard, 1994). Les autres facteurs prédictifs sont un travail inconfortable et l'absence d'exercice pendant la grossesse (Larsen et coll., 1999).

3. Cas des TMS de l'avant-bras chez la femme enceinte.

a) Anatomie

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 l'articulation radio-carpienne 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 16).

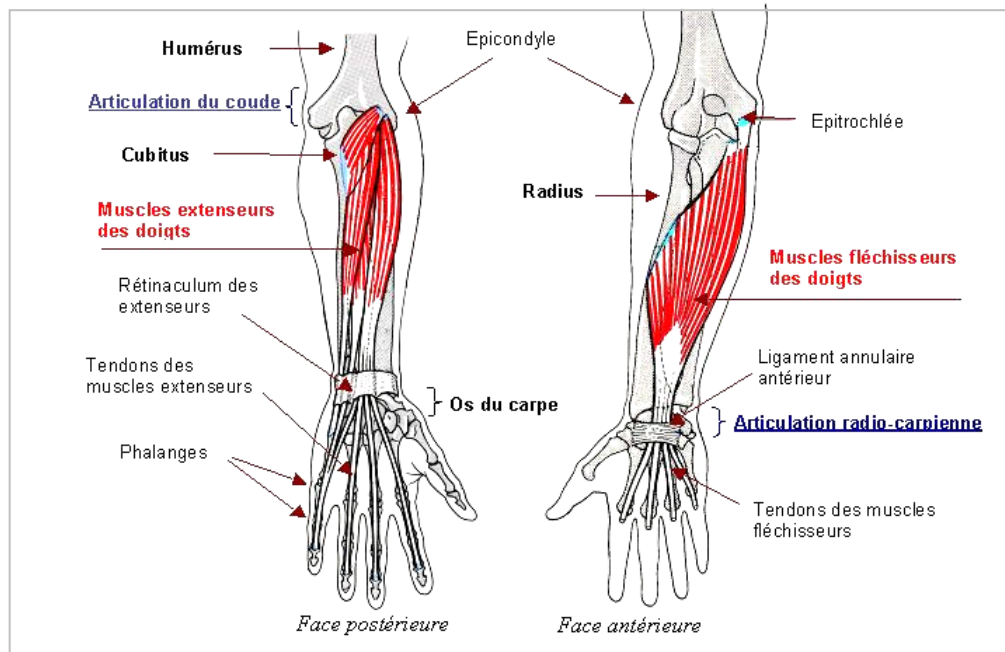


Figure 16 : L'avant-bras et la main (d'après Kamina et Rideau, 1997).

Le système "avant-bras/main" est articulé autour du poignet ; il permet dans le plan sagittal les mouvements de flexion-extension (respectivement rapprochement-éloignement de la paume de la main de la face antérieure de l'avant-bras) et dans le plan frontal d'abduction-adduction (respectivement déviation radiale et cubitale). L'articulation du coude permet également au système "avant-bras/main" de réaliser des mouvements de pronation-supination dans le plan transversal (respectivement rotation de la paume de la main vers le sol et vers le ciel).

Le système musculaire assurant la mobilité et la production de force de la main et des doigts est principalement localisé sur l'avant-bras et se compose de trois groupes musculaires (Tableau 3). Les muscles fléchisseurs, présents sur la face antérieure de l'avant-bras, ont leur origine sur l'épitrôchlée, tubercule osseux situé à l'extrémité inféro-interne de l'humérus. Ils s'insèrent sur les os du carpe, métacarpes et phalanges et permettent la flexion du poignet et des doigts. Les muscles extenseurs, présents sur la face postérieure de l'avant-bras, ont leur origine sur l'épicondyle, 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 du poignet et des doigts. Enfin, les muscles prono-supinateurs, présents sur les deux faces de l'avant-bras, relient le cubitus au radius et permettent les mouvements de supination et de pronation. Le biceps brachial situé sur la face antérieure du bras participe également aux

mouvements de supination. Les mouvements d'abduction-adduction sont assurés par des muscles fléchisseurs et extenseurs en fonction de leur insertion dans le plan transversal.

La sollicitation des différents muscles situés dans l'avant-bras lors de la mobilisation du poignet et des doigts est précisée dans le Tableau 3. Le pouce, de par sa localisation et son anatomie, se différencie des autres doigts, dits doigts longs. Il présente également une musculature à part. Les doigts longs peuvent réaliser des mouvements d'abduction/adduction (respectivement écartement/rapprochement des doigts) grâce à des muscles intrinsèques de la main.

	Muscle(s) principalement activé(s)	Agoniste(s)
Flexion du poignet	<i>Flexor digitorum profundus</i>	<i>Flexor digitorum superficialis</i> <i>Palmaris longus,</i> <i>Flexor carpi radialis</i> <i>Flexor carpi ulnaris</i>
Extension du poignet	<i>Extensor carpi radialis (longus, brevis)</i> <i>Extensor carpi ulnaris</i>	<i>Extensor digitorum</i>
Abduction du poignet	<i>Flexor carpi radialis</i> <i>Extensor carpi radialis (longus, brevis)</i>	
Adduction du poignet	<i>Flexor carpi ulnaris</i> <i>Extensor carpi ulnaris</i>	
Flexion des doigts longs	<i>Flexor digitorum superficialis</i> <i>Flexor digitorum profundus</i>	
Extension des doigts longs	<i>Extensor digitorum</i>	

Tableau 3 : *Muscles participant au mouvement de flexion/extension et abduction/adduction du poignet et flexion/extension des doigts longs (d'après Kendall et coll., 2001).*

La transmission de la force mécanique développée dans les muscles est transmise aux doigts par l'intermédiaire de différents tendons. Les tendons des muscles fléchisseurs (sauf tendons du muscle long fléchisseur du pouce), ainsi que le nerf médian, passent, au niveau du poignet, dans un tunnel anatomique (Figure 17) appelé canal carpien. Il s'agit d'un espace inextensible, délimité sur la face postérieure par les os du carpe et sur la face antérieure par le ligament annulaire.

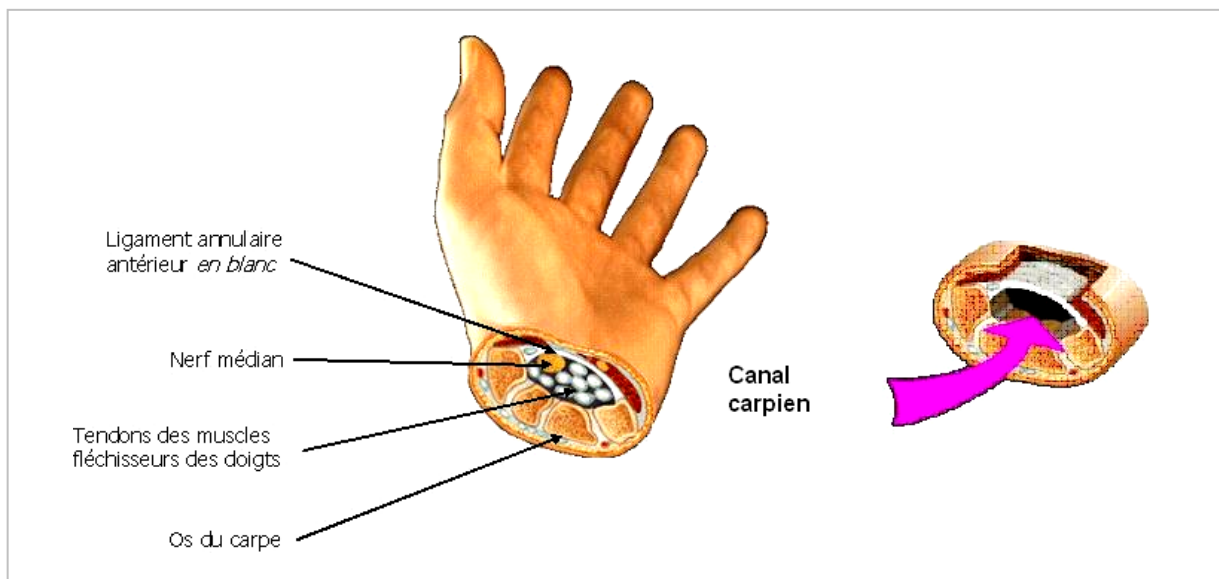


Figure 17 : Description du canal carpien / Coupe transversale du poignet (www.thehand.com, juin 2005).

b) Epidémiologie clinique

De nombreuses enquêtes mettent l'accent sur la prédominance de TMS du membre supérieur et plus particulièrement du syndrome du canal carpien (atteinte du nerf médian lors de son passage dans le canal carpien) dans la population féminine (8 à 9,6% chez les femmes *vs* 0,6% chez les hommes, De Krom et coll., 1992). Certains auteurs rapprochent cette forte prévalence avec le type de postes occupés par les femmes plus propices à l'apparition de TMS : postes immobiles, exigeant de la dextérité manuelle et une vitesse d'exécution élevée (Gaucher, 1983). Mais ces atteintes pourraient également avoir une origine hormonale (Borg-Stein et coll., 2005).

Chez la femme enceinte, la prévalence des symptômes du syndrome du canal carpien varie de 21% à 59% selon les études (Voitk et coll., 1983, Padua et coll., 2001, Bahrami et coll., 2005). Des résultats similaires (de 36 % à 62 %) sont retrouvés lorsque des tests d'investigations cliniques (manœuvre de Phalen et signe de Tinel) sont réalisés (Bahrami et coll., 2005, Padua et coll., 2001).

Le syndrome du canal carpien correspond à une atteinte du nerf médian lors de son passage dans le canal carpien. Il se traduit par des troubles initialement sensitifs et tardivement moteurs qui prédominent sur les 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 se traduire par des difficultés à ramasser de petits objets, car la force musculaire est diminuée dans les mouvements d'opposition du pouce.

Le SCC chez la femme enceinte diffère du SCC idiopathique à partir de plusieurs critères (Seror, 1997, 1998) : durée des symptômes moins longue, syndrome bilatéral, douleurs et paresthésies diurnes plus fréquentes.

Les femmes enceintes présentent des perturbations neurophysiologiques dans 17% à 43% des cas (Padua et coll., 2001, Eogan et coll., 2004, Bahrami et coll., 2005), de type blocs de conduction sensorielle et motrice (Melvin et coll., 1969) ainsi qu'une dénervation sévère (17%, Seror, 1998). Certaines études moins récentes donnent des prévalences plus petites (Stolp-Smith et coll., 1998). Cependant, les explorations électrophysiologiques ont été réalisées avec des techniques de mesure moins sensibles (Padua et coll., 2001). Les symptômes disparaissent dans 85% des cas après traitement par infiltration (Seror, 1997).

La grossesse entraîne également l'apparition de la maladie de De Quervain. Cette pathologie correspond à une ténosynovite des tendons du long abducteur et du court extenseur du pouce, c'est-à-dire à une inflammation de la gaine entourant ces tendons. En effet, dans les zones articulaires, les tendons sont enveloppés par une gaine synoviale qui facilite leur glissement, assure leur nutrition dans les zones avascularisées par diffusion du liquide synovial et les protège contre les frictions. Ces ténosynovites peuvent apparaître chez la femme enceinte (Nyggard et coll., 1989) ou en post-partum (Johnson, 1991, Read et coll., 2000). Schned (1986) a observé que 25% des patientes étaient enceintes. Les tendons atteints présentent un épaissement de la gaine dû à une dégénérescence mucoïde qui est caractérisée par une accumulation de mucopolysaccharides (Clarke et coll., 1998).

c) Etiologie et facteurs de risque

Au cours de la grossesse, différentes hypothèses peuvent être formulées pour expliquer la prévalence des TMS.

Toutes les pathologies qui réduisent la taille du canal (fracture des os du carpe scaphoïde et rhumatisme inflammatoire) ou qui entraînent une augmentation de volume des structures internes constituent des facteurs de risque (Moore, 2002).

La majorité des auteurs expliquent l'apparition d'un SCC au cours de la grossesse par un phénomène de rétention d'eau, avec gonflement des parties molles des structures du canal

carpien et en particulier du ligament annulaire du carpe, ce qui entraîne un phénomène compressif du nerf médian au niveau du canal carpien (Massey, 1978, Voitek et coll., 1983).

Pendant la période de post-partum et de lactation, la survenue d'un SCC est attribuée à un phénomène de rétention d'eau, lié à la prolactine, dont les taux sont élevés durant cette période. Un autre facteur à caractère mécanique peut également être incriminé. Il s'agit du maintien prolongé de positions inhabituelles du poignet en flexion lors de la prise de l'enfant. Seror (1998) assimile l'apparition du SCC à une ténosynovite des fléchisseurs.

D'autres auteurs posent l'hypothèse d'une vulnérabilité particulière du nerf périphérique (Massey, 1978, Voitek et coll., 1983, Atisook et coll., 1995), liée à un oedème de la gaine péri et épi-neurale sous l'effet des facteurs hormonaux et de la rétention d'eau et/ou à la carence en vitamine B6 (pyridoxine) (Atisook et coll., 1995).

L'ovariectomie, la ménopause ainsi que la prise de contraceptifs oraux semblent également augmenter la prévalence du SCC (Pascual et coll., 1991). La ménopause diminue le taux d'œstrogène qui serait responsable d'une réduction de l'épaisseur des tissus mous (Dequeker et Ferin, 1980). Si la femme ménopausée suit un traitement à base d'œstrogènes, elle retrouve une épaisseur de tissus mous comparable à celle observée chez des femmes préménopausées. La prise de contraceptifs oraux modifie la structure des tendons, avec notamment une diminution du taux de collagène de type III (amino-terminal-procollagène) (Wreje et coll., 1995).

Dans le cas des ténosynovites de De Quervain, une implication hormonale liée à la grossesse ou à la lactation est suspectée, entraînant un phénomène de rétention d'eau. L'hyperactivité manuelle lors des soins apportés à l'enfant en période post-partum est également envisagée comme facteur de risque (Schned, 1986).

D. Problématique

Les causes des lombalgies de la femme enceinte ne sont donc pas bien définies, et tous les auteurs s'accordent sur le fait que leur origine est multifactorielle. La contribution musculaire n'a été que peu étudiée. Sihvonen et coll. (1998) ont réalisé une étude sur les maux de dos chez la femme enceinte, en mettant en parallèle des critères subjectifs de quantification de la douleur lombaire et des critères d'activation des muscles lombaires. Ces auteurs ont mis en évidence des corrélations entre ces différents critères, comme l'intensité de la douleur et l'activité des muscles dorsaux au moment de la flexion du tronc au premier trimestre, la faible activité musculaire en début de grossesse et l'augmentation de la douleur au cours de la grossesse. Leur étude confirme l'hypothèse d'une contribution musculaire à l'apparition des maux de dos chez la femme enceinte.

Les muscles extenseurs étant constamment contractés (Fast et coll., 1987), du fait des modifications anatomiques et posturales liées à la grossesse, les modifications observées en termes d'activité musculaire pourraient être liées à leur fatigabilité plus importante.

Une première étude, menée au laboratoire UMR 6600 (Dantas, 2004), a permis de développer une plate-forme permettant de quantifier la fatigabilité des muscles extenseurs du tronc chez la femme enceinte. Elle a également mis en évidence des modifications de l'activité musculaire chez des femmes enceintes par rapport à des femmes non-enceintes, mais aucune modification au niveau de la fatigabilité des muscles extenseurs n'a été observée. Cependant, les femmes enceintes explorées ne présentaient pas de douleurs dorsales.

Un des objectifs de cette étude est donc de quantifier l'influence de la grossesse sur la fatigabilité des muscles extenseurs du tronc chez des femmes enceintes souffrant de douleurs dorsales.

La grossesse semble agir sur les tissus conjonctifs (tendons, ligaments, gaines péri- et épi-neurales) par le biais de l'action des hormones. Ces altérations peuvent modifier les caractéristiques biomécaniques de ces tissus. Or, les TMS 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 périarticulaires souffrent, se dégradent et un risque de TMS apparaît.

Le second objectif de cette étude est, dans un premier temps, de quantifier les caractéristiques biomécaniques des tissus périarticulaires de l'articulation du poignet. Les modifications éventuelles pourraient désavantager la femme enceinte lors de la réalisation

d'une activité manuelle. De plus, la femme enceinte présente des modifications anatomiques qui pourraient modifier la posture adoptée à son poste de travail et interagir avec les facteurs de risque biomécaniques de survenue des TMS du membre supérieur. **Dans un second temps, l'influence de la grossesse sur les facteurs de risque biomécaniques de survenue des TMS sera étudiée lors d'une tâche de travail sur écran.**

Partie II Exploration de la fatigue des muscles extenseurs du tronc

La grossesse entraîne des modifications anatomiques et physiologiques qui se traduisent par une augmentation de la masse et un déplacement du centre de gravité vers l'avant du corps. Afin de compenser ces modifications, nous posons l'hypothèse que les muscles extenseurs du tronc (MET) augmentent leur activité ce qui pourrait engendrer une fatigue plus importante de leur part et expliquer, en partie, l'apparition de douleurs dorsales au cours de la grossesse.

L'étude de la fatigabilité des MET s'effectue classiquement par l'analyse de l'évolution de leur activité lors de tests fondés sur le maintien d'une posture ou d'un effort de poussée en extension.

Les protocoles de fatigabilité des MET actuellement développés (Moreau et coll., 2001) ne peuvent convenir à la femme enceinte, notamment à cause de la position adoptée : allongée en décubitus ventral (Biering-Sorensen, 1984, Tsuboi et coll., 1994), en flexion du tronc (Dolan et Adams., 1993, Taimela et coll. 1998), le bassin maintenu par une sangle (Bonde-Petersen, 1975) ou encore à cause d'un risque de chute (Jorgensen et Nicolaisen, 1986).

C'est pourquoi, une première étude menée au sein du laboratoire UMR 6600 (Dantas, 2004) sur des femmes enceintes sans maux de dos et des femmes "contrôles" a permis de valider une plate-forme d'exploration de la fatigabilité des MET chez la femme enceinte.

Cette plate-forme permet la mesure de la force de poussée du tronc couplée au recueil de l'activité des MET. L'analyse est complétée par la mesure de la lordose et de la laxité du genou qui semblent être associées à l'apparition de maux de dos chez la femme enceinte.

La plupart des tests de fatigabilité des MET nécessitent la réalisation de contractions maximales volontaires (CMV). Cet exercice est difficilement réalisable chez des sujets lombalgiques (Elfving et coll., 2003). C'est pourquoi, un nouveau test de fatigue ne nécessitant pas l'utilisation d'un test de CMV a été développé. L'influence de la fatigue musculaire sur l'efficacité neuro-musculaire (ENM) est également estimée.

L'étude préliminaire réalisée par Dantas (2004) n'a pas mis en évidence de fatigabilité plus importante des MET durant la grossesse. La population considérée ne présentait cependant pas de douleurs dorsales. Cette étude a donc été complétée par l'exploration de femmes enceintes souffrant de maux de dos. A notre connaissance, aucune étude n'a porté sur la fatigabilité des MET chez ces femmes enceintes.

A. Fatigue neuro-musculaire

1. *Définition*

La fatigue neuro-musculaire (FNM) est souvent caractérisée par une chute de la performance (Edwards, 1981). Dans le cas d'une CMV, la fatigue visible dès le début de l'exercice (Figure 18) se traduit par une chute importante de la force développée (ou de la performance). Dans le cas du maintien d'une force sous-maximale, le temps de maintien de la performance est plus important. Cependant, si le sujet réalise une CMV, le niveau de force développée initialement ne sera pas atteint. Certains auteurs ont donc défini la fatigue comme l'incapacité à générer une force ou une puissance maximale volontaire (Bigland-Ritchie et coll., 1986a, Vollestad et coll., 1988).

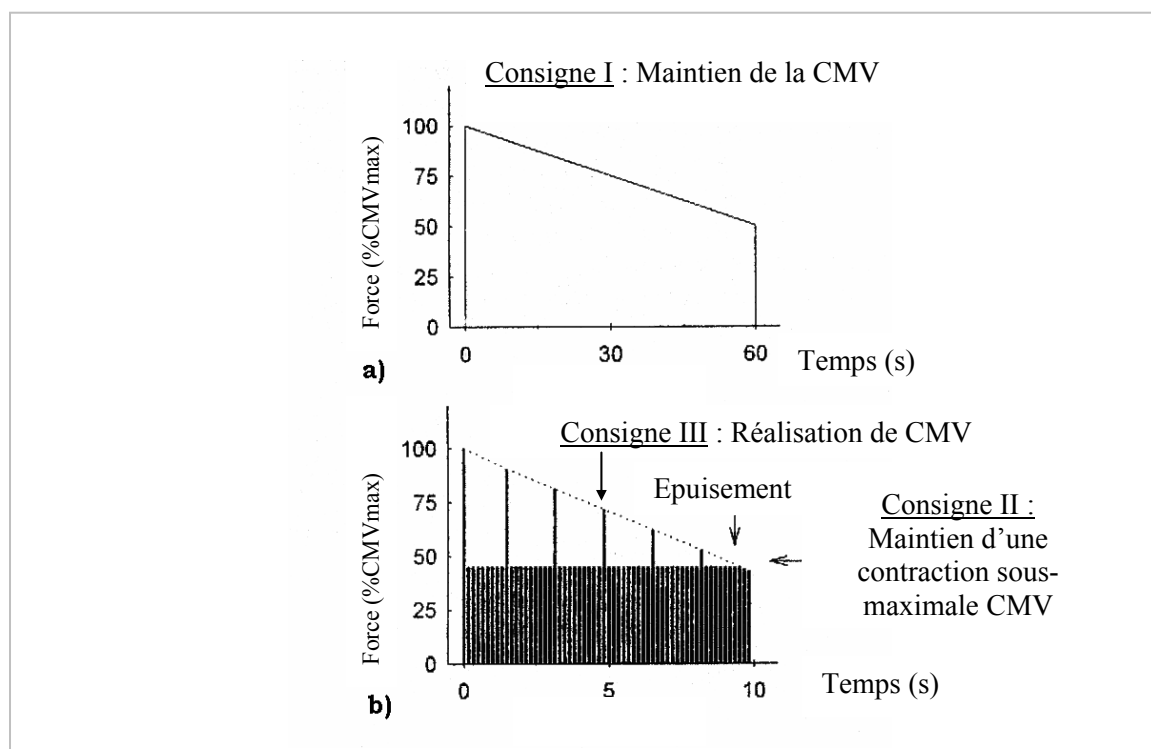


Figure 18 : Représentation de la fatigue lors du maintien de la CMV (a) et d'une contraction sous-maximale à 45% de la CMV (b). Dans le cas b, la fatigue n'apparaît qu'après 10 minutes, lorsque le niveau de CMV descend sous le niveau de consigne, ce qui est défini comme "temps d'épuisement" (modifié d'après Vollestad, 1995).

Vollestad (1997) définit la fatigue comme une réduction, induite par un exercice, de la capacité à produire la CMV. Le terme exercice est utilisé pour toutes sortes d'activités musculaires, y compris la stimulation électrique. Cette définition permet de différencier la

fatigue de la faiblesse qui correspond au maintien d'une CMV petite persistant sur de longues périodes, indépendamment d'un exercice.

La génération d'une force maximale résulte d'une suite d'événements pouvant être chacun la source d'un phénomène de fatigue.

2. Mécanismes de survenue

La FNM peut être d'origine centrale ou périphérique. La fatigue centrale est décrite comme une réduction de la conduction nerveuse ou de la commande motrice provoquant une chute de la force mécanique développée (Enoka et Stuart, 1992). Dans notre cas, nous étudierons principalement la fatigue périphérique, localisée au niveau de l'effecteur, le muscle.

a) La contraction musculaire

Le muscle possède la capacité à transformer l'énergie chimique en énergie mécanique. Pour cela, il associe trois éléments : des éléments contractiles, générateurs de force, de l'énergie fournie sous forme d'ATP ainsi qu'une information nerveuse.

La contraction est expliquée par la théorie de filaments glissants de Hanson et Huxley (1957) comme résultant d'un glissement relatif des filaments d'actine et de myosine.

L'énergie fournie par l'ATP est directement utilisé pour la contraction musculaire. L'ATP doit être régénéré de façon continue afin que la contraction puisse se poursuivre. Tant que la cellule musculaire dispose d'oxygène et de glucose, elle fabrique de l'ATP au moyen des réactions aérobies dans les mitochondries. Quand l'approvisionnement et l'utilisation d'oxygène ne suffisent plus à maintenir l'activité des ces voies (contractions longues et vigoureuses) la plus grande partie de l'acide pyruvique provenant de la glycolyse anaérobie est transformée en acide lactique.

Dans le cas d'un mouvement volontaire, l'information nerveuse est issue d'un motoneurone α , situé dans la corne antérieure de la moelle épinière. L'influx se propage le long de l'axone du motoneurone sous forme de potentiels d'action (PA) jusqu'à la jonction neuro-musculaire ou plaque motrice qui est en fait une jonction synaptique entre un axone et une fibre musculaire. Dans la fente synaptique, le PA libère des neurotransmetteurs qui vont se fixer sur des récepteurs spécifiques au niveau du bouton post-synaptique engendrant ainsi un potentiel post-synaptique. Si la dépolarisation est suffisante, un PA est engendré et se propage le long des fibres musculaires. L'ensemble constitué d'un motoneurone α , de ses

axones et des fibres musculaires innervées par ce motoneurone α , est appelé unité motrice (UM).

La membrane des fibres musculaires, appelée sarcolemme, est polarisée (différence de potentiel de 90 à 100 mV). Le PA issu de la plaque motrice inverse le potentiel de repos.

Le sarcolemme présente un système T contenant des sacs latéraux où se trouve le calcium (Ca^{2+}) nécessaire à la contraction musculaire.

Le terme de "contraction musculaire" se réfère au processus actif de la génération d'une force dans un muscle. Ce phénomène se traduit par le développement d'une tension, qui tend à rapprocher les deux extrémités du muscle. Lors d'une contraction, la longueur des filaments d'actine et de myosine ne change pas, mais ils se chevauchent plus ou moins, diminuant ainsi la longueur du sarcomère.

Les contractions isométriques se produisent quand le muscle ne change pas de longueur externe. Même si elles ne produisent aucun mouvement du corps, elles génèrent une force et entraînent une augmentation de tension intra-musculaire ainsi qu'une consommation d'énergie par les muscles.

Les propriétés contractiles du muscle dépendent du nombre de fibres, de leur typologie et de leur arrangement structural mais aussi des caractéristiques de la jonction musculo-tendineuse (angle de pennation, tendon, aponévrose).

b) Facteurs de survenue

Différents facteurs peuvent expliquer l'apparition de la fatigue neuro-musculaire (FNM).

Lors de contractions d'intensité trop forte ou d'une durée trop longue, l'apport en substrats énergétiques et en oxygène peut ne pas être suffisant. La déplétion des réserves énergétiques survient. Ce phénomène est accentué par le fait que la tension intra-musculaire générée au cours d'une contraction augmente la pression intra-musculaire entraînant une chute du flux sanguin (ischémie) partielle ou complète selon le niveau de force développée. Le glycogène semble réguler le maintien et la sortie des ions Ca^{2+} du réticulum sarcoplasmique. La déplétion du glycogène musculaire modifierait donc le cycle du Ca^{2+} (accumulation intra-musculaire d'ions H^+ , chute de pH) réduisant l'efficacité de la contraction musculaire (Chin et Allen, 1997). La fatigue serait alors corrélée à la déplétion des réserves musculaires en glycogène, particulièrement dans les fibres musculaires de type I, lentes et encore plus dans les fibres IIa, rapides.

Le système tubulaire transverse n'est plus en mesure d'assurer la propagation de l'excitation à l'ensemble des sarcomères d'une même myofibrille, d'une même fibre ou d'une même unité motrice (UM). Une chute progressive de la capacité de travail du muscle s'observe alors. Lors de l'apparition de la FNM, le maintien du niveau de contraction sous-maximale requis nécessite alors une augmentation du recrutement spatial et/ou fréquentiel des UM (Moritani et coll., 1979) mais diminue la vitesse de conduction du signal.

3. Exploration de la fatigabilité musculaire par la technique de l'EMG de surface.

a) La technique de l'EMG de surface

L'électromyographie de surface (EMGS) est une technique d'exploration du niveau d'activité des muscles fondée sur l'étude et le recueil, au niveau de la surface cutanée, de leur activité électrique. L'enregistrement obtenu est appelé électromyogramme. L'EMGS 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 UM lors de la contraction. En effet, l'EMGS varie proportionnellement à la fréquence de décharge des UM et évolue en fonction de la valeur de la surface des potentiels unitaires, variant elle-même de façon inversement proportionnelle à la vitesse de conduction.

Cette technique permet la mise en évidence des phénomènes de fatigue neuro-musculaire (De Luca, 1993) et est fréquemment utilisée dans les études portant sur les maux de dos où une FNM est suspectée (Elfving et coll., 2003, Larivière et coll., 2003, Farina et coll., 2003).

b) Calcul d'indices

L'étude de la FNM par le biais de l'EMGS passe par l'interprétation de différents indices, évalués à partir des analyses temporelle et fréquentielle du signal (De Luca, 1984, Duchêne et Goubel, 1993).

L'analyse fréquentielle de l'EMGS consiste à décomposer celui-ci en un certain nombre de composantes sinusoïdales de fréquences différentes. Le diagramme représentatif de la puissance du signal en fonction de la fréquence constitue le spectre de fréquence du signal. Le spectre de fréquence ou, plus exactement, la *densité spectrale de puissance*, DSP, de l'électromyogramme est calculé à partir d'une transformée de Fourier.

Pour caractériser ce spectre, divers paramètres peuvent être calculés parmi lesquels les plus utilisés sont l'énergie totale du spectre (ENR), l'intégrale ou la "valeur efficace" appelée

"Root-Mean-Square" (RMS) du signal, la fréquence médiane ou Median Frequency (MF) et la fréquence moyenne ou Mean Power Frequency (MPF) (Farina et coll., 2003). Le Tableau 4 décrit ces différents indices.

Intitulé	Description	Formule	Indice	Facteurs de variation
ENR <i>Energie totale du spectre de puissance</i> (μV^2)	Somme des densités élémentaires (DSP _i).	$ENR = \sum_{i=j}^{i=k} DSP_i$ avec <i>i</i>, chaque classe de fréquence, <i>j</i> et <i>k</i> respectivement les bornes inférieures et supérieures de fréquence choisies.	Cet indice est représentatif du niveau d'excitation du muscle.	- fréquence de charge de UM, - nombre d'UM actives, - valeur de la surface des potentiels unitaires, - vitesse de conduction.
RMS <i>"valeur efficace" ou Root-Mean-Square</i> (μV)	Racine carrée du double de la somme des densités élémentaires (DSP _i).	$RMS = \sqrt{2 \sum_{i=j}^{i=k} DSP_i}$	Cet indice porte la même information que la puissance totale du signal, et est donc représentatif du niveau d'excitation du muscle.	- fréquence de charge de UM, - nombre d'UM actives, - valeur de la surface des potentiels unitaires, - vitesse de conduction.
MPF <i>Fréquence moyenne ou Mean Power Frequency</i> (Hz)	Représente le barycentre fréquentiel du spectre, soit un paramètre de position du spectre.	$MPF = \frac{\sum_{i=j}^{i=k} f_i \times DSP_i}{\sum_{i=j}^{i=k} DSP_i}$ <i>f_i</i> est la fréquence centrale de chaque classe.	Contenu fréquentiel du signal enregistré.	- vitesse de conduction des PA dans un muscle. <i>MF</i> semble être un meilleur indice de la vitesse de conduction (De Luca, 1984). En effet, la MPF dépend de la vitesse de conduction mais également, pour des niveaux de forces petites, du recrutement spatial et temporel des UM.
MF <i>Fréquence médiane ou Median Frequency</i> (Hz)	Fréquence séparant le spectre en deux surfaces égales.	$MF = f_p + \left[\left(\sum_{i=j}^{i=k} DSP_i \right) / 2 - \left(\sum_{i=j}^{i=k-1} DSP_i \right) \right] DSP_p$ Avec <i>f_p</i>, fréquence médiane "non interpolée", telle que : $\sum_{i=1}^{i=p} DSP_i < \left(\sum_{i=j}^{i=k} DSP_i \right) / 2$		

Tableau 4 : Indices de l'EMGS les plus utilisés.

L'électromyogramme de surface dépend à chaque instant du nombre d'UM actives, de leurs fréquences de décharge, de leurs degrés de synchronisation et de la forme de leurs PA. Les paramètres MPF et MF expriment surtout la vitesse de conduction (Sadoyama et coll., 1985) et RMS représente l'intensité du signal d'entrée au muscle, c'est-à-dire son "niveau d'excitation".

La MF est moins sensible au bruit que la MPF (Stulen et De Luca, 1991) et, dans la majorité des cas, plus sensible aux mécanismes biochimiques et physiologiques qui interviennent lors de contractions soutenues. La chute de MF est associée à une modification du métabolisme du muscle qui induit une chute de la vitesse de conduction des PA

musculaires (De Luca, 1984, Stulen et De Luca, 1981). De plus, une chute rapide des valeurs de MF est corrélée à la perception subjective de survenue de la fatigue pendant le maintien d'un effort constant (Dedering et coll., 1999).

c) Les effets de la fatigue sur l'EMGS

La fatigue se manifeste par des modifications de l'amplitude et de la fréquence des oscillations composant l'électromyogramme global.

(1) *Amplitude du signal*

Au cours du maintien d'un effort isométrique, l'amplitude du signal augmente au cours du temps (Maton et Gamet, 1989, Fallentin et coll., 1993), de manière linéaire pour des forces supérieures à 30% de la force maximale (Duchêne et Goubel, 1993). Selon Bigland-Ritchie et coll. (1986) et Vollestad (1995), cette augmentation peut être expliquée par le mode de recrutement des UM (augmentation des recrutements spatial et temporel). L'évolution temporelle de ce paramètre dépend de la composition du muscle en fibres de type I et II, ces dernières étant plus fatigables.

(2) *Caractéristiques fréquentielles du signal*

L'amplitude du signal augmente progressivement en fonction du temps. Les oscillations deviennent plus régulières et leur fréquence se stabilise, le tracé prenant parfois un aspect pseudo-sinusoïdal. L'évolution du spectre au cours de la fatigue se caractérise alors par une augmentation continue de la puissance du signal dans les fréquences basses et une chute de la puissance dans la gamme des fréquences élevées (Figure 19). L'importance du déplacement du spectre vers les basses fréquences est fonction de la composition du muscle en fibres de type I et II. Ce déplacement sera plus important pour un muscle riche en fibres II.

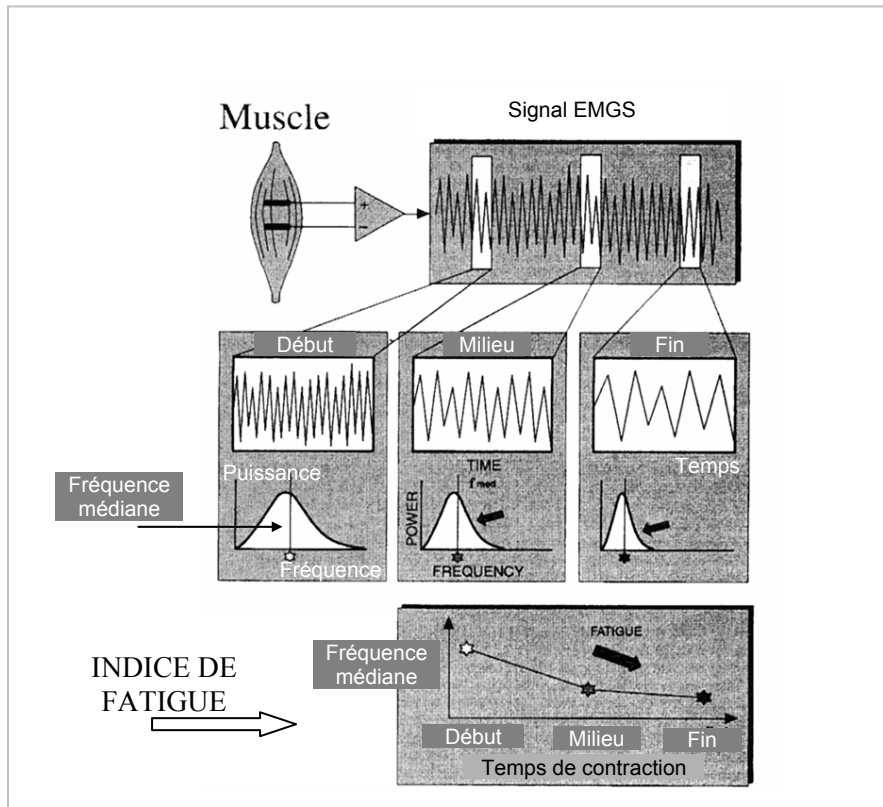


Figure 19 : Modifications spectrales observées dans le signal EMGS pendant une contraction soutenue. La fréquence médiane du spectre constitue l'indice de fatigue (d'après De Luca, 1997).

(3) Indices de l'EMGS au cours de la fatigue neuro-musculaire

L'utilisation de l'EMGS pour l'étude de la FNM consiste, le plus souvent, à analyser l'évolution, au cours du maintien d'un effort musculaire sous-maximal et constant, des différents paramètres temporels et fréquentiels. Dans le cas d'une contraction isométrique, la FNM est identifiée par une augmentation des valeurs RMS et une chute des valeurs MF et de MPF au cours du temps à partir de l'analyse des pentes des corrélations des paramètres EMGS en fonction du temps.

Les valeurs initiales (IRMS, IMPF et IMF) donnent le niveau d'activation musculaire avant la réalisation des différents tests.

B. Description de la plate-forme d'exploration de la fatigue des muscles extenseurs du dos.

Le protocole décrit ci-dessous a été développé et validé par Dantas (2004).

1. Choix des muscles

Notre étude porte sur les muscles extenseurs du tronc (MET). La technique de l'EMGS permet d'évaluer l'activité des muscles superficiels et intermédiaires. C'est la raison pour laquelle, cette étude porte sur les MET du plan intermédiaire, les muscles superficiels assurant la mobilité et la stabilisation du membre supérieur.

L'activité du muscle *Longissimus Thoracis* dans sa partie lombaire (*Longissimus Lumborum*, LL) comme cela est réalisé dans de nombreuses études portant sur les maux de dos (Tsuboi et coll., 1994, Mannion et coll., 1996, Elfving et coll., 2003, Oddsson et coll., 2003) et du muscle *Spinalis Thoracis* (ST) (Brereton et McGill, 1998) est enregistrée.

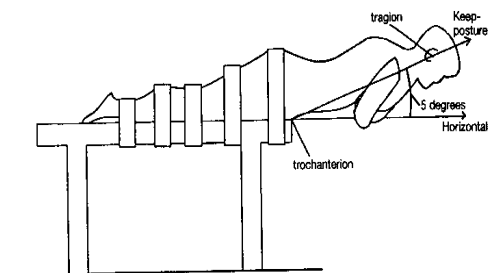
2. Tests de fatigue

a) Positions

(1) Positions existantes

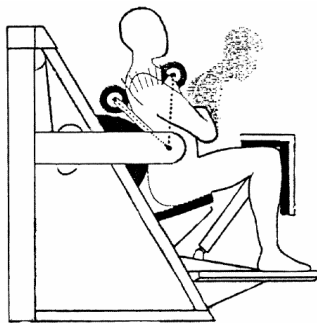
La Figure 20 présente les protocoles de fatigabilité des MET actuellement développés (Moreau et coll., 2001). Le test de Biering-Sorensen (1984) ou test de Sorensen est le plus couramment utilisé (Moreau et coll., 2001).

Ces différents tests ne peuvent être appliqués à la femme enceinte du fait notamment de l'encombrement ventral.



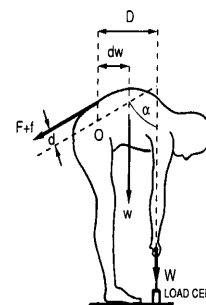
a) Position du test de Biering-Sorensen (1984).

Le sujet est positionné en décubitus ventral, les membres inférieurs et le pelvis attachés sur la table. La partie supérieure du tronc est libre et les membres supérieurs sont croisés, les mains posées sur les clavicules. Le sujet doit réaliser une extension du tronc jusqu'à 5° par rapport à ligne horizontale pendant 120 secondes.



c) Position proposée par Taimela et coll. (1998).

Le sujet est installé sur un ergomètre DBC110. Les genoux et les pieds sont fixés. Le sujet réalise une extension du tronc contre un capteur placé en haut du dos avec un axe de rotation en L3.



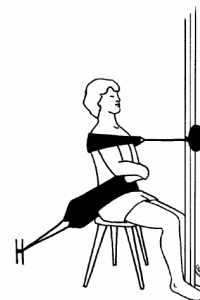
b) Position proposée par Dolan et Adams (1993).

Le sujet réalise un effort en tirant une barre fixée sur un capteur de force positionné sur le sol. Le sujet est debout avec les membres inférieurs en extension. Il doit tirer la barre de 12 à 15 fois pendant un temps d'environ 3 secondes à chaque fois, avec un effort considéré comme maximal mais restant "supportable".



e) Position proposée par Jorgensen et Nicolaisen (1986).

Le sujet est debout avec les épaules fixées par un harnais relié à un capteur de force. Le sujet réalise une extension du tronc tout en maintenant le bassin fixe.



f) Position proposée par Bonde-Petersen et coll. (1975).

Le sujet est assis avec les épaules fixées par un harnais relié à un capteur de force. Le sujet réalise une extension du tronc. Le bassin est maintenu par une sangle.

Figure 20 : Description des positions les plus couramment utilisées dans l'étude de la fatigabilité des muscles extenseurs du tronc.

(2) Positions envisagées

Dantas (2004) a envisagé différentes postures afin de tester la fatigabilité des MET (Tableau 5).

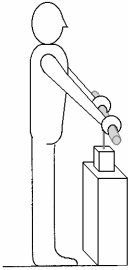
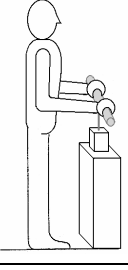
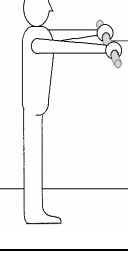
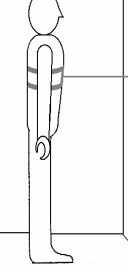
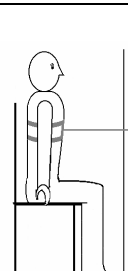
Protocoles et postures		Difficultés rencontrées
Le sujet tire une barre fixée à un capteur de force avec les membres supérieurs en extension, les membres inférieurs parallèles et éloignées l'une de l'autre de façon à ce qu'elles décrivent une ligne verticale avec les épaules. Le capteur est stable et monté sur une colonne ajustable par rapport à la taille de chaque sujet.		Action des membres supérieurs plus importante que les muscles du dos dans la réalisation de l'effort demandé.
Le sujet adopte la même position que précédemment mais réalise l'effort avec une flexion des coudes à 90°. <i>Cette nouvelle position est proche de celle proposée par Zedka et coll. (1997), à la différence que le sujet réalise une flexion du tronc de 40°.</i>		Action des membres supérieurs plus importante que les muscles du dos dans la réalisation de l'effort demandé.
Le sujet est debout. Le capteur est placé sur le mur. Le sujet tire la barre avec les membres supérieurs en flexion à 90°.		Action des membres supérieurs plus importante que les muscles du dos dans la réalisation de l'effort demandé.
Le harnais est relié au capteur de force par un câble. Le sujet tire sur le capteur avec une extension du tronc.		Le sujet adopte un degré de lordose trop accentué. Forte contribution et douleurs dans les muscles des cuisses.
Le sujet est assis avec les membres inférieurs parallèles au corps et un harnais sur le tronc à partir duquel il va faire l'effort de tirer le fil relié au capteur.		Pour réaliser un test d'effort dans cette position, le sujet a besoin d'un appui plus stable. Gênes ou douleurs ressenties du fait du harnais.

Tableau 5 : Protocoles et postures envisagés par Dantas (2004) pour tester la fatigabilité des muscles extenseurs du tronc.

(3) Position adoptée

La femme est assise sur un siège "ergonomique", en appui sur les genoux afin d'éviter toute action des membres inférieurs lors du test. Cette position qui a également été choisie par d'autres auteurs comme Brereton et McGill (1998) et Cholewicki et coll. (2001) est plus confortable pour les femmes enceintes (Wang et coll. 2005). Le siège est maintenu au sol à l'aide de fixations sur une planche en bois afin d'éviter tout glissement. Les bras sont croisés au niveau du thorax et les mains positionnées sur les clavicules, évitant tout mouvement perturbateur des membres supérieurs (Figure 21).

Le tronc est fléchi de 20° , par rapport à la position de référence c'est-à-dire sujet assis, tronc vertical.

D'autres angles de flexion ont été testés au préalable (Dantas, 2004). Un angle de 10° ne permettait pas d'obtenir les critères de fatigue souhaités et tout angle supérieur à 30° ne peut être maintenu par une femme enceinte du fait de l'encombrement ventral lié à la grossesse.

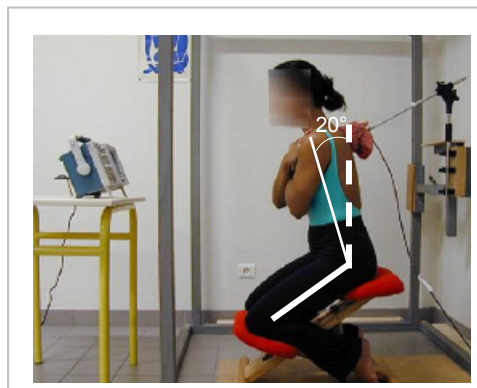


Figure 21 : Position standardisée sur un siège ergonomique avec une flexion du tronc de 20° par rapport à une position de référence, tronc vertical. Un capteur de force est placé au niveau de la 5^{ème} vertèbres thoracique.

Nous avons choisi de travailler en contractions statiques. Farina et coll. (2003) ont montré que l'étude de la fatigabilité musculaire en condition dynamique est difficile. En effet, dans ces conditions, il peut y avoir un déplacement relatif des électrodes placées en surface par rapport aux muscles entraînant une perturbation du signal difficilement contrôlable. De plus, l'étude lors d'un effort dynamique pourrait être influencée par l'augmentation de masse corporelle et par les modifications du centre de gravité liées à la grossesse.

b) Protocole

(1) Protocoles existants

Le test de Sorensen consiste à maintenir le plus longtemps possible une position (Biering-Sorensen, 1984). D'autres auteurs ont fondé leurs tests de fatigue sur la réalisation d'efforts en extension à partir de consignes de force. Ces consignes sont définies en pourcentages de la force développée lors de CMV mesurée préalablement (Elfving et coll., 1999, 2003, Oddsson et coll., 2003).

Or, la mesure de CMV est difficilement réalisable chez des sujets lombalgiques (Elving et coll., 2003). Certains auteurs (Oddsson et coll., 1997, Marras et Davis, 2001) ont développé des modèles biomécaniques qui appréhendent les valeurs de CMV à partir des caractéristiques anthropométriques (taille, masse corporelle, circonférences anatomiques). Ces équations ne sont cependant pas applicables à la femme enceinte qui subit de nombreuses modifications morphologiques pouvant interférer avec le modèle défini.

Ces modèles validés pour des femmes "contrôles" ne peuvent donc pas être appliqués à la femme enceinte. Un second test de fatigue ne nécessitant pas la réalisation de CMV a été développé.

(2) Tests de fatigue adoptés

(i) Test en "consigne de force"

Le sujet réalise une extension du tronc contre un capteur de force, placé au niveau de la 5^{ème} vertèbre thoracique (T5), en suivant une "consigne de force" visualisée à l'aide d'un oscilloscope positionné face au sujet, à une hauteur qui évite toute flexion importante de la nuque. Le test "consigne de force" est définie en pourcentage de la valeur de force maximale mesurée précédemment lors de test de CMV.

(ii) Développement d'un nouveau protocole : Test en "consigne d'angle"

La fatigue des MET est provoquée par le maintien d'une position standardisée malgré la pose d'une masse sur les épaules (Figure 22). Cooper et Stokes (1994) ont également utilisé des masses positionnées entre les omoplates des sujets en décubitus ventral représentant 10% de la masse corporelle des sujets. La masse corporelle moyenne des femmes de 18 à 65 ans étant de 70 kg (Motmans et Ceriez, 2005) et le gain de masse lors de la grossesse de 13 kg, la masse de la charge retenue dans notre étude est de 8 kg.

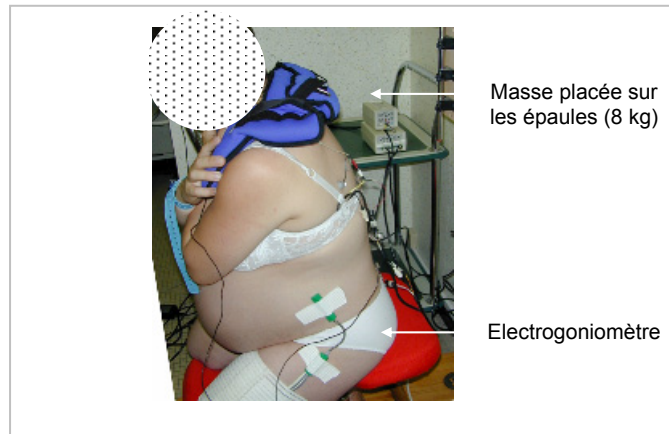


Figure 22 : "Consigne d'angle". La femme effectue une contraction des muscles extenseurs du dos afin de maintenir un angle tronc-cuisse contrôlé par un électrogoniomètre, malgré la pose d'une charge sur les épaules.

Au préalable, deux positions ont été testées : position verticale (V) et $+20^\circ$ en flexion par rapport à la position de référence, tronc vertical (C20). Ces deux positions ont été testées chez des femmes "contrôles" ($n = 8$; âge : 31 ± 11 ans ; taille : 167 ± 7 cm ; masse : 63 ± 11 kg ; indice de masse corporelle (IMC) : 23 ± 3 kg/m² ; droitières). Les sujets réalisaient les deux conditions expérimentales dans un ordre pseudo-aléatoire avec 2 minutes de repos après chaque condition.

L'activité musculaire initiale (IRMS) augmente avec le degré de flexion du tronc ($F_{2,3} = 12,37$; $p < 0,001$). Les indices de fatigue (pentes des relations RMS-temps, MPF-temps et MF-temps) ne sont pas influencés par l'angle de flexion choisi. Cependant, plus la flexion du tronc augmente, plus l'occurrence de la fatigue neuro-musculaire augmente (V : 19% ; C20 : 28%), bien que la différence entre ces 2 consignes ne soit pas significative ($\chi^2 = 3,45$).

La consigne d'angle de $+20^\circ$ en flexion par rapport à la position de référence a donc été retenue.

3. Mise en relation avec des paramètres biomécaniques

a) Lordose

(1) Description

L'augmentation de lordose observée chez la femme enceinte peut être expliquée par le modèle de Granata et Wilson (2001) c'est-à-dire par un relâchement des muscles abdominaux et une augmentation de la contraction des MET afin de compenser l'augmentation de masse vers l'avant du corps (Figure 23).

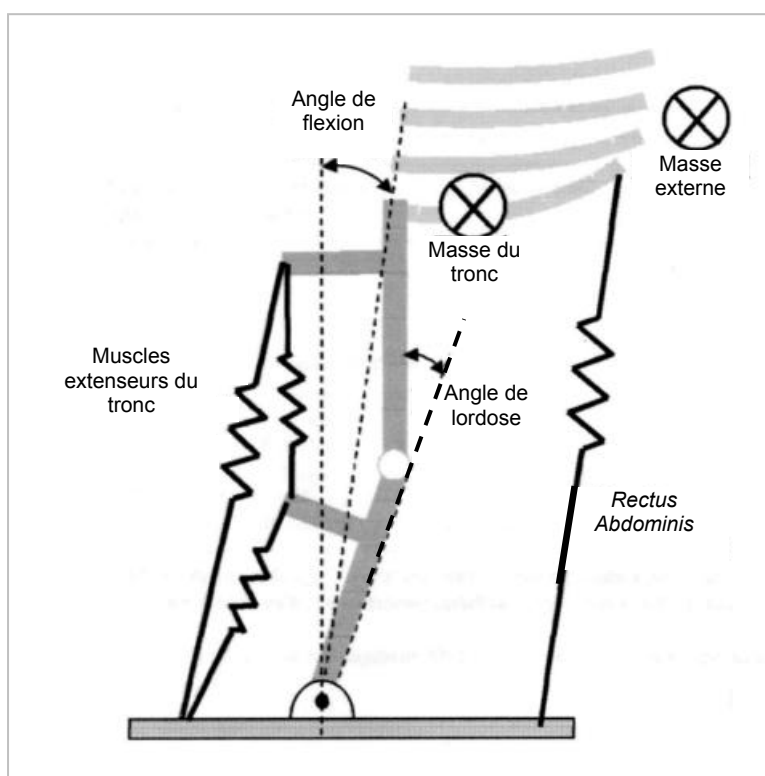


Figure 23 : Représentation schématique du modèle de maintien de la stabilité de la colonne intégrant le rôle des muscles extenseurs du tronc et du muscle Rectus Abdominis, la masse du tronc, de la masse externe, de l'angle de flexion du tronc ainsi que de la lordose. Les muscles obliques qui ne sont pas représentés par souci de clarté participent également au maintien de la colonne vertébrale (d'après Granata et Wilson, 2001).

Dans ce modèle, la résistance intervertébrale au mouvement est considérée comme négligeable dans le maintien de la stabilité de la colonne (Cholewicki et coll., 1998).

(2) Choix du test

La lordose est expliquée par le fait que le sacrum (plateau sacré) sur lequel repose la partie lombaire du rachis est incliné vers le bas et en avant. L'angle de lordose par rapport au plan horizontal du corps est en moyenne de 42 à 45° (Arnoldi et coll., 1976, Crock, 1981) en décubitus dorsal (individu en décubitus dorsal) et de 50 à 53° en position debout (Arnoldi et coll., 1976).

Cliniquement, les courbures physiologiques de la colonne sont évaluées par la mesure de la flèche de ces courbures, en utilisant un fil à plomb affleurant le sommet de la cyphose dorsale (T6-T7). La flèche lombaire est normalement de 30 à 45 mm, en L3 pour une lordose lombaire physiologique de 50° environ. La mesure précise de ces courbures se fait sur un grand cliché radiographique de profil, en mesurant les angles des vertèbres (Figure 24).

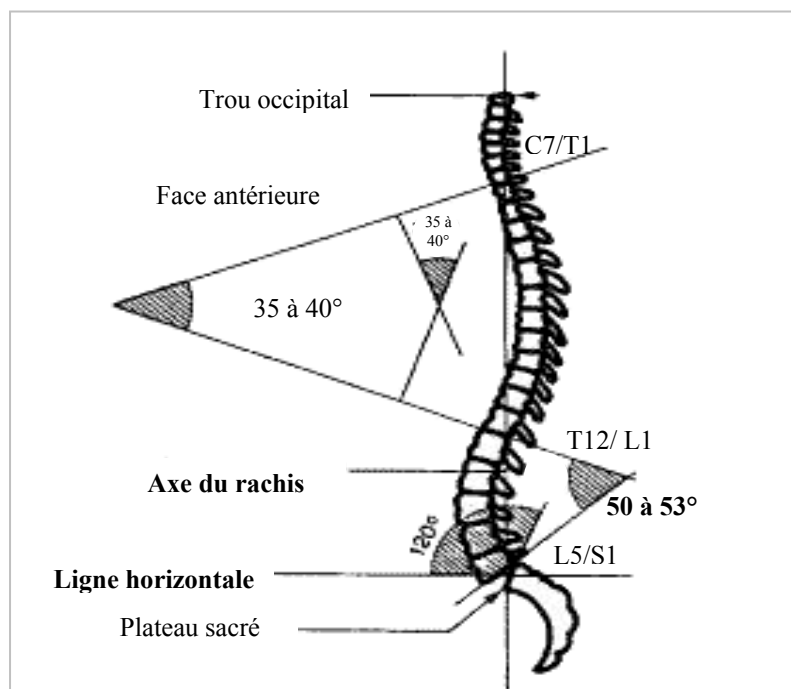


Figure 24 : Mesure des courbures physiologiques de la colonne (d'après www.chups.jussieu.fr/polys/orthopedie/polyLerat/rachis/POLY.Chp.1.3.html, janvier 2006).

L'utilisation de clichés radiographiques ne peut cependant pas être envisagée chez la femme enceinte du fait de l'effet tératogène des rayons X.

Sur le même principe, la lordose peut être estimée à partir d'une photographie du tronc en plan sagittal (Snijders et coll., 1976, Moore et coll., 1990).

D'autres auteurs ont utilisé des techniques ambulatoires plus simples (Ostgaard et coll., 1993). Ils mesurent la distance entre la colonne et une toise (plan sagittal) lorsque le sujet s'appuie contre cette dernière. Bullock et coll. (1987) utilisent un inclinomètre permettant de calculer l'angle d'inclinaison par rapport à l'horizontale. La reproductibilité de ces méthodes n'est cependant pas précisée.

Nous avons choisi d'évaluer la lordose à partir de photographies du dos dans le plan sagittal pour laquelle la précision (erreur : $2,2 \pm 0,1^\circ$) a été testée par Moore et coll. (1990). Ces auteurs calculent l'angle défini par les vertèbres T12 et L5 dans le plan sagittal. L'aire est estimée à partir d'une équation intégrant la distance entre T12 et L5 et la distance maximale entre la droite reliant ces deux vertèbres et la colonne vertébrale.

La femme enceinte présentant un gain de masse important, l'image de la courbure à partir d'une prise de profil est modifiée par la présence de tissu adipeux autour de la colonne. Nous utilisons alors un "peigne à dents mobiles" épousant la forme des différentes courbures de la colonne vertébrale (Figure 25). Des tiges en acier inoxydable sont disposées et réparties tous les 10 mm sur un support, fixé sur la toise. Elles coulisent afin de permettre leur alignement le long de la colonne vertébrale.

La lordose est estimée à partir du logiciel Corbucalc développé au laboratoire (Abou Younes, 1999). Ce logiciel permet, à partir d'une photographie numérique du sujet dans le plan sagittal, de calculer le nombre de pixels existant dans une aire délimitée par l'utilisateur.

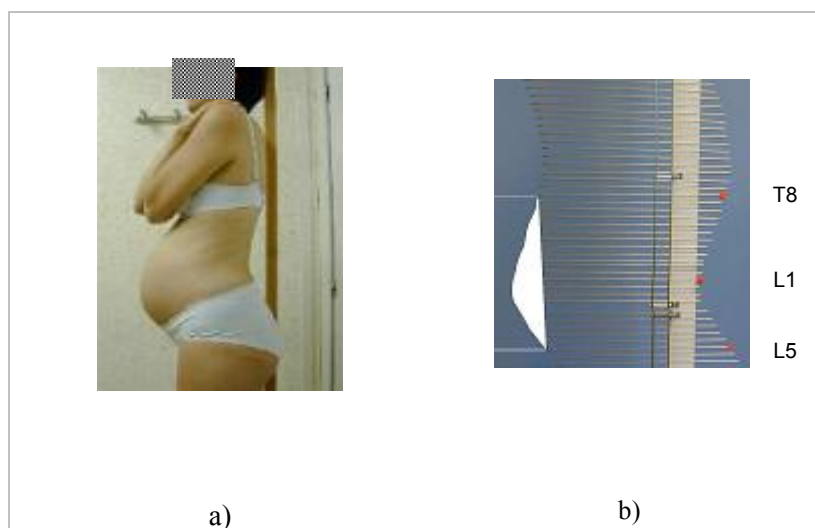


Figure 25 : Méthode de détermination de la lordose. La femme se positionne contre une toise (a). Le "peigne" épouse les courbures de la colonne vertébrale. La surface délimitée d'une part par les vertèbres T8 et L5 et l'extrémité des tiges (b) est estimée à l'aide d'un logiciel de traitement spécifique à partir d'une photographie de la courbure en plan sagittal et est exprimée en cm^2 .

b) Laxité ligamentaire

(1) *Description*

La laxité ligamentaire ne pouvant être évaluée au niveau dorsal, elle est mesurée au niveau des genoux droit et gauche (Dumas et Reid, 1997, Charlton et coll., 2001). D'autres auteurs ont étudié l'influence de la grossesse sur d'autres articulations comme les doigts (Calguneri et coll., 1982, Ostgaard et coll., 1993, Schauburger et coll., 1996) ou le poignet (Marnach et coll., 2003). Cependant, le membre supérieur n'est pas soumis à une augmentation de charge comme la colonne vertébrale ou le genou. Or, l'effet de la relaxine, suspectée d'augmenter la laxité ligamentaire, pourrait avoir un effet plus marqué sur des articulations soumises à une surcharge et, de ce fait, plus facile à mettre en évidence (Shauburger et coll., 1996).

La laxité des ligaments croisés antérieur et postérieur du genou peut être mesurée à partir du test du " tiroir antérieur et postérieur " (déplacement antérieur et postérieur du tibia sur le fémur).

(2) *Choix du test*

La laxité du genou est mesurée à l'aide d'un arthromètre KT-1000TM (MEDmetric, San Diego, CA) (Figure 26) dont la précision a été testée par Wroble et coll. (1990).

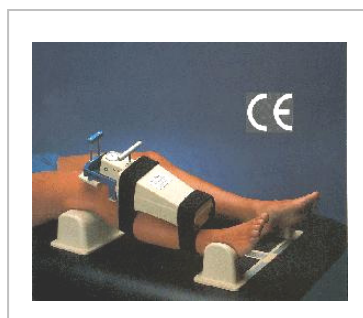


Figure 26 : Positionnement de l'arthromètre (KT-1000TM, MEDmetric, San Diego, CA) utilisé pour la mesure de la laxité ligamentaire du genou.

C. Matériel et Méthodes

Toutes les explorations ont été réalisées l'après-midi et dans la même salle d'exploration du Centre Gynécologique et Obstétrique (CGO) du CHU d'Amiens.

1. Sujets

a) Recrutement

Les femmes enceintes ont été recrutées au sein du CGO et la population contrôle, femmes non-enceintes sans maux de dos, au sein des laboratoires universitaires UMR 6600 et DMAG. Les femmes enceintes avec maux de dos nous ont été adressées par le Pr Gondry.

Les explorations chez les femmes enceintes ont été réalisées entre le 4^{ème} et le 8^{ème} mois correspondant à la période de survenue des maux de dos (Fast et coll., 1987, Ostgaard et coll., 1993) et permettent d'éviter tout risque d'avortement spontané et d'accouchement prématuré.

b) Critères d'exclusion

Les critères d'exclusion étaient les suivants :

- Pour les femmes enceintes, présence de maux de dos avant la grossesse ;
- Toute pathologie ou traumatisme affectant ou ayant affecté l'intégrité morphologique et/ou fonctionnelle du tronc ou du genou ;
- Grossesses à risque (antécédents obstétricaux) ;
- Toute perturbation hormonale hors grossesse.

c) Caractéristiques individuelles

Les caractéristiques des sujets (âge, masse avant grossesse, activité sportive, antécédents, latéralisation, consommation de tabac, café et alcool, traitement en cours, prise de contraceptifs oraux pour les femmes "contrôles"...), l'évolution de leur grossesse (date du terme) et des douleurs ressenties ont été évaluées à l'aide d'un questionnaire (Annexe 1).

En début de séance, la masse corporelle et la taille sont mesurées respectivement à l'aide d'un pèse-personne (Seca ; modèle Bellissima ; graduation par 100 g) et d'une toise de Morin.

L'Indice de Masse Corporelle (IMC ; kg/m^2), correspondant au rapport entre la masse corporelle (kg) et la taille au carré (m^2), est calculé pour chaque sujet. Dans le cas des femmes enceintes, il est calculé avant et au moment de l'exploration. Le gain de masse corporelle relatif à la grossesse est calculé en valeur absolue (kg) et en valeur relative (%) par rapport à la masse corporelle avant grossesse.

Le niveau de fatigue générale est estimé à l'aide d'une échelle de Borg (0 : pas fatiguée du tout ; 10 : extrêmement fatiguée).

18 femmes enceintes dont 11 présentaient des douleurs dorsales au moment des tests et 9 femmes "contrôles" ont participé à cette étude. La plupart des femmes étaient droitières. Seule une femme gauchère a été intégrée dans le groupe contrôle (C) et 2 dans le groupe des femmes enceintes souffrant de maux de dos (ENC+).

Les caractéristiques morphologiques et relatives à l'état d'avancement de la grossesse sont données dans le Tableau 6.

	C	ENC-	ENC+
Nombre	9	7	11
Semaines d'aménorrhée	/	35 ± 2	34 ± 5
Age (années)	26 ± 3	31 ± 3	29 ± 3
Taille (cm)	165 ± 6	171 ± 5	163 ± 8
Masse corporelle actuelle (kg)	61 ± 12	73 ± 6	75 ± 13
Indice de masse corporelle actuel (kg/m ²)	22 ± 3	25 ± 1	29 ± 6
IMC avant grossesse (kg/m ²)	/	21 ± 2	24 ± 6
Gain de masse corporelle (kg)	/	13 ± 3	11 ± 5
Gain relatif de masse corporelle (%)	/	21 ± 7	19 ± 9

Tableau 6 : Caractéristiques (moyenne ± 1 D.S.) des femmes "contrôles" (C), enceintes sans (ENC-) et avec (ENC+) maux de dos. (/) Données non applicables.

Les femmes des 3 groupes sont appariées par âge, taille, masse corporelle (avant grossesse) et par semaines d'aménorrhée pour les femmes enceintes.

2. Paramètres biomécaniques et douleurs dorsales

a) Lordose

(1) Protocole

La femme, en sous-vêtements, se tient droite contre la toise, les avant-bras croisés sur le thorax et les mains sur les épaules, les pieds parallèles, alignés avec l'axe vertical passant par les épaules. Elle conserve cette position pendant environ 5 sec. Pendant ce temps de maintien, l'expérimentateur applique le peigne et met les tiges en contact avec les processus épineux de la colonne vertébrale. Les vertèbres T8, L1 et L5 sont matérialisées à l'aide de

marqueurs. Une photographie du peigne est faite à l'aide d'un appareil numérique (Nikon Coolpix 950, en mode haute résolution, 1600*1200 pixels). La photo est prise à une distance identique pour tous les sujets (1,2 m). Chaque photographie est traitée à trois reprises par le même expérimentateur.

(2) *Indices recueillis*

La surface comprise entre la toise et les vertèbres T8, L1 et L5 est quantifiée et exprimée en cm². Les valeurs obtenues sont divisées par la taille des sujets (m). Nous obtenons ainsi une valeur de lordose normalisée par rapport à la taille des sujets (cm²/m).

b) Laxité ligamentaire

(1) *Protocole*

Le sujet est en décubitus dorsal, les pieds positionnés dans l'axe de la jambe et les membres inférieurs en appui sur un support entraînant une flexion du genou de 20 à 30°. L'arthromètre est fixé d'une part sur la rotule et d'autre part sur le tubercule du tibia à l'aide de bandes velcro. Les muscles de la cuisse doivent être relâchés au moment du test. Une force de 90 N (Dumas et Reid, 1997) est appliquée à l'aide de l'arthromètre en compression puis en traction. Le test est réalisé trois fois pour chaque genou.

(2) *Indices recueillis*

Les valeurs des déplacements antérieur et postérieur du genou sont additionnées afin d'obtenir une valeur de laxité globale (Wroble et coll., 1990). La valeur obtenue représente le déplacement total en millimètre de l'articulation étudiée.

La moyenne des valeurs de laxité globale obtenues pour les deux genoux et pour les trois tests permet le calcul d'une seule valeur individuelle de laxité, appelée score de laxité (Dumas et Reid, 1997).

c) Douleurs dorsales

(1) *Description*

Les douleurs dorsales ressenties au cours de la grossesse ont été quantifiées en intensité (aucune, légère, modérée, invalidante) et en fréquence (occasionnelle, discontinue, continue) à partir d'un questionnaire.

(2) Choix du questionnaire

Le questionnaire est fondé sur celui de l'équipe de Dumas de la Queen's University, Kingston – Canada. La localisation de la douleur s'est effectuée à l'aide d'un "mannequin" (Figure 27) représentant le corps humain dans le plan frontal en vues antérieure et postérieure (Sturesson et coll., 1997).

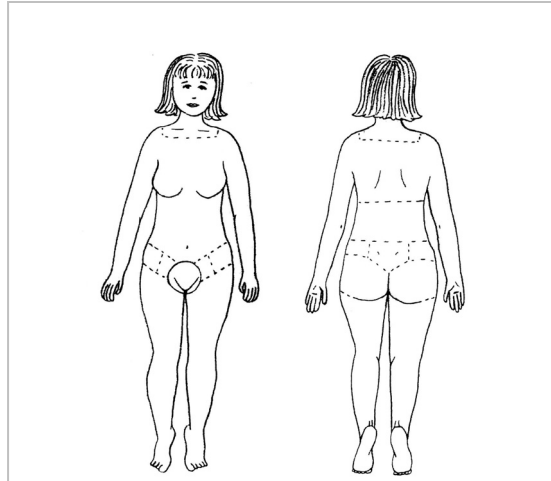


Figure 27 : Schéma permettant la localisation des différentes douleurs ressenties chez les femmes explorées ; plan frontal, vues antérieure et postérieure. La femme indique à l'aide d'une croix les douleurs ressenties (Queen's University, Kingston – Canada).

(3) Protocole

Le questionnaire est remis à la femme enceinte au moment de la prise de rendez-vous et récupéré le jour de l'exploration.

(4) Indices recueillis

Les douleurs sont quantifiées en tenant compte de leur intensité et de leur occurrence (Tableau 7).

Intensité et occurrence	Niveau
Aucune	1
Légère et discontinue	3
Modérée et discontinue	4
Légère et continue	5
Modérée et continue	6
Invalidante	8

Tableau 7 : Niveau de douleurs dorsales (unité arbitraire) ressenties en fonction de leur intensité et de leur occurrence.

Un sujet est classé dans la catégorie "maux de dos" lorsque le niveau de douleurs dorsales atteint le seuil de 4, c'est-à-dire à partir de la présence de douleurs modérées.

3. EMGS des muscles extenseurs du dos

a) Recueil et Détection

L'activité des muscles *Spinalis Thoracis* (ST) et *Longissimus Lumborum* (LL) à droite et à gauche de la colonne vertébrale est enregistrée en continu.

Dans le cas de l'EMGS, la détection de l'activité électrique du muscle se fait à l'aide d'électrodes de surface selon la technique dite "bipolaire". Elle révèle la différence de potentiel entre deux points de détection, voisins d'une zone active. L'enregistrement s'effectue à l'aide de deux électrodes actives et d'une électrode de référence. Cette technique permet d'éliminer, par différence, les variations de potentiels identiques en amplitude et en phase non issus de l'activité musculaire (signaux parasites : activité électrique externe, signal cardiaque, rayonnement électromagnétique, activités électriques en provenance de fibres musculaires plus éloignées...). Toutefois, les signaux EMG obtenus sont nettement perturbés par le signal cardiaque. Marque et coll. (2005) ont développé un système permettant de soustraire le signal cardiaque au signal d'EMGS enregistré. Les signaux cardiaques sont enregistrés simultanément aux signaux EMGS.

Les électrodes de surface sont de type Beckman Ag-AgCl (diamètre actif : 2 mm). Un gel électrolytique remplissant la cavité de l'électrode assure le contact électrique entre la peau du sujet et l'électrode. La fixation est réalisée par des collerettes bi-adhésives qui maintiennent les électrodes, longitudinalement par rapport au corps musculaire choisi. Les électrodes sont placées sur la face cutanée après élimination de la couche cornée par une légère abrasion. Un nettoyage à l'alcool élimine la couche de sébum et les sécrétions cutanées qui peuvent rendre la peau isolante. L'impédance mesurée entre les deux électrodes actives avant chaque série expérimentale doit être inférieure à 10 k Ω .

Les électrodes de recueil de l'EMG sont placées à 2 cm, latéralement (côté dominant, D et non-dominant, ND), du processus épineux de la vertèbre T8 pour le muscle ST (Konrad et coll., 2001) avec une légère inclinaison comme présentée sur la Figure 28 entre les deux électrodes et à 4 cm de l'apophyse épineuse de la vertèbre L1 pour le muscle LL, parallèlement à l'axe de la colonne (DeFoa et coll., 1989). Les distances inter-électrodes sont de 2 cm (Elfving et coll., 2003).

Les électrodes de recueil de l'ECG à l'aide d'électrodes de surface d'un diamètre actif de 8 mm, posées verticalement sur l'omoplate gauche.

Une électrode de référence constituée d'une plaque d'argent (5 x 4 cm) enduite de pâte électrolytique est placée au poignet droit (Farina et coll., 2003).

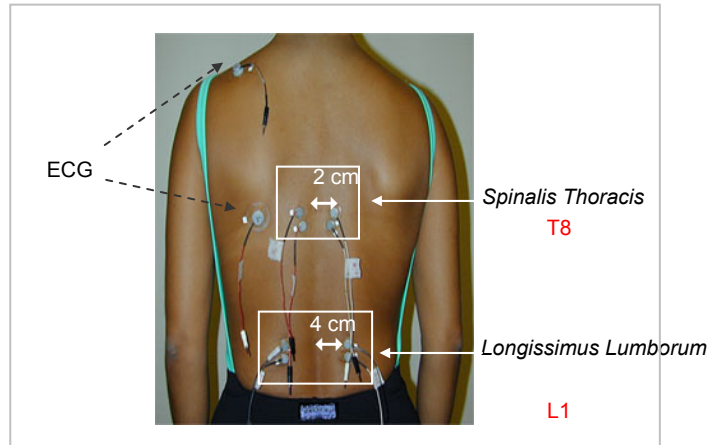


Figure 28 : Disposition des électrodes de recueil de l'ECG et de l'EMGS de part et d'autre des vertèbres T8 et L1.

b) Acquisition du signal

Les électrodes sont reliées à des amplificateurs EMG par des câbles blindés ce qui évite toute contamination par des signaux parasites. Les signaux EMG sont envoyés aux bornes d'une chaîne d'acquisition comprenant une carte d'acquisition DT9801 (Data Translation, convertisseur analogique/numérique de 12 bits, 16 entrées numériques, fréquence maximale d'échantillonnage : 100 kHz).

L'enregistrement de l'activité musculaire nécessite une pré-amplification. Cette amplification des signaux se fait au plus près des électrodes. Chaque voie est amplifiée indépendamment de façon à ajuster au mieux la dynamique du signal.

Le pré-amplificateur différentiel NL834 DC (Digitimer) utilisé présente les caractéristiques 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, elle est supérieure à 10 MΩ ;
- Les gains sont réglables à 10, 100 ou 1000 ;
- 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 80 dB ;

- L'enregistrement de l'EMGS brut nécessite l'utilisation d'un filtrage passe-haut avec une fréquence de coupure fixée à 3 Hz car les signaux (et surtout l'ECG) peuvent porter des informations aux basses fréquences aux alentours de 10 Hz ;
- Une isolation galvanique assure la protection du sujet exploré (tension d'isolation de 2500 V).

Les signaux pré-amplifiés convergent vers des amplificateurs d'isolement de type NL820A DIGITIMER. Les modules utilisés sont constitués chacun de 4 amplificateurs dans lesquels le signal venant des pré-amplificateurs est complètement isolé de l'alimentation et du signal de sortie. Ces amplificateurs disposent de gains réglables de 1, 2 et 5. La bande passante de 3 Hz à 20 kHz est limitée à [3 - 500 Hz] afin de respecter le théorème de Shannon.

c) Logiciels et paramètres d'acquisition

Les données sont acquises à l'aide du logiciel ACQ 2000 (visual C++), développé par Elayoubi (2000). Les modalités d'acquisition sont les suivantes :

- | | |
|------------------------------------|------------------------|
| ▪ Nombre de points acquis par bloc | : 512 sur les 6 voies. |
| ▪ Fréquence d'échantillonnage | : 1 024 Hz |
| ▪ Période d'échantillonnage | : 976 μ sec. |
| ▪ Gain par voie : | : 1, 2, 4, 8. |

d) Traitement

Les signaux acquis sont traités par le logiciel DATA 2000 (Elayoubi, 2000) (Figure 29).

Avant traitement, les zones d'intérêt sont sélectionnées afin de soustraire d'éventuels artéfacts (non-maintien de la consigne, mouvements du sujet, artéfacts de type électromagnétique).

Les signaux bruts sont filtrés vis-à-vis de l'ECG à l'aide d'un filtrage adaptatif qui "détecte" l'énergie des pics du complexe QRS de l'ECG existants dans le signal de l'EMGS (Marque et coll., 2005).

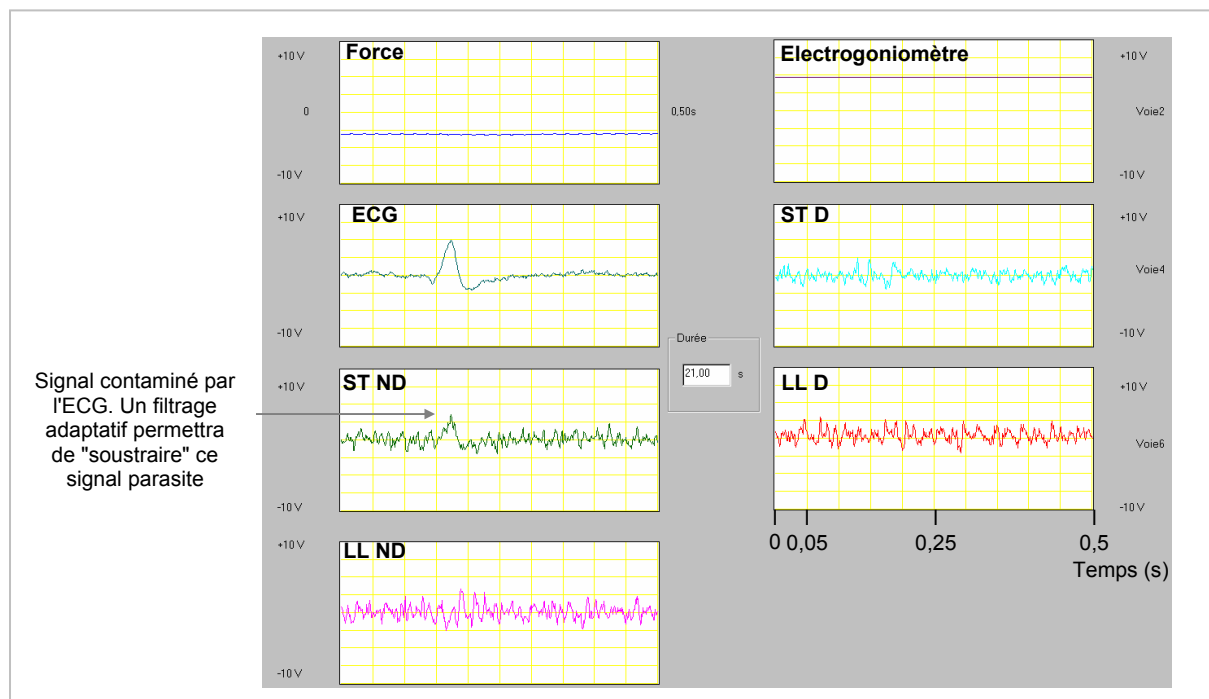


Figure 29 : Acquisition de 7 voies à partir du logiciel ACQ 2000 (Elayoubi, 2000) : la valeur développée sur le capteur de force (Force), les valeurs de position angulaire "tronc-cuisse" (électrogoniomètre), les valeurs d'ECG ainsi que les valeurs d'EMGS des muscles Spinalis Thoracis (ST) et Longissimus Lumborum (LL) du côté dominant (D) et non-dominant (ND).

Les indices spectraux de l'EMGS : RMS, ENR, MPF et MF sont ensuite calculés par Transformées de Fourier (FFT- Fast Fourier Transform) (Figure 30).

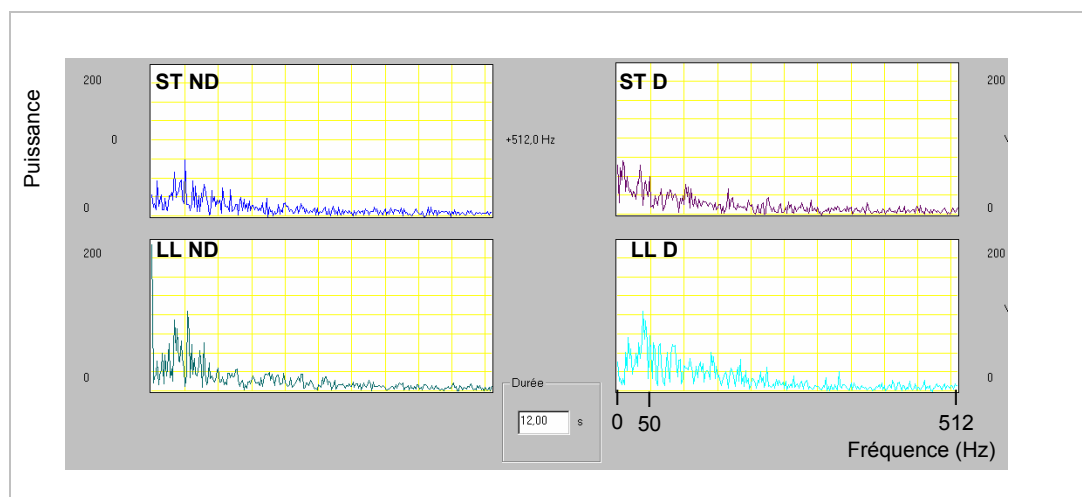


Figure 30 : Exemple de Transformée de Fourier à partir du logiciel ACQ 2000 (Elayoubi, 2000) sur les valeurs d'EMGS des 4 muscles enregistrés (Spinalis Thoracis, ST et Longissimus Lumborum, LL, du côté dominant D et non-dominant, ND).

Les signaux sont ensuite lissés (Figure 31) par la technique de moyenne glissante [fenêtre de 15 points ; pas de 3 points].

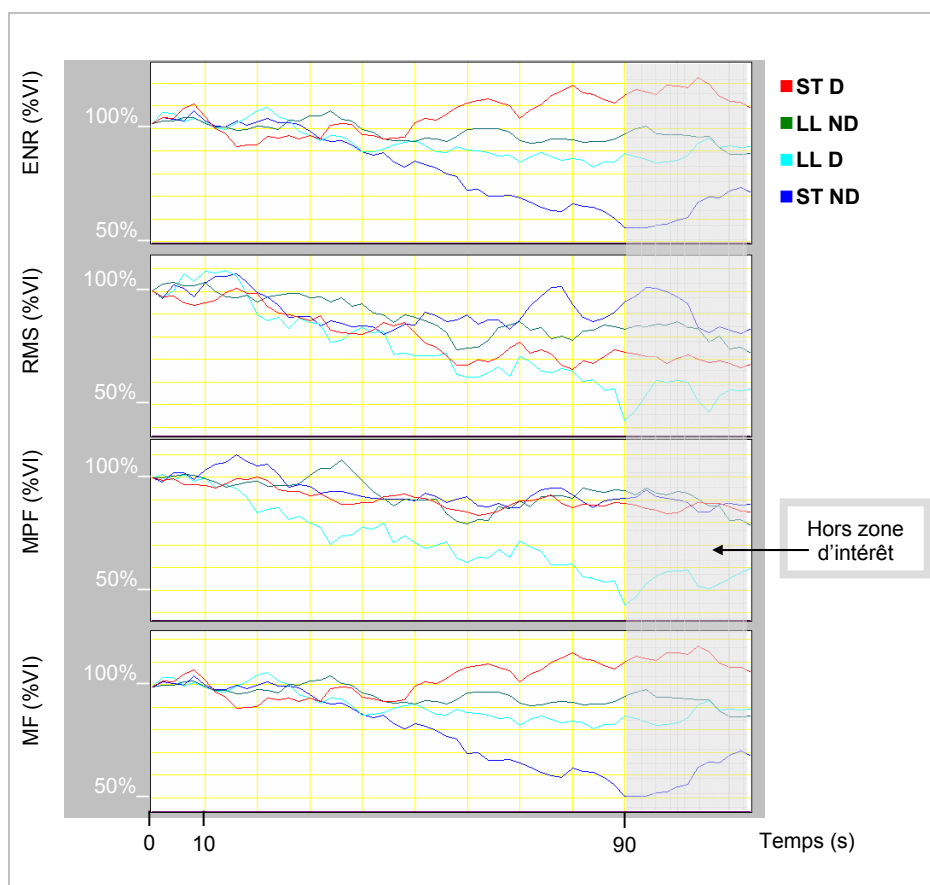


Figure 31 : Exemple d'évolution temporelle des paramètres de l'EMGS après lissage ([fenêtre de 15 points ; pas de 3 points] à partir du logiciel ACQ 2000 (Elayoubi, 2000). Les valeurs sont exprimées en pourcentages de la valeur initiale (%VI). Les 4 courbes représentent les 4 muscles enregistrés (Spinalis Thoracis, ST et Longissimus Lumborum, LL, du côté dominant D et non-dominant, ND).

e) Indices recueillis

Les valeurs initiales (IENR, IRMS, IMPF, IMF) ainsi que l'évolution temporelle des paramètres ENR, RMS, MPF et MF sont recueillies.

Les indices sont calculés à partir de la moyenne des valeurs obtenues pour les muscles dominant et non-dominant (Larivière et coll., 2003). En effet, certains auteurs ont mis en évidence que même si des différences bilatérales existent, elles ne peuvent être détectées de manière fiable à partir de l'EMGS (Larivière et coll., 2003, Peach et coll., 1998) en raison de la variabilité dans la répartition de la charge de part et d'autre de la colonne vertébrale (Van Dieën, 1993).

4. Protocole

a) Contraction maximale volontaire (CMV)

(1) Description

Elfving et coll. (2003) et Larivière et coll. (2003) utilisent le test de CMV afin de quantifier une éventuelle réduction des capacités musculaires des sujets lombalgiques.

(2) Choix du test

L'effort de poussée avec le tronc est mesuré à l'aide d'un capteur de force à jauge de contrainte (MTC 150, Miniature Tension Load Cell, Celtron, précision : 1% ; capacité maximale : 750 N). La hauteur et l'inclinaison du capteur sont réglables afin de positionner le capteur au niveau de T5, perpendiculairement à l'axe de la colonne vertébrale dans le plan sagittal. Le capteur a été recouvert d'un capuchon de mousse qui permet d'éviter tout appui douloureux au niveau du dos (Figure 32).



Figure 32 : Capteur de force, enveloppé dans un capuchon de mousse, la flèche "a" indique le réglage vertical et la flèche "b" indique l'avancée et l'inclinaison du capteur.

Après amplification, le signal est transmis à un oscilloscope pour permettre au sujet de suivre une "consigne de force" et au système d'acquisition.

(3) Protocole

La femme réalise un premier effort afin de se familiariser avec le système. Elle réalise ensuite trois extensions maximales du tronc d'une durée de 5 secondes contre le capteur de force avec une période de récupération de deux minutes après chaque test (De Luca, 1993, Souza et coll., 2001, Ng et coll., 2002, Elfving et coll., 2003). Elle est encouragée lors de chaque effort maximal.

La valeur maximale de force développée (F_{CMV} ; N) lors de la CMV est calculée à partir de la moyenne des valeurs maximales obtenues lors de chaque essai.

(4) *Indices recueillis*

(i) *Force et couple développés*

La valeur du couple (C_{CMV} ; N.m) est calculée à partir de la valeur de force (N) et de la distance séparant l'axe de rotation, c'est-à-dire la hanche, de la vertèbre T5 au niveau de laquelle est positionné le capteur de force. Les valeurs de couple sont normalisées par rapport à la masse corporelle ($C_{CMV}N$; N.m/kg) des sujets (Elfving et coll., 2001).

(ii) *Efficacité neuro-musculaire*

La force développée ramenée au niveau global d'activation des muscles étudiés permet d'appréhender l'ENM d'un groupe musculaire en condition d'effort maximal. L'ENM_{CMV}, est évaluée lors de CMV et correspond au rapport entre la valeur de couple, normalisée par rapport à la masse du sujet et la somme des niveaux d'activation (ENR) des 4 muscles étudiés.

b) *Relation Force-EMGS*

(1) *Description*

Les relations Force-EMGS sont étudiées pour l'ensemble des muscles considérés dans cette étude afin d'analyser leur participation à l'extension du tronc et de déterminer l'ENM en conditions sous-maximales.

(2) *Protocole*

Les femmes réalisent des extensions du tronc contre le capteur de force en suivant différentes consignes de force, définies à partir des valeurs de F_{CMV} obtenues au préalable (25%, 50%, 75%) puis réalisent à nouveau une extension maximale (pas de consigne). L'ordre de réalisation des différents niveaux de force varie selon les sujets de manière pseudo-aléatoire (période de repos : 2 minutes). Chaque valeur de force est maintenue pendant 10 secondes. Seul l'effort maximal n'est maintenu que 5 secondes. La consigne de force est visualisée sur l'oscilloscope.

L'oscilloscope est positionné sur une table réglable en hauteur afin que l'angle de vision par rapport à l'horizontale soit de 30° (ISO 9241-5 : 1998) permettant ainsi d'éviter

toute flexion ou extension de la nuque pouvant perturber les enregistrements des muscles extenseurs du tronc.

(3) Indices recueillis

Afin de tenir compte de la variabilité inter-individuelle, les valeurs d'ENR et de F_{CMV} sont exprimées en pourcentages des valeurs obtenues lors des CMV. Pour chaque sujet, une courbe de régression linéaire est tracée (Figure 33). Les coefficients de corrélation (R^2), de régression et les valeurs à l'origine sont calculés. L'ordonnée à l'origine indique le niveau d'activation musculaire (%ENRmax) correspondant au maintien de la posture imposée avant la réalisation des tests.

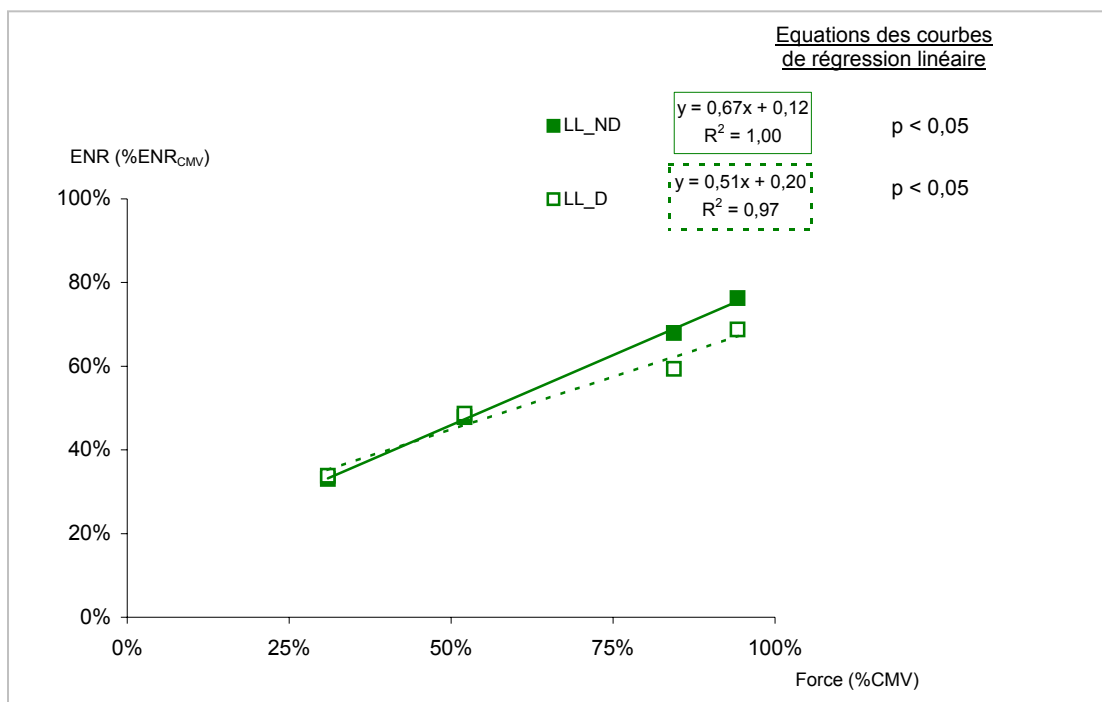


Figure 33 :Exemple de relations EMGS (ENR ; μV^2) / Force (N) obtenues pour les muscles Longissimus Lumborum dominant (LL_D) et non-dominant (LT_ND) chez une femme enceinte avec maux de dos. Détermination des courbes de régression linéaire. *: $p < 0,05$.

(i) Occurrence des relations positives significatives

Pour chaque courbe, le lien de corrélation entre l'activité musculaire développée (ENR ; %max) et la force résultante (F ; %max) est déterminé. Pour cela, l'occurrence d'une corrélation significative entre ces deux paramètres est identifiée.

(ii) Efficacité neuro-musculaire

L'ENM, en conditions sous-maximales, correspond à l'inverse de la pente de la relation ENR/F_{CMV} .

Ne sont considérées que les relations positives significatives entre la force et l'activité musculaire.

Ce protocole est réalisé avant puis après les tests de fatigue afin de quantifier l'influence de ces derniers sur l'ENM en condition sous-maximale.

c) Fatigabilité neuro-musculaire

(1) *Description*

Les critères de fatigue habituellement retenus sont l'augmentation de la RMS et les chutes de MF et de MPF au cours du maintien d'une consigne de force ou de position.

(2) *Protocole*

Les femmes réalisent deux tests de FNM : maintien d'une "consigne de force" puis d'une "consigne d'angle" ; les deux tests, d'une durée de 90s, étant séparés par deux minutes de repos (tests réalisés dans un ordre pseudo-aléatoire).

Elfving et coll. (2000) ont montré que la variabilité interindividuelle diminuait avec le temps de maintien de la contraction et ont donc préconisé de choisir des temps de maintien supérieurs à 45 sec.

(i) Test "consigne de force"

La femme maintient pendant 90 secondes une "consigne de force" fixée à 50% de la valeur de F_{CMV} déterminée au préalable. D'autres auteurs ont choisi des pourcentages de F_{CMV} plus élevés, de l'ordre de 80% (Elfving et coll., 2003, Oddson et coll., 2003). En effet, Roy et coll. (1989) ont montré que les critères de fatigue étaient plus facilement obtenus à ce pourcentage de CMV. Cependant, l'étude préalable réalisée par Dantas (2004) a mis en évidence la difficulté de maintenir un effort supérieur ou proche de 80% de la CMV pour la femme enceinte.

Comme précédemment, le test "consigne de force" est visualisée sur un oscilloscope portatif placé face au sujet sur une table réglable en hauteur.

(ii) Test "consigne d'angle"

Un second protocole a été développé dans lequel la femme ne réalise plus un effort de poussée mais maintient un effort musculaire constant qui consiste à maintenir une "consigne d'angle" malgré une charge de 8 kg placée sur ses épaules.

L'angle "tronc-cuisse" est contrôlé à l'aide d'un électrogoniomètre placé entre le tronc et la cuisse (M180, Penny-Giles). L'électrogoniomètre est relié à la fois à un afficheur et au système d'acquisition. La femme contrôle la valeur de l'angle affichée sur un boîtier placé face à elle sur une table réglable en hauteur.

(3) *Indices recueillis*

L'évolution temporelle des différents indices (RMS, MF et MPF) issus de l'enregistrement des EMGS est ensuite analysée (Figure 34).

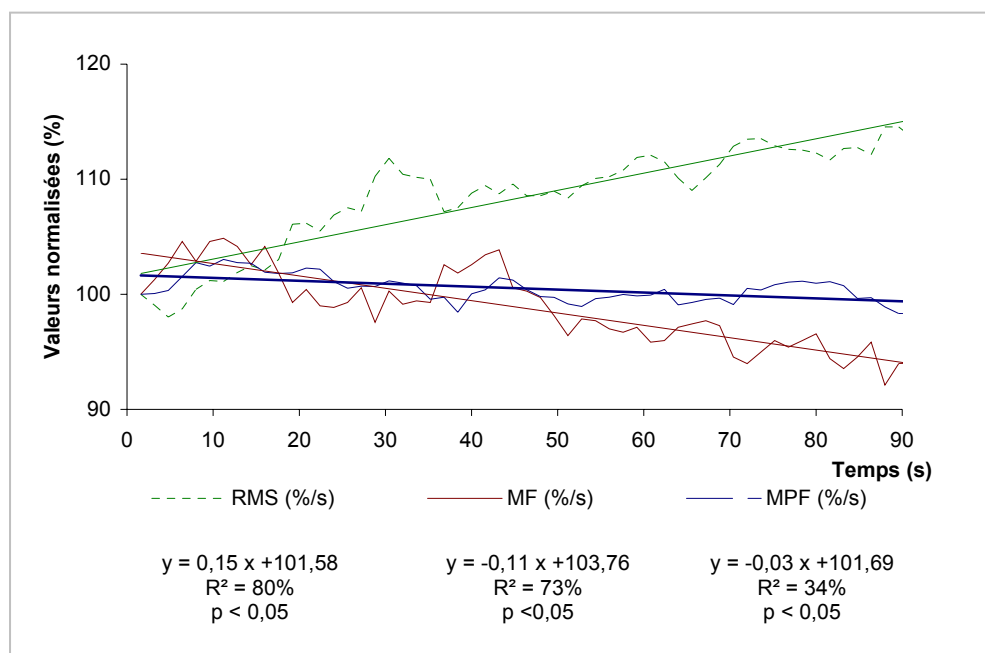


Figure 34 : Evolution temporelle des paramètres de RMS, MF et MPF (muscle Longissimus Lumborum non-dominant, femme enceinte). Normalisation des valeurs par rapport à la valeur initiale.

Afin de tenir compte de la variabilité inter-individuelle, les valeurs des paramètres étudiés sont exprimées en pourcentages de leur valeur initiale.

Pour chaque sujet, chaque muscle et chaque paramètre étudié, la courbe de régression linéaire du paramètre en fonction du temps est tracée. Les valeurs de pentes et des ordonnées à l'origine sont déterminées pour chaque courbe.

- Occurrence des corrélations significatives

L'occurrence d'une relation significative, qu'elle soit positive ou négative, entre les paramètres de l'EMGS étudiés (RMS, MF et MPF) et le temps est déterminée.

- Occurrence de la fatigue neuro-musculaire

L'occurrence des critères habituels de FNM c'est-à-dire une augmentation des valeurs RMS au cours du temps (pentes positives et significatives) et une chute des valeurs MPF et MF (pentes négatives et significatives) sont quantifiées.

- Indices EMGS de la fatigue neuro-musculaire

Les valeurs moyennes des pentes des relations de chaque paramètre EMGS en fonction du temps sont comparées entre les différents groupes de sujets, les différents muscles et les deux tests de fatigue.

Chaque femme réalise l'ensemble des tests selon le protocole résumé ci-dessous (Figure 35).

La durée du protocole est de 90 minutes en tenant compte du repérage et de la mise en place des électrodes.

Le protocole prévoit que les femmes réalisent ces tests plusieurs fois au cours de leur grossesse avec un intervalle d'un mois entre deux passages.

L'ensemble des explorations et des traitements a été réalisé par le même expérimentateur.

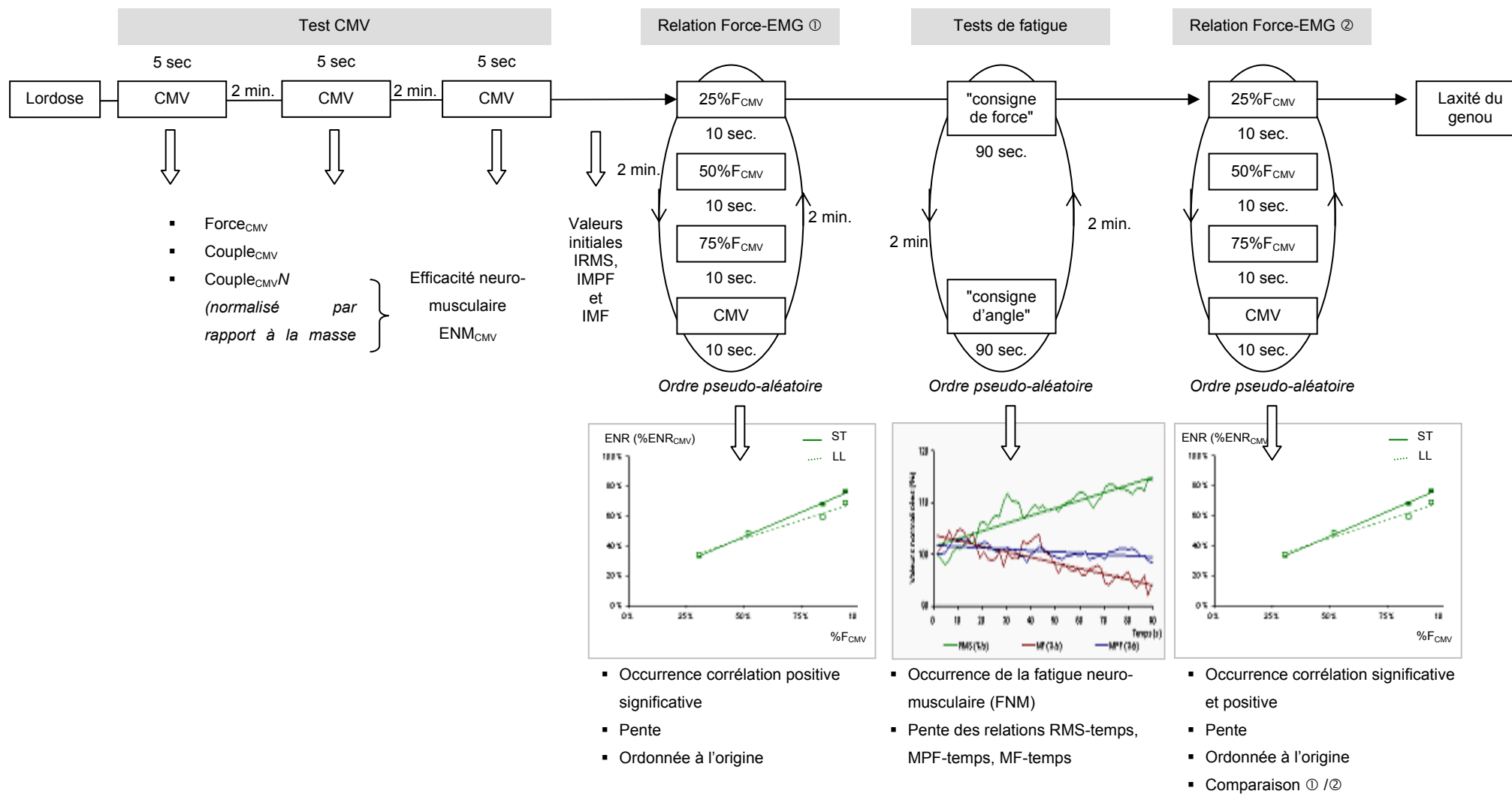


Figure 35 : Description du protocole de quantification de la fatigabilité des muscles extenseurs du tronc des muscles Spinalis Thoracis (ST) et Longissimus Lumborum (LL).

5. Statistiques

L'existence d'une relation entre deux variables nominales (catégorie liée à l'état -C, ENC-, ENC+ ; présence/absence des critères de fatigue,...) a été déterminée à partir de l'analyse de Tableau de contingence (χ^2) avec la probabilité exacte de Fisher. Les effets groupes (C, ENC-, ENC+) sont estimés à l'aide du test de Kruskal-Wallis (H_{ddl}).

Les interactions (effets groupe, muscle, latéralisation...) sont analysées à partir d'analyses de variance (ANOVA) à plusieurs facteurs (F_{ddl}). Les degrés de liberté ont été corrigés en utilisant la méthode de Geisser et Greenhouse (1958). En cas de significativité du test F, des tests de Rang de Wilcoxon sur séries appariées et des tests de Mann-Whitney sur séries non-appariées ont été effectués (z).

Les interactions et corrélations non significatives ne sont pas précisées.

Les coefficients de corrélation (R^2) et la significativité de la corrélation sont estimés pour chaque relation (F_{ddl}).

Le seuil de significativité retenu est de 0,05. Les résultats indicatifs ($0,05 < p < 0,10$) sont également précisés dans certains cas. Les valeurs exprimées en pourcentages ont été transformées en arcsinus afin de stabiliser la variance (Winer, 1971). Les données sont exprimées en valeur moyenne $\pm$ 1 Déviation Standard (D.S.).

D. Résultats

1. Caractéristiques des sujets

a) Lordose

La lordose a été mesurée sur l'ensemble des sujets. Compte tenu de l'imprécision des mesures (délimitation manuelle de la surface à calculer), seules les lordoses de 3 femmes "contrôles" (C), 3 femmes enceintes sans maux de dos (ENC-) et 6 avec maux de dos (ENC+) ont pu être mesurées.

Les lordoses normalisées sont identiques dans tous les groupes (C : 31 ± 18 cm²/m ; ENC- : 41 ± 6 cm²/m ; ENC+ : 41 ± 13 cm²/m ; $H_2 = 1,51$).

Les valeurs normalisées de lordose des femmes ENC+ augmentent avec le gain relatif de masse corporelle ($F_{1,7} = 14,73$; $p = 0,019$; $R^2 = 79\%$). Le groupe ENC- est constitué de trop peu de sujets pour rechercher une corrélation.

b) Laxité ligamentaire

Aucune différence inter-groupe pour le score global de laxité (C : $7,6 \pm 2,4$ mm ; ENC- : $7,9 \pm 1,8$ mm ; ENC+ : $8,0 \pm 2,0$ mm ; $H_2 = 0,57$) n'est observée.

c) Douleurs dorsales

Le niveau de douleur défini par l'intensité et l'occurrence des douleurs chez les femmes ENC+ est présenté dans le Tableau 8.

Intensité et occurrence	Niveau	Enc+
Modérée et discontinue	4	45,5% (5/11)
Légère et continue	5	-
Modérée et continue	6	9% (1/11)
Invalidante (continue ou discontinue)	8	45,5% (5/11)

Tableau 8 : Niveau des douleurs dorsales (unité arbitraire) ressenties par les femmes enceintes avec maux de dos (ENC+).

Ces femmes ressentent essentiellement (Tableau 9) des douleurs pelviennes (27%) et lombaires (63%). Ces dernières sont associées à des douleurs thoraciques dans 18% de cas.

Localisation	Prévalence (%)
Douleur diffuse :	9
Douleurs lombaires :	63
<i>seules :</i>	27
<i>+ thoraciques :</i>	18
<i>+ haut du dos :</i>	9
<i>+ trapèzes :</i>	9
Douleurs pelviennes :	27
<i>seules :</i>	18
<i>+ fesses :</i>	9

Tableau 9 : Localisation et prévalence (%) des différentes douleurs dorsales ressenties chez la femme enceinte avec maux de dos.

Le niveau de douleurs dorsales (Figure 36) diminue de manière significative avec la taille des sujets ($F_{1,9} = 17,69$; $p = 0,002$) et augmente avec le score de laxité ligamentaire ($F_{1,9} = 8,17$; $p = 0,019$). Aucune relation significative n'existe entre la taille et le score global de laxité ($F_{1,9} = 3,02$).

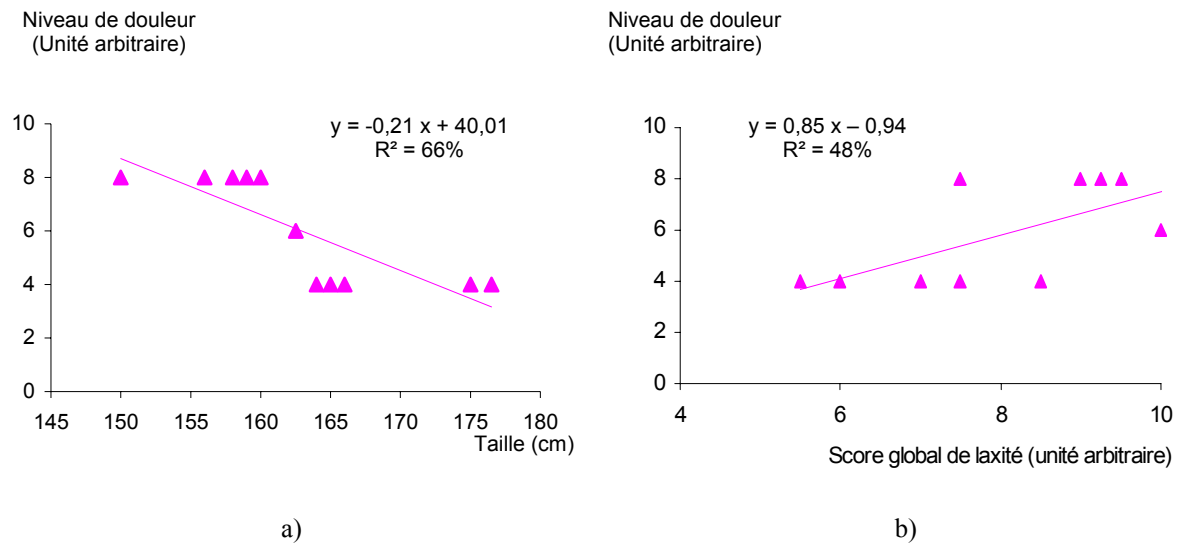


Figure 36 : Evolution des niveaux de douleurs dorsales chez les femmes enceintes en fonction (a) de la taille et (b) du score global de laxité.

2. Valeurs initiales

Le Tableau 10 présente les valeurs initiales de RMS, MF et MPF obtenues pour les trois groupes de femmes, pour les muscles *Spinalis Thoracis* (ST) et *Longissimus Lumborum* (LL).

		C	ENC-	ENC+	C vs ENC-	C vs ENC+	ENC- vs ENC+
IRMS_ST	(μV)	30 ± 17	25 ± 11	19 ± 8	ns	***	**
		ns	***	***			
IRMS_LL	(μV)	31 ± 12	42 ± 20	25 ± 11	*	*	***
IMF_ST	(Hz)	72 ± 22	67 ± 15	62 ± 18	ns	**	ns
		***	ns	***			
IMF_LL	(Hz)	60 ± 15	69 ± 11	70 ± 12	**	**	ns
IMPF_ST	(Hz)	94 ± 26	96 ± 12	99 ± 35	ns	ns	ns
		***	ns	ns			
IMPF_LL	(Hz)	82 ± 14	93 ± 15	99 ± 17	**	***	ns

Tableau 10 : Valeurs initiales (moyenne ± 1 D.S.) de RMS (IRMS), de MF (IMF) et de MPF (IMPF) obtenues pour les contrôles (C), les femmes sans douleurs dorsales (ENC-) et les femmes avec douleurs dorsales (ENC+) pour les muscles *Spinalis Thoracis* (ST) et *Longissimus Lumborum* (LL). *** : $p < 0,001$; ** : $p < 0,01$; * : $p < 0,05$; ns : non significatif.

Pour les valeurs initiales des paramètres de RMS et MF, une interaction "groupe x muscle" est observée (IRMS : $F_{2,207} = 5,69$; $p = 0,004$; IMF : $F_{2,207} = 7,74$; $p < 0,001$). Les valeurs initiales de MPF, quant à elles, varient en fonction du groupe de femmes considéré mais ne sont significatives que pour les muscles LL ($H_2 = 10,08$; $p = 0,007$).

L'effet inter-groupe varie selon le muscle considéré.

Pour le muscle LL, les valeurs initiales de RMS (+35% ; $z = 2,05$; $p = 0,040$), de MF (+15% ; $z = 2,90$; $p = 0,004$) et de MPF (+13% ; $z = 2,73$; $p = 0,006$) sont supérieures chez le groupe ENC- par rapport au groupe contrôle. Pour les muscles ST, aucun effet significatif n'est observé entre ces deux groupes de femmes.

Quel que soit le groupe musculaire considéré, les femmes du groupe ENC+ présentent des valeurs initiales RMS inférieures à celles du groupe contrôle (ST : -37% ; $z = 3,58$; $p < 0,001$; LL : -19% ; $z = 2,37$; $p = 0,018$). Dans le cas des valeurs initiales de MF des muscles ST, les femmes ENC+ présentent des valeurs inférieures au groupe contrôle (-14% ; $z = 2,71$; $p = 0,007$). Tandis que pour les muscles LL, les valeurs initiales de MF et MPF sont plus élevées chez les femmes ENC+ que chez les femmes "contrôles" (IMF : +17% ; $z = 3,21$; $p = 0,001$; IMPF : +21% ; $z = 4,21$; $p < 0,001$).

Seules les valeurs initiales RMS des muscles ST et LL des femmes ENC+ sont inférieures à celles des femmes ENC- (ST : -24% ; $z = 2,81$; $p = 0,005$; LL : -40% ; $z = 4,06$; $p < 0,001$).

Des différences entre les deux groupes musculaires sont observées en fonction du groupe de femmes considéré.

Dans le groupe contrôle, les muscles ST et LL présentent des valeurs initiales RMS similaires ($z = 0,21$). Cependant, les valeurs initiales de MPF et de MF des muscles LL sont inférieures à celles des muscles ST (IMF : -17% ; $z = 3,97$; $p < 0,001$; IMPF : -13% ; $z = 3,25$; $p < 0,001$).

Dans le groupe ENC-, les différences entre les muscles ST et LL ne s'observent qu'au niveau des valeurs d'IRMS (+68% ; $z = 3,42$; $p < 0,001$).

Enfin, dans le groupe ENC+, les différences entre les muscles ST et LL s'observent pour les valeurs d'IRMS (+32% ; $z = 4,15$; $p < 0,001$) et d'IMF (+13% ; $z = 3,45$; $p < 0,001$).

3. Contraction maximale volontaire et Efficacité neuro-musculaire (ENM_{CMV})

La Figure 37 présente les valeurs de force (F_{CMV}), de couple (C_{CMV}) et de couple normalisé par rapport à la masse corporelle ($C_{CMV}N$). Aucune différence inter-groupe n'est observée pour les différents indices calculés ($F_{CMV} : H_2 = 3,04$, $C_{CMV} : H_2 = 1,94$; $C_{CMV}N : H_2 = 3,50$).

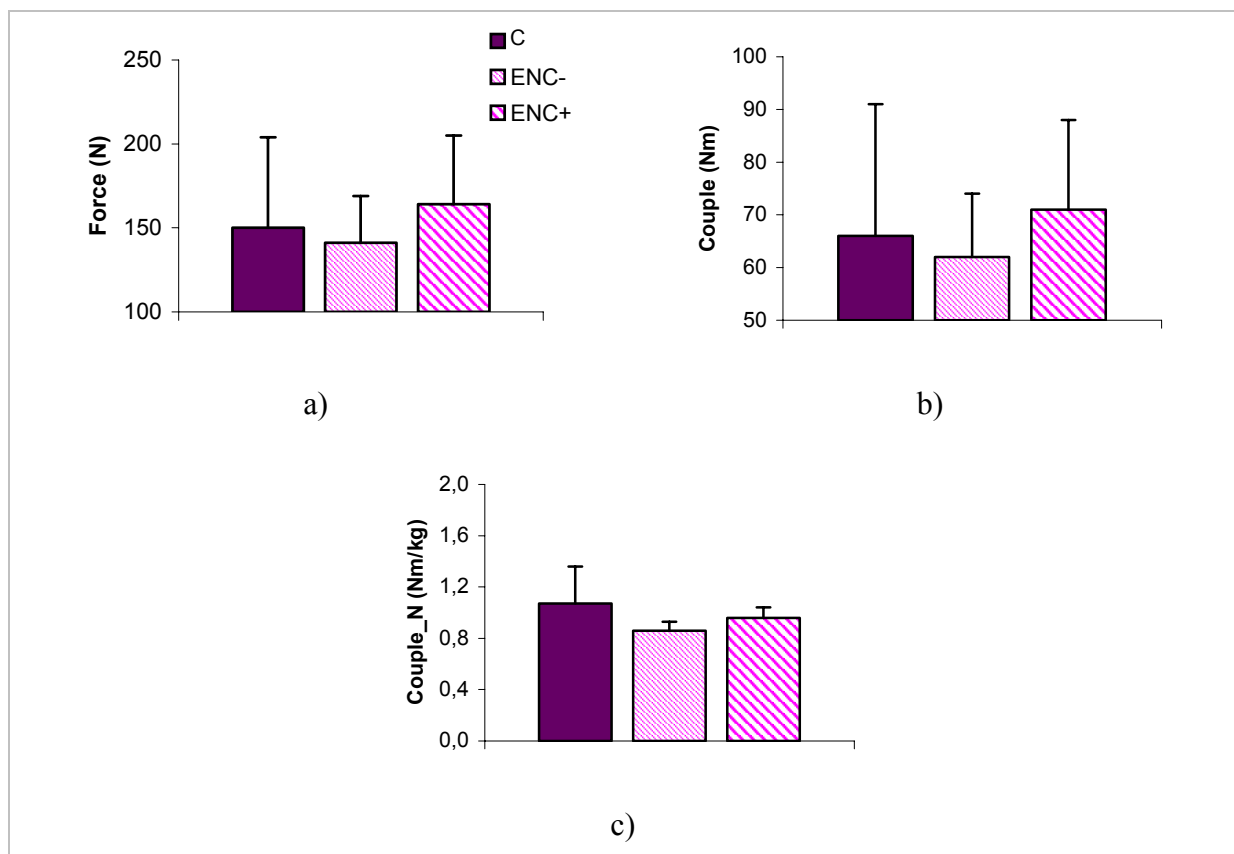


Figure 37 : Valeurs (moyenne ± 1 D.S.) de la force (a), du couple (b) et du couple normalisé (c) obtenues lors du test de CMV pour les trois groupes : contrôle (C), femmes enceintes sans (ENC-) et avec (ENC+) maux de dos.

Les valeurs de couple augmentent avec l'IMC (Figure 38) seulement chez les femmes "contrôles" ($F_{1,7} = 10,54$; $p = 0,014$).

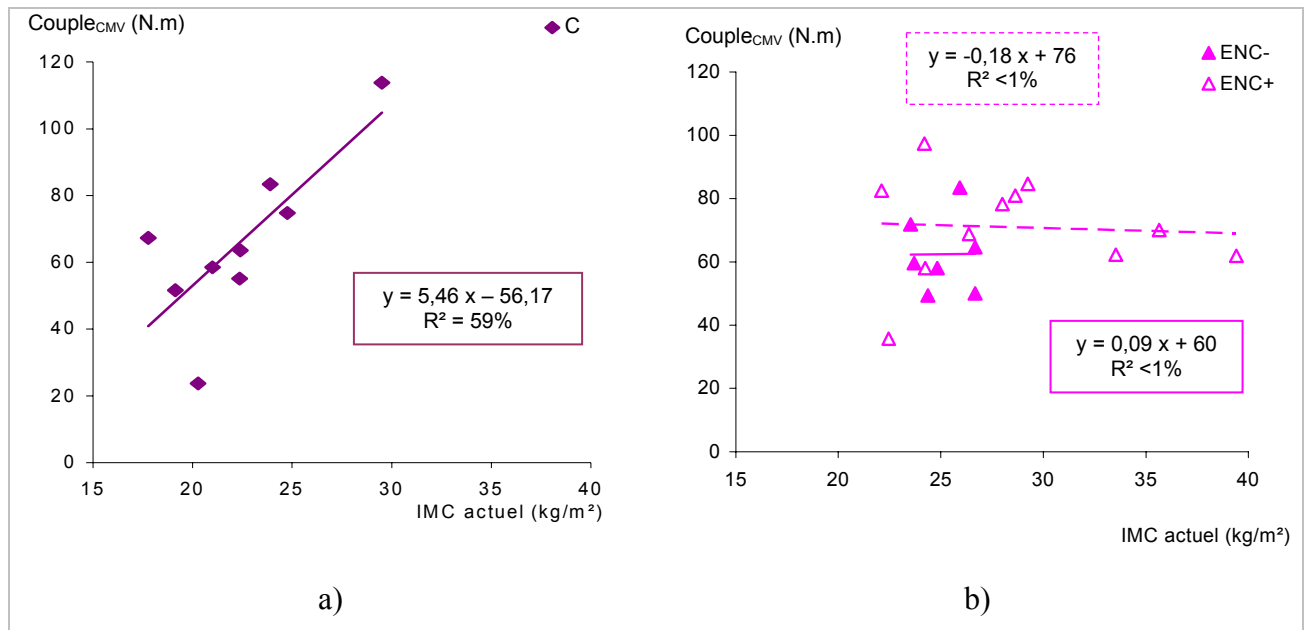


Figure 38 : Evolution du couple en fonction de l'IMC (kg/m²) chez les contrôle (C) et femmes enceintes sans (ENC-) et avec (ENC+) maux de dos.

L'activité des muscles ST, quantifiée par l'énergie du signal EMGS (ENR), lors du test de CMV (Figure 39) diffère selon le groupe considéré ($H_2 = 11,34$; $p = 0,004$). Dans le groupe ENC+, l'activité des muscles ST est inférieure à celle observée dans les deux autres groupes (ENC+ $\underline{\text{vs}}$ C : -57% ; $z = 3,12$; $p = 0,002$; ENC+ $\underline{\text{vs}}$ ENC- : -66% ; $z = 2,55$; $p = 0,011$). Cette différence n'existe pas pour les muscles LL ($H_2 = 3,14$). L'activité des muscles ST dans le groupe ENC+ est quatre fois plus petite que celle des muscles LL ($z = 2,43$; $p = 0,015$).

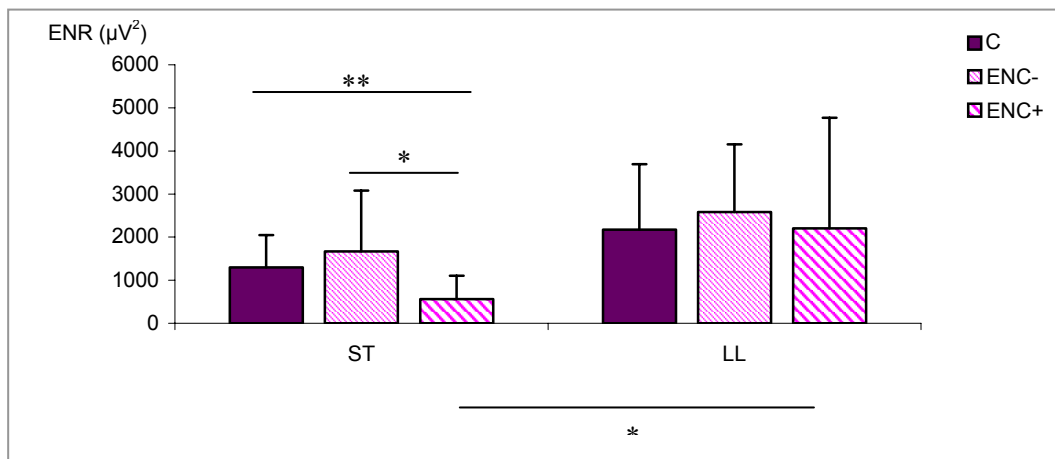


Figure 39 : Valeurs (moyenne $\pm$ 1 D.S.) d'énergie (ENR ; μV^2) obtenues pour les muscles Spinalis Thoracis (ST) et Longissimus Lumborum (LL) chez les contrôles (C), les femmes enceintes sans (ENC-) et avec (ENC+) maux de dos lors du test de CMV. * : $p < 0,05$; ** : $p < 0,001$.

Lors du test de CMV, le rapport entre le couple normalisé et l'activité de l'ensemble des muscles étudiés définit l'efficacité neuro-musculaire (ENM_{CMV}). Celle-ci diffère (Figure 40) en fonction du groupe de femmes ($H_2 = 6,57$; $p = 0,037$). L' ENM_{CMV} chez les femmes ENC+ est plus élevée par rapport à celle observée dans les deux autres groupes (C : $z = 2,09$; $p = 0,036$; ENC- : $z = 2,15$; $p = 0,032$).

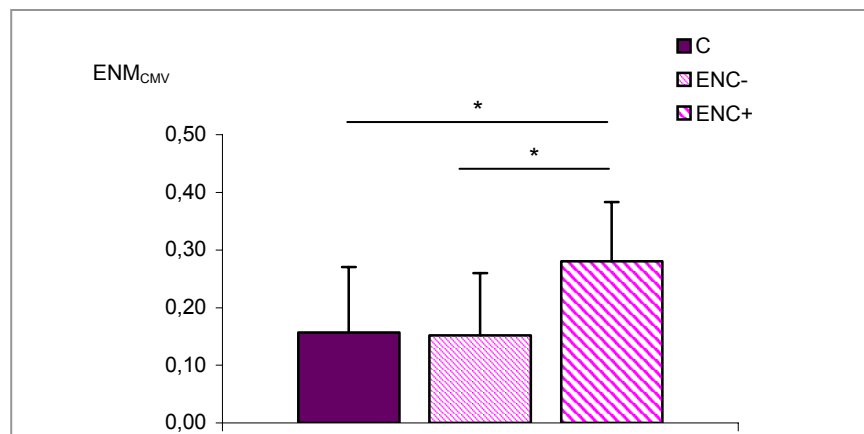


Figure 40 : Efficacité neuro-musculaire (ENM ; moyenne $\pm$ 1 D.S.) obtenues lors du test de CMV pour les trois groupes : contrôle (C), femmes enceintes sans (ENC-) et avec (ENC+) maux de dos. * : $p < 0,05$.

4. Relation Force-EMG

a) Participation musculaire

Une corrélation positive significative entre la force développée et l'activité du muscle étudié indique sa participation.

Le Tableau 11 présente l'occurrence des corrélations positives significatives entre la Force (F_{CMV} ; %max) et l'activité musculaire (ENR ; %max) de chaque muscle étudié avant et après les tests de fatigue.

		C		ENC-	ENC+
Avant fatigue	%_ST	0%	*	29%	18%
		(0/18)		(4/14)	(4/22)
		***		ns	**
	%_LL	61%		43%	68%
		(11/18)		(6/14)	(15/22)
Après fatigue	%_ST	11%		36%	23%
		(2/18)		(5/14)	(5/22)
		*		ns	**
	%_LL	56%		50%	68%
		(10/18)		(7/14)	(15/22)

*Tableau 11 : Occurrence (pourcentage et nombre) des corrélations positives significatives entre la force développée et l'activité musculaire chez les contrôles (C), les femmes enceintes sans (ENC-) et avec (ENC+) maux de dos pour les muscles Spinalis Thoracis (ST) et Longissimus Lumborum (LL) avant et après les tests de fatigue. *** : $p < 0,001$; ** : $p < 0,01$; * : $p < 0,05$; ns : non significatif.*

Avant fatigue, l'occurrence des corrélations est supérieure pour le groupe ENC- par rapport au groupe contrôle pour les muscles ST uniquement ($\chi^2 = 3,56$; $p = 0,028$).

L'occurrence des corrélations pour les muscles ST avant et après fatigue est inférieure à celle des muscles LL chez les femmes "contrôles" (avant : $\chi^2 = 13,09$; $p < 0,001$; après : $\chi^2 = 6,13$; $p = 0,012$) comme chez les femmes ENC+ (avant : $\chi^2 = 9,26$; $p = 0,002$; après : $\chi^2 = 7,43$; $p = 0,006$).

b) Efficacité neuro-musculaire (ENM)

L'ENM, en conditions sous-maximales, correspond à l'inverse de la pente de la relation ENR/F_{CMV} .

Aucun effet inter-groupe ou de la fatigue n'est observé pour le muscle ST (Figure 41).

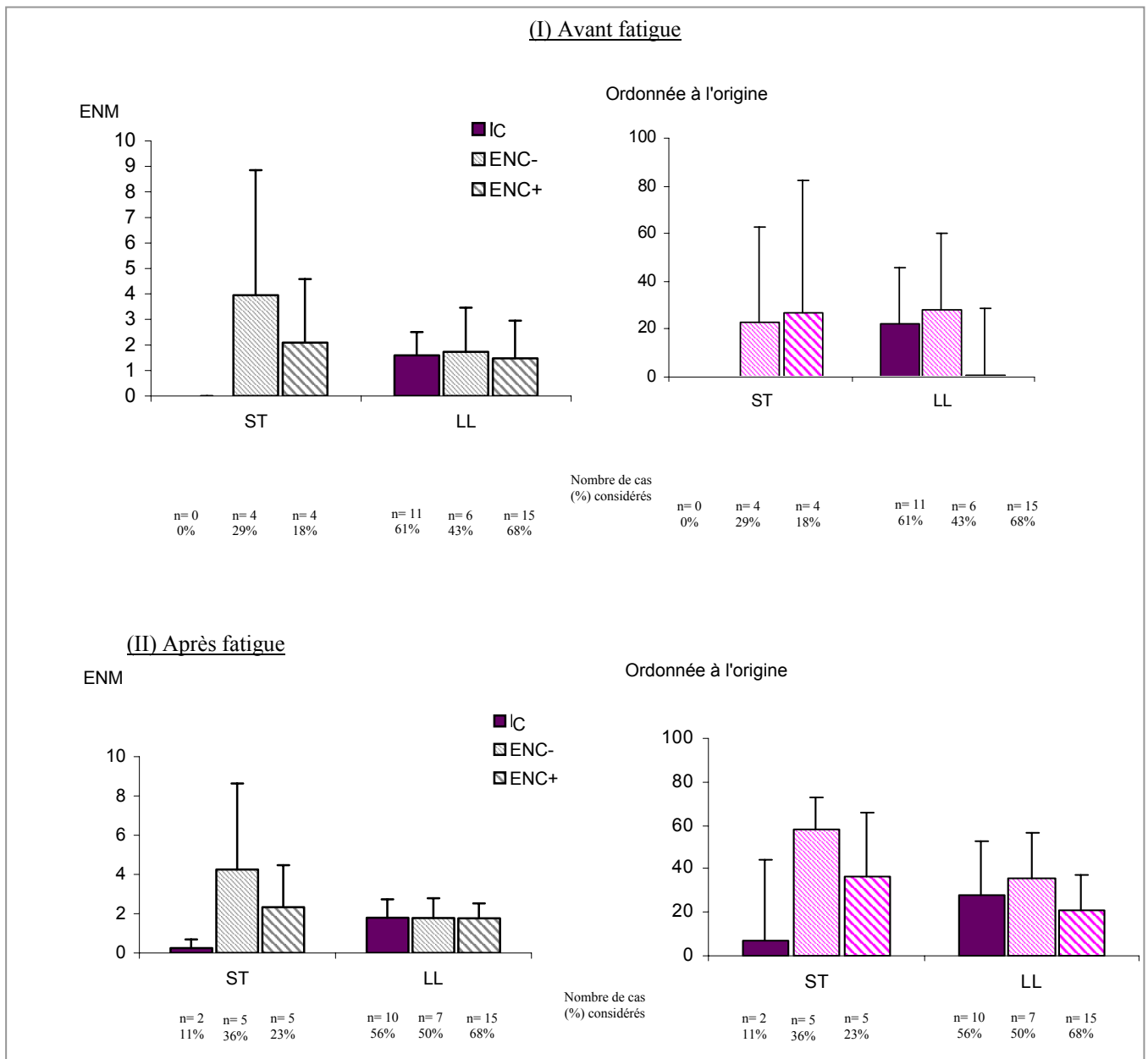


Figure 41 : ENM et ordonnée à l'origine (moyenne $\pm$ 1 D.S.) des relations ENR/F_{CMV} chez les contrôles (C) et les femmes enceintes sans (ENC-) et (ENC+) avec maux de dos pour les muscles Spinalis Thoracis (ST) et LongissimusLumborum (LL) avant (I) et après (II) les tests de fatigue.

5. Fatigue neuro-musculaire

a) Occurrence de la fatigue neuro-musculaire

La fatigue neuro-musculaire (FNM) est caractérisée par une augmentation des valeurs de RMS (pentes positives significatives) et une chute des valeurs de MPF et MF (pentes négatives significatives) au cours du temps lors du maintien d'une consigne de force ou de position.

Les critères de MF et MPF ne présentant pas les mêmes niveaux de significativité, l'étude de l'occurrence des critères de FNM a été réalisée à partir de l'étude des relations RMS-temps et MF-temps puis de RMS-temps et MPF-temps.

(1) Relations RMS-temps et MF-temps

Le Tableau 12 présente l'occurrence des augmentations de RMS, des chutes de MF et de la combinaison de ces deux critères, désignant des cas de fatigue neuro-musculaire (FNM), pour les muscles *Spinalis Thoracis* (ST) et *Longissimus Lumborum* (LL).

Consigne		Force			Angle		
		C	ENC-	ENC+	C	ENC-	ENC+
<i>Spinalis Thoracis</i>	↗ RMS	61%	57%	41%	50%	64%	32%
		(11/18)	(8/14)	(9/22)	(9/18)	(9/14)	(7/22)
	↘ MF	67%	50%	64%	56%	57%	36%
		(12/18)	(7/14)	(14/22)	(10/18)	(8/14)	(8/22)
	FNM	33%	21%	23%	39%	36%	14%
		(6/18)	(5/14)	(6/22)	(7/18)	(4/14)	(2/22)
<i>Longissimus Lumborum</i>	↗ RMS	39%	50%	55%	39%	43%	68% [#]
		(7/18)	(7/14)	(12/22)	(7/18)	(6/14)	(15/22)
	↘ MF	50%	43%	64%	22% *	71%	36%
		(9/18)	(6/14)	(14/22)	(4/18)	(10/14)	(8/22)
	FNM	33%	36%	46%	17%[#] *	57%	36%
		(6/18)	(5/14)	(10/22)	(3/18)	(8/14)	(8/22)

*Tableau 12 : Occurrence (pourcentage ; nombre) pentes positives des relations RMS-temps, des pentes négatives des relations MF et de la fatigue neuro-musculaire lors des tests "consignes de force" et "consigne d'angle" chez les contrôles (C), les femmes enceintes sans (ENC-) et avec (ENC+) maux de dos. Effet groupe : * : $p < 0,05$; Effet muscle : # : $p < 0,05$.*

Aucune différence significative n'est observée dans le cas du test "consigne de force".

Lors du test "consigne d'angle", l'occurrence des chutes de MF et de FNM des muscles LL est supérieure chez les femmes ENC- par rapport aux femmes "contrôles" (MF : $\chi^2 = 5,88$; $p = 0,011$; FNM : $\chi^2 = 4,07$; $p = 0,027$).

Chez les femmes "contrôles", l'occurrence de la FNM est supérieure pour le muscle ST que pour le muscle LL ($\chi^2 = 4,07$; $p = 0,027$).

Chez les femmes ENC+, l'occurrence d'augmentation de RMS est inférieure pour les muscles ST que pour les muscles LL ($\chi^2 = 4,46$; $p = 0,034$).

(i) *Relations RMS-temps et MPF-temps*

Seul un effet muscle est observé et uniquement chez les femmes ENC+. L'occurrence d'augmentation de RMS, de chute de MPF et de FNM, lors du test "consigne d'angle", est supérieure pour les muscles LL par rapport aux muscles ST (RMS : $\chi^2 = 4,46$; $p = 0,034$; MPF : $\chi^2 = 3,34$; $p = 0,067$; FNM : $\chi^2 = 8,49$; $p = 0,003$) (Tableau 13).

Consigne		Force			Angle		
		C	ENC-	ENC+	C	ENC-	ENC+
<i>Spinalis Thoracis</i>	↗ RMS	61%	57%	41%	50%	64%	32%
		(11/18)	(8/14)	(9/22)	(9/18)	(9/14)	(7/22)
	↘ MPF	67%	64%	59%	50%	36%	27%
		(12/18)	(9/14)	(13/22)	(9/18)	(5/14)	(6/22)
	Critères de fatigue	33%	36%	27%	39%	29%	9%
<i>Longissimus Lumborum</i>		(6/18)	(5/14)	(6/22)	(7/18)	(4/14)	(2/22)
	↗ RMS	39%	50%	55%	39%	43%	68% [#]
		(7/18)	(7/14)	(12/22)	(7/18)	(6/14)	(15/22)
	↘ MPF	61%	64%	68%	56%	71%	59% ^(#)
		(11/18)	(9/14)	(15/22)	(10/18)	(10/14)	(13/22)
	Critères de fatigue	39%	50%	46%	39%	36%	55%^{##}
		(7/18)	(7/14)	(10/22)	(7/18)	(5/14)	(12/22)

Tableau 13 : Occurrence (pourcentage ; nombre) des pentes positives des relations RMS-temps, des pentes négatives des relations MPF et de la fatigue neuro-musculaire lors des tests "consignes de force" et "consignes d'angle" chez les contrôles (C), les femmes enceintes sans (ENC-) et avec (ENC+) maux de dos. Effet muscle : ## : $p < 0,01$; # : $p < 0,05$; (#) : $p < 0,10$.

b) Indices EMGS de fatigue

La fatigue neuro-musculaire est étudiée à partir des pentes des relations de MF-temps, MPF-temps et RMS-temps.

Seules les courbes présentant une évolution temporelle significative des paramètres EMG ont été étudiées, c'est-à-dire plus de 60% des cas étudiés.

MF ne semble influencée par aucun des facteurs étudiés (Tableau 14).

Les femmes "contrôles" présentent le critère de fatigue attendu c'est-à-dire des pentes négatives pour la relation MF-temps.

		MF (%/s)		
	Consigne	C	ENC-	ENC+
<i>Spinalis Thoracis</i>	Force	-0,081 ± 0,082	0,005 ± 0,124	0,045 ± 0,384
	Angle	-0,055 ± 0,070	-0,039 ± 0,138	0,065 ± 0,230
<i>Longissimus Lumborum</i>	Force	-0,047 ± 0,071	0,003 ± 0,124	-0,062 ± 0,066
	Angle	-0,010 ± 0,078	-0,057 ± 0,028	-0,012 ± 0,084

Tableau 14 : Coefficients de régression (moyenne ± 1 D.S.) de MF en fonction du temps pour les contrôles (C), femmes enceintes sans (ENC-) et avec (ENC+) maux de dos.

Les valeurs moyennes des pentes RMS-temps et MPF-temps sont représentées sur la Figure 42.

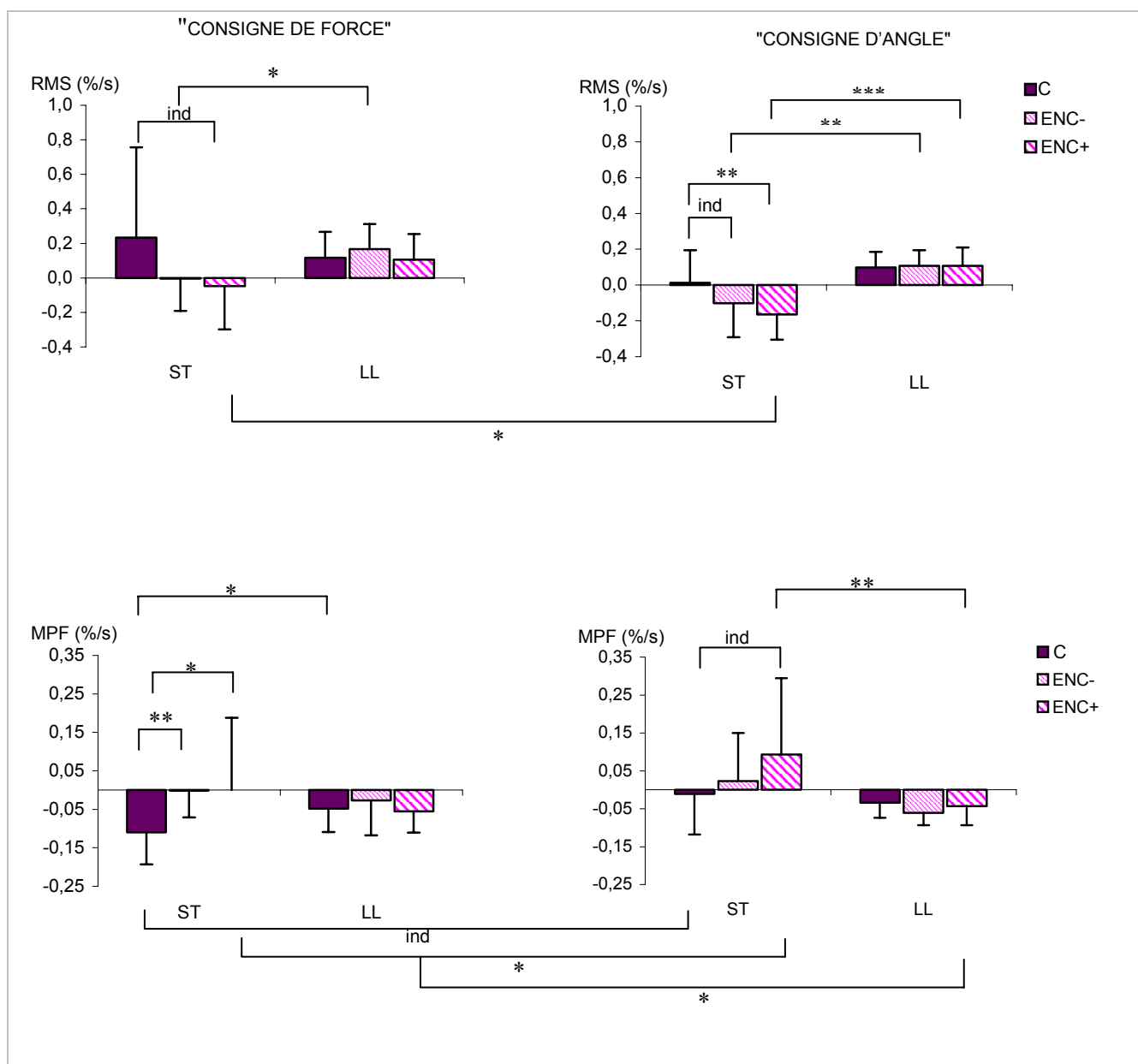


Figure 42 : Coefficients de régression (moyenne $\pm$ 1 D.S.) de RMS et MPF en fonction du temps pour les contrôles (C), femmes enceintes sans (ENC-) et avec (ENC+) maux de dos pour les muscles Spinalis Thoracis (ST) et Longissimus Lumborum (LL) lors des tests de fatigue. *** : $p < 0,001$; ** : $p < 0,01$; * : $p < 0,05$; ind : $p < 0,10$; ns : non significatif.

Les différences inter-groupes varient en fonction du muscle (RMS : $F_{2,171} = 5,19$; $p = 0,007$; MPF : $F_{2,158} = 3,88$; $p = 0,023$) considéré.

Pour les muscles ST, les valeurs moyennes des pentes des relations RMS-temps sont positives pour les femmes "contrôles" et négatives pour les femmes enceintes.

Toutefois, chez les femmes ENC-, cette différence est indicative en "consigne d'angle" ($z = 1,79$; $p = 0,074$) alors que, chez les femmes ENC+, elle est indicative en "consigne de force" ($z = 1,95$; $p = 0,050$) et significative en "consigne d'angle" ($z = 2,80$; $p = 0,005$).

Contrairement à ce qui est relevé pour la RMS, la grossesse augmente les valeurs moyennes des pentes des relations MPF-temps pour les muscles ST jusqu'à des valeurs positives lors des tests "consigne de force" ($C_{\underline{vs}} \text{ ENC-} : z = 3,19$; $p = 0,001$; $C_{\underline{vs}} \text{ ENC+} : z = 2,01$; $p = 0,045$) et "consigne d'angle" ($C_{\underline{vs}} \text{ ENC+} : z = 1,86$; $p = 0,063$).

Aucune différence inter-groupe n'est observée pour les muscles LL.

Un effet muscle est observé. Chez les femmes "contrôles" en test "consigne de force", la pente négative des relations MPF-temps est plus marquée pour les muscles ST ($z = 2,40$; $p = 0,017$) que pour les muscles LL.

Chez les femmes ENC-, quel que soit le test, les valeurs moyennes des pentes des relations RMS-temps sont positives pour les muscles LL et négatives pour les muscles ST (Force : $z = 2,13$; $p = 0,033$; Angle : $z = 2,67$; $p = 0,007$).

Chez les femmes ENC+, lors du test "consigne d'angle", les valeurs moyennes des pentes des relations RMS-temps sont positives pour les muscles LL et négatives pour les muscles ST ($z = 3,36$; $p < 0,001$). L'inverse étant observé pour les paramètres MPF ($z = 2,61$; $p = 0,009$).

Un effet consigne, différent en fonction de la consigne considérée (RMS : $F_{1,171} = 3,44$; $p = 0,066$; MPF : $F_{1,158} = 4,39$; $p = 0,038$) est observé chez les femmes "contrôles" et ENC+. Les pentes négatives des relations MPF-temps pour les muscles ST chez les femmes "contrôles" sont plus marquées lors du test "consigne de force" ($z = 1,89$; $p = 0,059$).

Les coefficients positifs de MPF pour les muscles ST chez les femmes ENC+ sont plus marqués lors du test "consigne d'angle" ($z = 2,16$; $p = 0,031$). Les coefficients négatifs de MPF pour les muscles LL chez les femmes ENC+ sont moins marqués lors du test "consigne d'angle" ($z = 2,05$; $p = 0,041$).

Chez certains sujets, les valeurs RMS des muscles ST diminuent au cours des tests de fatigue alors que celles des muscles LL augmentent (Figure 43).

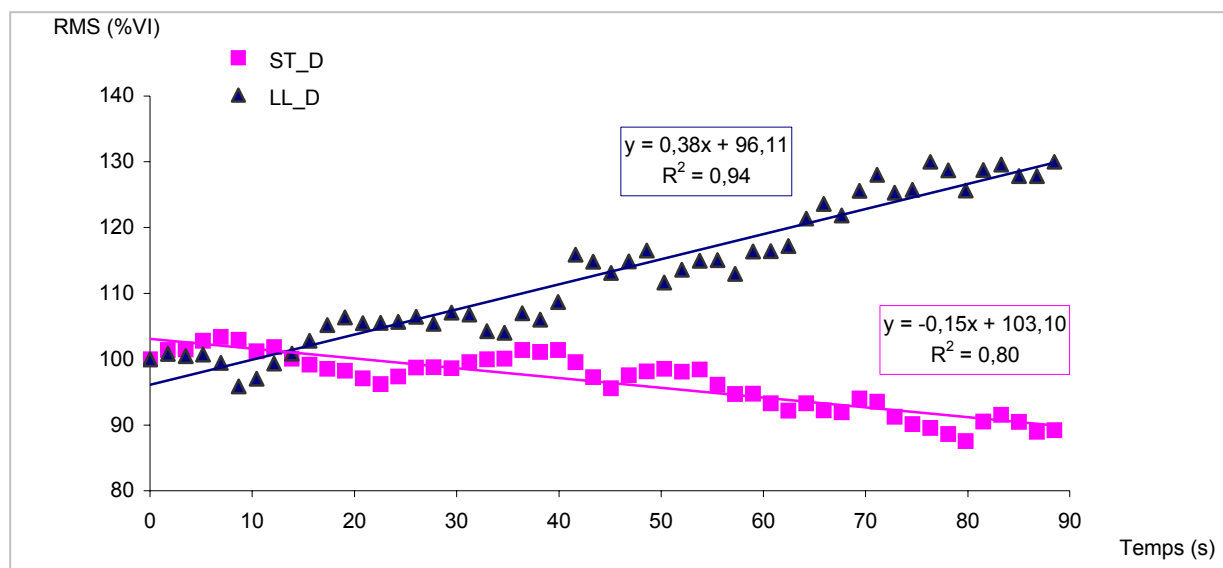


Figure 43 : Valeurs RMS (% valeur initiale, VI) en fonction du temps d'un muscle Spinalis Thoracis dominant (ST_D) et d'un muscle Longissimus Lumborum dominant (LL_D) lors d'un test "consigne d'angle" chez une femme enceinte souffrant de maux de dos.

De plus, la RMS des muscles LL augmente d'autant plus que celle des muscles ST chute (Figure 44). Cette relation illustre un relais d'activité musculaire.

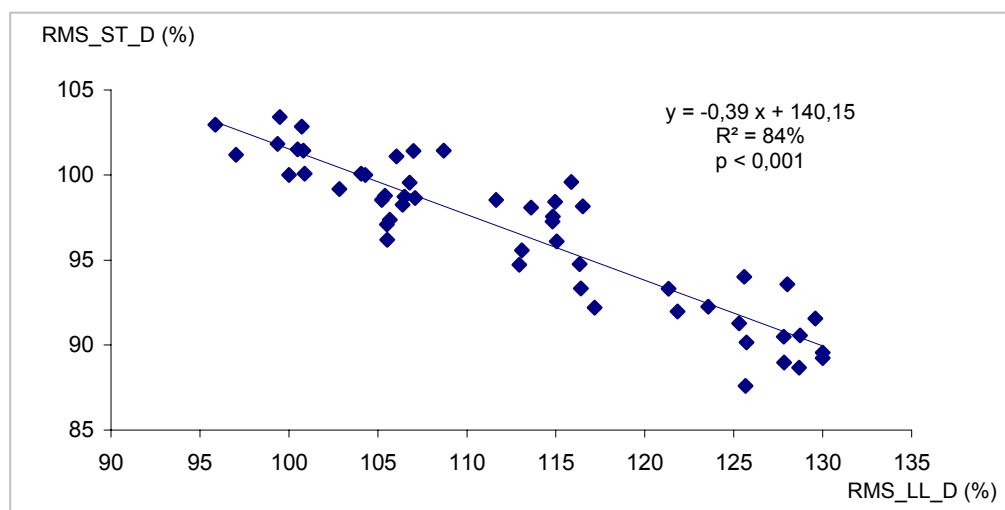


Figure 44 : Corrélation entre les valeurs RMS d'un muscle Spinalis Thoracis dominant (ST_D) et d'un muscle Longissimus Lumborum dominant (LL_D) lors d'un test "consigne d'angle" chez une femme enceinte souffrant de maux de dos.

Lors du test "consigne d'angle", cette relation s'observe pour 44% des femmes "contrôles", 71% dans le groupe ENC- et **90%** dans le groupe ENC+ (un seul sujet ne présente pas de corrélation négative et significative).

Dans le groupe ENC-, les muscles ST ont des valeurs initiales de RMS (-33% ; $z = 2,75$; $p = 0,006$) inférieures dans le cas de l'apparition du relais d'activité musculaire. Les muscles LL ont, quant à eux, des valeurs initiales de MPF supérieures (-18% ; $z = 3,05$; $p = 0,002$). Aucune différence de valeurs initiales n'est observée dans le groupe contrôle.

Lors de l'apparition d'un relais d'activité musculaire, les critères classiques de fatigue ne sont pas retrouvés. Les pentes des relations des paramètres EMGS en fonction du temps deviennent positives pour MPF (avec : 0,038 %/s ; sans : -0,043 %/s ; $z = 2,45$; $p = 0,014$) et MF (avec : 0,035 %/s ; sans : -0,058 %/s ; $z = 2,07$; $p = 0,038$). L'inverse est observé pour RMS mais seulement de manière indicative (avec relais d'activité : -0,072 %/s ; sans : 0,058 %/s ; $z = 1,72$; $p = 0,086$).

Dans le cas du test "consigne de force", ce relais d'activité musculaire est observé pour 44% des femmes "contrôles", 57% dans le groupe ENC- et **73%** dans le groupe ENC+.

Dans le groupe contrôle, aucune différence des paramètres de l'EMGS ou de niveau de fatigue généralisée n'est observée entre les femmes présentant un relais d'activité musculaire et les autres.

Dans le groupe ENC-, un niveau de fatigue généralisée plus élevé (+174% ; $z = 2,04$; $p = 0,042$) et des valeurs initiales de RMS inférieures (-47% ; $z = 2,95$; $p = 0,003$) et MPF supérieures (+15% ; $z = 2,28$; $p = 0,023$) sont observés pour les muscles LL uniquement.

Dans le groupe ENC+, le relais d'activité musculaire apparaît chez les femmes présentant des niveaux de fatigue généralisée deux fois plus élevés ($z = 2,08$; $p = 0,038$), des valeurs initiales de RMS plus petites pour les deux groupes musculaires (ST : -41% ; $z = 4,34$; $p < 0,001$; LL : -40% ; $z = 3,69$; $p < 0,001$) et de MPF plus élevées (ST : +24% ; $z = 2,40$; $p = 0,017$; LL : +22% ; $z = 2,87$; $p = 0,004$).

Quel que soit le groupe de sujets considéré, les valeurs moyennes des pentes des relations MPF-temps sont alors plus faibles pour les muscles ST (avec relais d'activité : $0,038 \pm 0,018$ %/s ; sans : $-0,043 \pm 0,096$ %/s ; $z = 2,71$; $p = 0,007$) et plus élevés pour les muscles LL (avec : -0,058 %/s ; sans : -0,026 %/s ; $z = 2,11$; $p = 0,035$).

6. Effet des semaines d'aménorrhée

Sept femmes enceintes (3 ENC- ; 4 ENC+) parmi les 18 ont été explorées à 29 ± 3 SA et à 36 ± 2 SA ($z = 2,21$; $p = 0,028$). Seul un sujet ENC+ a réalisé une exploration supplémentaire à 33 semaines d'aménorrhée.

Les caractéristiques liées à la grossesse comme la masse corporelle (+5% ; $z = 2,20$; $p = 0,028$), l'IMC (+3% ; $z = 2,20$; $p = 0,028$) et le gain de masse corporelle (+40% ; $z = 2,20$; $p = 0,028$) sont tous significativement plus élevés lors du second passage (Tableau 15).

Les scores de laxité ligamentaire du genou ($z = 1,29$) et de F_{CMV} ($z = 0,73$) ne sont pas différents entre les deux passages.

	P1		P2
Semaines d'aménorrhée	29 ± 3	*	36 ± 2
Masse corporelle actuelle (kg)	75 ± 9	*	79 ± 9
IMC actuel (kg/m^2)	29 ± 6	*	30 ± 6
Gain de masse corporelle (kg)	10 ± 6	*	14 ± 6
Laxité ligamentaire (mm)	7 ± 1	ns	8 ± 2
F_{CMV} (N)	143 ± 34	ns	153 ± 21

Tableau 15 : Semaines d'aménorrhée, masse corporelle, indice de masse corporelle (IMC), gain de masse corporelle, laxité et force (F_{CMV}) lors des deux passages (P1 et P2) (moyennes ± 1 D.S.). * : $p < 0,05$; ns : non significatif.

La Figure 45 présente les valeurs initiales de RMS, MF et MPF en fonction des semaines d'aménorrhée. Seules les valeurs initiales des paramètres EMG des muscles LL sont influencées par les semaines d'aménorrhée et ceci dans le groupe ENC+ uniquement.

Chez ces femmes, les valeurs initiales de MF ($F_{1,59} = 21,26$; $p < 0,001$) et MPF ($F_{1,59} = 9,29$; $p < 0,001$) augmentent avec les SA alors que celles de RMS diminuent ($F_{1,59} = 8,74$; $p = 0,003$). Ce qui n'est pas observé chez les femmes ENC-.

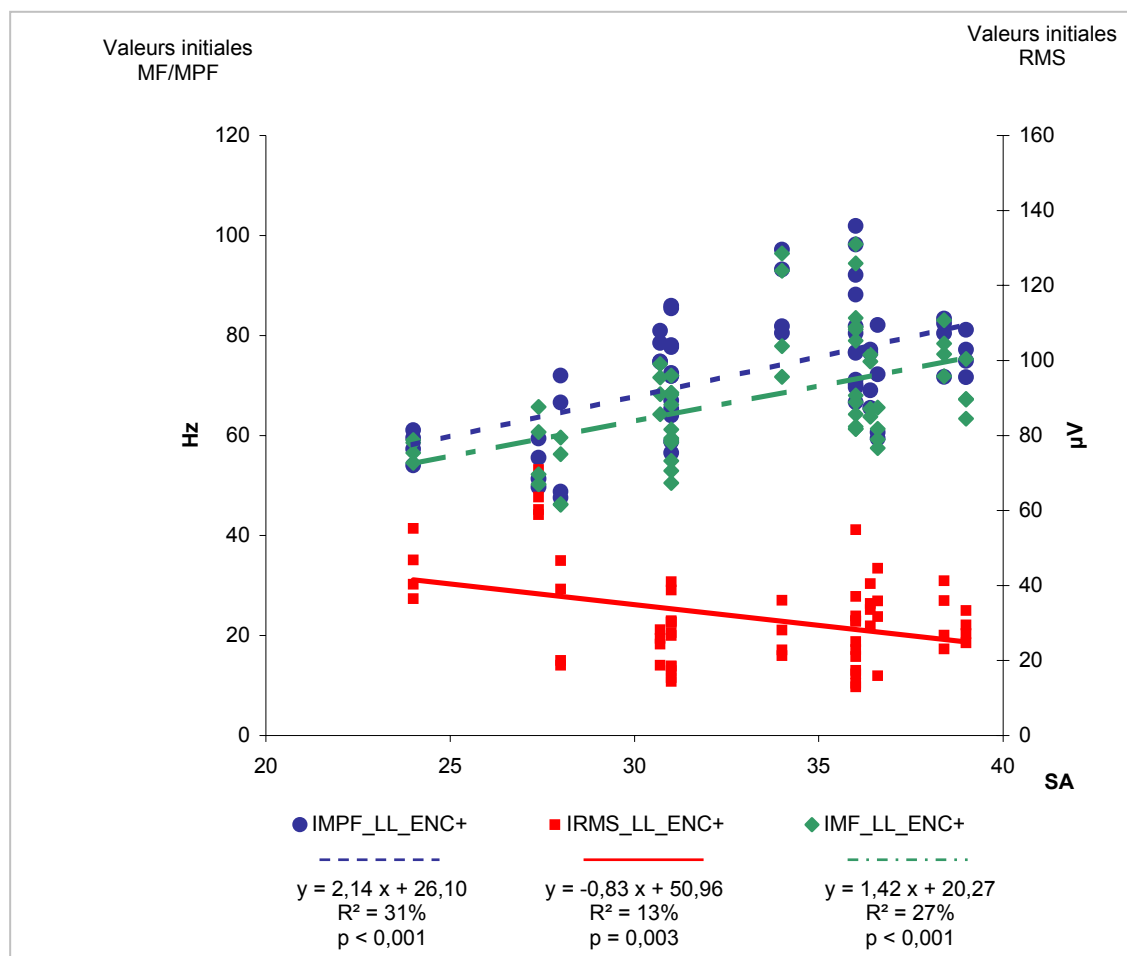


Figure 45 : Valeurs initiales de RMS (IRMS, μV), MF (IMF, Hz) et de MPF (IMPF, Hz) des muscles Longissimus Lumborum (LL) en fonction des semaines d'aménorrhée (SA) chez les femmes enceintes avec maux de dos (ENC+).

E. Discussion

1. Mise en évidence d'un relais d'activité musculaire

a) Description

Cette étude constitue la première exploration de la fatigabilité des muscles extenseurs du tronc (MET) par la technique de l'EMGS chez des femmes enceintes souffrant de maux de dos. Elle a permis de mettre en évidence, pour cette population, une chute de l'activation des muscles *Spinalis Thoracis* (ST) lors d'un test de fatigue compensée par la mise en jeu d'un ou plusieurs autres muscles participant à l'extension du tronc. Les muscles LL semblent participer à ce relais.

Nos résultats coïncident avec ceux de Van Dieën et coll. (1993). Lors de tests de contraction chez des sujets lombalgiques, ces auteurs ont montré que les muscles lombaires étaient plus actifs que les muscles thoraciques. De même, Cooper et Stokes (1994) ont observé une chute de l'activation des MET à la fin d'un test de fatigue musculaire alors que le couple développé restait constant, ce qui suggère une activation d'autres MET.

Dans ces études (Van Dieën et coll., 1993, Cooper et Stokes, 1994), la répartition de la contrainte au niveau musculaire n'a été observée que lors de l'exécution des tâches les plus difficiles, c'est-à-dire générant le plus de cas de fatigue. Dans notre cas, sa prévalence est plus forte pour le test "consigne d'angle" (90%) que pour celui de "consigne de force" (70%). En effet, dans notre étude, le maintien d'une consigne d'angle est ressenti comme étant plus difficile à maintenir que la consigne de force pour 55% des femmes enceintes. 17% des femmes n'ont ressenti aucune différence entre les deux consignes.

Par ailleurs, une asymétrie (gauche *vs* droite) des niveaux d'activation musculaire a été mise en évidence chez des sujets lombalgiques (Triano et Luttges, 1985, Alexiev et coll., 1994). Une activation plus faible du côté douloureux a été observée dans le cas d'une douleur asymétrique (Alexiev et coll., 1994). Dans notre étude, aucun effet de la latéralisation n'est observé. Les valeurs ont d'ailleurs été regroupées comme le recommande Larivière et coll. (2003) car selon ces auteurs l'EMGS ne permet pas de différencier les effets de la latéralisation.

Enfin, chez les femmes "contrôles", les muscles ST augmentent leur participation dans l'extension du tronc et présentent plus de cas de fatigue que les muscles LL, lors du test "consigne d'angle". Scheerlink-Bunkens et Jorgensen (1999) ont également observé un changement d'activation des MET des muscles lombaires vers les muscles thoraciques chez des sujets asymptomatiques lors d'un test de fatigue. De même, Dantas (2004) a montré chez des femmes "contrôles" que le port d'une charge sur l'avant, simulant la prise de masse corporelle observée chez la femme enceinte, entraîne une augmentation d'activation des muscles ST, du côté dominant uniquement. Ces différents résultats suggèrent que la fatigue augmente l'activation des muscles ST chez des sujets asymptomatiques.

b) Relation avec les valeurs initiales

Les auteurs travaillant sur l'activité des MET chez des sujets lombalgiques se focalisent essentiellement sur la MF des muscles LL et ne donnent pas de précisions sur les valeurs RMS et MPF.

Les valeurs initiales de MF des muscles LL obtenues dans notre étude pour les femmes "contrôles" (60 ± 15 Hz) sont comparables à celles rapportées par Elfving et coll. (2003) qui sont comprises entre 55 et 63 Hz. Brereton et McGill (1998) étudient l'activité du muscle ST mais aucune indication n'est donnée concernant les valeurs initiales.

A notre connaissance, les seules études portant sur l'activité des MET chez la femme enceinte ont été réalisées par Sihvonen et coll. (1998) et Dantas (2004). Mais seule cette dernière précise les valeurs initiales, similaires à celles observées dans notre étude.

Chez les femmes enceintes asymptomatiques, les valeurs initiales des 3 paramètres de l'EMG des muscles LL sont supérieures à celles du groupe contrôle, ce qui suggère une augmentation d'activation de ces muscles. Aucune différence n'est observée pour les muscles ST.

Chez la femme enceinte souffrant de maux de dos, les muscles ST présentent conjointement des valeurs initiales de RMS et de MF inférieures par rapport aux groupes contrôles et ENC-. Les muscles LL, quant à eux, présentent des valeurs initiales RMS inférieures au groupe contrôle alors que celles de MF et de MPF sont supérieures. Ceci s'accroît avec les semaines d'aménorrhée. Une chute des valeurs de RMS traduit une chute du recrutement spatio-temporel des unités motrices c'est-à-dire une baisse d'activité musculaire.

Les valeurs initiales de MF, quant à elles, peuvent être influencées par différents paramètres. La MF reflète la vitesse de conduction du potentiel d'action sur les fibres musculaires, dépendante de la typologie des muscles étudiés (Mannion et Dolan, 1996). En effet, en dehors des phénomènes de fatigue, une augmentation de MF reflète une augmentation de la proportion des fibres de types II, rapides, au détriment des fibres de type I, plus lentes. Piccone et coll., 2005 ont cependant montré, chez l'animal, que les œstrogènes dont la concentration augmente au cours de la grossesse, réduit les fibres de type IIb et les fibres rapides. Ces résultats contradictoires ne permettent pas d'expliquer l'augmentation de MF chez les femmes enceintes de notre étude.

La MF diminue avec l'épaisseur de la couche de graisse située entre le muscle et les électrodes générant un filtre passe-bas (De Luca, 1993). Malgré une prise moyenne de 12 kg chez les femmes enceintes participant à notre étude, nous enregistrons une augmentation des valeurs MF.

La présence de douleurs lombaires entraîne une chute des valeurs initiales de MF des muscles LL (Roy et coll., 1989, Tsuboi et coll., 1994) que nous ne retrouvons pas dans notre étude.

Dans son étude, Dantas (2004) observe également des valeurs initiales de RMS inférieures et de MF supérieures pour les muscles LL entre des femmes enceintes sans maux de dos et des femmes "contrôles". Dans notre étude, les deux paramètres EMGS des femmes enceintes sans maux de dos présentent des valeurs initiales supérieures ce qui suggère un niveau d'activation supérieur.

Dans la littérature, les auteurs se basent essentiellement sur les valeurs initiales de MF (Kankaanpää et coll., 1998, Peach et McGill, 1998, Greenough et coll., 1998, Mayer et coll., 1989, Roy et coll., 1989, Tsuboi et coll., 1994).

Ainsi, si nous ne considérons que les valeurs initiales de MF, les muscles LL présenteraient chez les femmes enceintes avec maux de dos une activation supérieure à celle observée chez les femmes "contrôles".

c) Relation avec les douleurs ressenties

Le phénomène de relais d'activité musculaire pourrait être associé à un mécanisme permettant de retarder l'apparition de la FNM et de préserver les tissus lésés (Van Dieën et coll., 1993) et correspondrait, de ce fait, à un mécanisme de protection. Les muscles présentant des lésions seraient progressivement désactivés. La contrainte serait alors assumée par d'autres MET qui permettent de maintenir l'effort constant.

Dans notre étude, seuls les muscles ST présentent des valeurs inférieures chez les femmes enceintes symptomatiques par rapport aux femmes asymptomatiques et aux femmes "contrôles" et les douleurs ressenties sont localisées à 63% dans la zone lombaire et à 27% dans la zone pelvienne.

Le modèle "douleurs-spasmes-douleurs" défini par Travell et coll. (1942) stipule que la douleur résulterait d'une augmentation de l'activité musculaire, résultant elle-même de douleurs. Dans notre étude, les muscles LL des femmes enceintes symptomatiques présentent effectivement un niveau initial d'activation musculaire plus élevé que les muscles ST, ce qui n'est pas observé chez les femmes "contrôles". De plus, si nous considérons le paramètre MF, les femmes enceintes avec maux de dos présentent un niveau d'activation des muscles LL supérieur à celui observé chez les femmes "contrôles". Les douleurs ressenties chez la femme enceinte pourraient être liées à une augmentation d'activation des muscles LL et inversement.

d) Relation avec les changements de lordose

L'augmentation des valeurs initiales de RMS et la chute des valeurs de MPF et MF augmentant avec les semaines d'aménorrhée, elles auraient pu être associées à une

modification de lordose. Aucune corrélation avec les valeurs initiales ou les valeurs moyennes de pentes des paramètres EMGS en fonction du temps n'a cependant été observée dans cette étude. De même, aucune différence de lordose entre les femmes enceintes ayant participé à cette étude (3^{ème} trimestre) et des femmes "contrôles" n'a été observée.

Toutefois, la faible reproductibilité du traitement manuel des photographies ne nous a permis de calculer les lordoses que pour 3 sujets C, 3 sujets ENC- et 6 ENC+. Chaque photographie ayant été traitée trois fois, nous n'avons retenu que les cas pour lesquels nous avons une variabilité inférieure à 5% entre les trois mesures.

Les données de la littérature ne concernent que des études longitudinales. Ainsi, Moore et coll. (1990) décrivent une augmentation de lordose chez 56% des femmes enceintes et Bullock et coll. (1987) observent que la lordose augmente au cours de la grossesse. Snijders et coll. (1976) montrent, quant à eux, une diminution de la lordose entre la fin de grossesse et deux semaines après accouchement.

Dans notre étude, les valeurs de lordose mesurées chez la femme enceinte souffrant de maux de dos, augmentent avec le gain de masse corporelle. Ceci confirme le modèle de Granata et coll. (2001) selon lequel une augmentation de la masse corporelle du tronc contracte les MET afin de maintenir la stabilité de la colonne et amplifie, de ce fait, la lordose.

e) Relation avec l'instabilité du rachis

Selon Van Dieën et coll. (2003), la co-contraction n'apparaît pas uniquement comme relais d'activité pour compenser la FNM de certains muscles mais également pour assurer la stabilité de la colonne vertébrale. Ces changements de recrutements musculaires correspondent alors à une adaptation face à l'instabilité spinale sous-jacente résultant d'un relâchement ou de détériorations ostéo-ligamentaires, d'un dysfonctionnement musculaire ou d'une diminution de la qualité du contrôle neuromusculaire (Panjabi, 1992). Or, comme nous l'avons vu précédemment (Partie I), la grossesse est caractérisée par instabilité des articulations pelviennes. Celle-ci n'a malheureusement pas été quantifiée dans notre étude.

f) Relation avec la laxité du genou

La laxité du genou résulte du comportement mécanique des ligaments croisés antérieur et postérieur.

Les scores globaux de laxité mesurés dans cette étude pour les femmes "contrôles" ($7,6 \pm 2,4$ mm) sont similaires à ceux mesurés par Wroble et coll. (1990) selon un protocole et

une force d'application (90 N) identiques. Dantas (2004) retrouve également les mêmes niveaux de laxité pour des femmes "contrôles".

Les valeurs calculées dans cette étude pour les femmes enceintes (ENC- : $7,9 \pm 1,8$ mm ; ENC+ : $8,0 \pm 2,0$ mm) sont plus élevées que celles mesurées dans d'autres études chez des femmes enceintes au 3^{ème} trimestre (Dumas et Reid, 1997 : 5,5 mm ; Charlton et coll., 2001 : 4,7 mm).

Par ailleurs, nous n'observons aucune différence significative entre les différents groupes considérés. Dantas (2004) observe cependant des valeurs de laxité plus faibles chez les femmes enceintes sans maux de dos par rapport aux femmes "contrôles" pour les genoux droit (-22%) et gauche (-36%). Dans notre étude, les femmes enceintes sans maux de dos ont été explorées à 35 ± 2 semaines d'aménorrhée (SA). Dans l'étude de Dantas (2004), 30% des cas étudiés correspondent à des explorations chez des femmes entre 20 et 24 SA. Comme nous l'avons décrit dans la partie I, l'augmentation de laxité pourrait être imputable à une augmentation de concentration de la relaxine (Sherwood, 2004). Or, le pic de relaxine est observé à 10 SA.

Schauberger et coll. (1996) montrent une augmentation de la laxité du genou au cours de la grossesse. De même, Charlton et coll. (2001) mettent en évidence que la laxité du genou est supérieure à celle obtenue après accouchement. Dumas et Reid (1997) n'observent cependant pas d'évolution de la laxité au cours de la seconde moitié de la grossesse.

Ces résultats sont difficilement comparables avec ceux de notre étude où l'effet de la grossesse sur la laxité est quantifié entre une population de femmes enceintes et une population contrôle et non sur la variation des valeurs au cours de la grossesse.

Par ailleurs, dans notre étude, les douleurs augmentent chez la femme enceinte avec le score global de laxité. Ostgaard et coll. (1993) observent également une laxité des doigts plus importante pour un groupe de femmes enceintes avec maux de dos par rapport à un groupe asymptomatique.

g) Effet sur l'ENM_{CMV}

Les valeurs de force et de couple obtenues dans notre étude sont difficilement comparables avec celles de la littérature car ces valeurs dépendent du groupe étudié et de la position adoptée. Les valeurs mesurées chez les femmes sont notamment inférieures à celles observées chez les hommes (Vanhee et coll., 1996, Larivière et coll., 2003). De plus, la réalisation des tests debout peut entraîner la participation des membres inférieurs.

Keller et Roy (2002) mesurent chez des sujets féminins réalisant un effort isométrique d'extension du tronc, avec une flexion du tronc de 20°, des valeurs de couple de l'ordre de 110 N.m, ce que trouvent également Gravel et coll. (1997) pour une population et une position similaire. Ces valeurs de couple sont plus élevées que celles mesurées dans notre étude (C : 66 ± 25 N.m ; ENC- : 62 ± 12 N.m et ENC+ : 71 ± 17 N.m).

L'emplacement du capteur sur la 5^{ème} vertèbre pourrait expliquer ces différences. Même enveloppé par un capuchon de mousse, le capteur exerce une pression sur l'apophyse épineuse. Brereton et McGill (1998) ont également utilisé un capteur avec un point d'appui dans la zone interscapulaire et ne font cependant référence à aucune limite concernant cet emplacement.

Aucune différence entre les trois groupes n'est observée tant pour les valeurs de force, de couple et de couple normalisé par rapport à la masse corporelle des sujets lors des tests de CMV. Nos résultats confirment ceux de l'étude de Dantas (2004), où aucune différence de force n'était observée entre des femmes enceintes sans maux de dos et des femmes "contrôles".

Or, plusieurs auteurs observent que les sujets souffrant de maux de dos développent moins de force que des sujets asymptomatiques (Parkkola et coll., 1993, Roy et coll., 1995, Mooney et coll., 1997, Kankaanpää et coll., 1998, Oddsson et De Lucas, 2003, Elfving et coll., 2003).

Nous pouvons supposer que chez la femme enceinte, les chutes éventuelles de force liées à la grossesse et/ou aux maux de dos soient masquées par l'augmentation de masse du tronc. En effet, nous observons une augmentation de force avec l'IMC pour le groupe contrôle.

La chute d'activation des muscles ST dans le groupe ENC+ explique l'augmentation d'efficacité neuro-musculaire observée par rapport aux autres groupes de l'étude. Larivière et coll. (2003) obtiennent également une meilleure ENM chez des sujets lombalgiques par rapport à des sujets asymptomatiques. Ces auteurs expliquent ces résultats par le fait que l'ENM qui est définie comme le rapport entre un effort et le niveau d'activation des muscles étudiés, n'est pas approprié au segment dorsal. La colonne vertébrale constitue un ensemble complexe où de nombreux muscles interagissent, renforçant notre hypothèse d'activation d'autres muscles extenseurs du tronc.

h) Effet sur les relations Force-EMG

Avant la réalisation des tests de fatigue, aucune femme "contrôle" ne présente de corrélation positive significative entre la force et l'activité des muscles ST. Ces muscles ne semblent donc pas participer de façon prioritaire à l'extension du tronc. Leur participation s'apparente donc plutôt à une activité de type synergique. Seules les femmes ENC- présentent une participation des muscles ST plus importante alors que l'étude des valeurs initiales laissait supposer une chute d'activation de ces muscles.

Aucun effet n'est observé sur l'efficacité neuro-musculaire lorsque celle-ci est définie comme la pente de la relation de la force développée en fonction du niveau d'activation musculaire.

Dans le groupe contrôle, la fatigue améliore la corrélation entre la force et l'activité musculaire pour les muscles ST au détriment des muscles LL, ce qui n'est pas observé chez les femmes enceintes. Ceci renforce nos résultats précédents suggérant que la fatigue entraîne une augmentation d'activation des muscles ST chez les femmes "contrôles".

i) Effet sur les indices EMG de fatigue neuromusculaire

La fatigue neuro-musculaire (FNM) est caractérisée par une augmentation des valeurs RMS et une chute de MF/MPF au cours du maintien d'une consigne de force ou de position.

Dans notre étude, ces critères de fatigue sont observés chez les sujets contrôles dans moins de 40% des cas. De même, Elfving et coll. (2003) ont obtenu ces résultats chez 56% de sujets asymptomatiques avec une consigne de force plus élevée (80% de F_{CMV}) que la nôtre.

Les valeurs moyennes de pentes de la relation MF-temps obtenues pour le groupe contrôle sont inférieures (-0,05%/s) à celles rapportées dans la littérature pour des femmes asymptomatiques (Elfving et coll., 2003 : -0,30%/s, Larivière et coll., 2003 : -0,75%/s). Il en est de même pour les valeurs moyennes de pentes de la relation RMS-temps (notre étude : 0,18%/s ; Larivière et coll., 2003 : 1,24%/s).

Les valeurs moyennes de pentes des relations des paramètres de l'EMG en fonction du temps dépendent de la consigne utilisée, de la position adoptée et des méthodes de traitement.

Elfving et coll. (2003) utilisent un test de fatigabilité fondé sur une "consigne de force" à 80% de CMV. Ces auteurs observent effectivement des valeurs moyennes de pentes de la relations MF-temps inférieures lorsque la consigne est fixée à 40% de CMV (-0,086%/s). En effet, les tests d'endurance réalisés à des niveaux élevés de CMV (60-80%) entraînent une diminution totale du flux sanguin contrairement aux tests réalisés à des valeurs comprises

entre 25 et 60% qui ne provoquent qu'une ischémie partielle, ce qui engendre des mécanismes de fatigue différents (Enoka et Stuart, 1992).

Par ailleurs, les protocoles d'exploration sont différents. Dans notre étude, les femmes exécutent le test avec une flexion du tronc de 20° alors que dans les études d'Elfving et coll. (2003) et de Larivière et coll. (2003) les sujets explorés réalisent les tests de fatigue avec le tronc vertical. Or, McGill et coll. (2000) ont montré que l'angle des fibres du muscle LL diminuait avec la flexion du tronc (flexion maximale : 11°, position debout : 28°) ce qui pourrait modifier l'EMGS enregistré.

L'influence des douleurs dorsales sur l'évolution temporelle des paramètres de MF diffère selon les auteurs. Certains observent une chute plus marquée des valeurs de MF au cours du temps chez des sujets souffrant de douleurs lombaires (Roy et coll., 1989, Mayer et coll., 1989, Tsuboi et coll., 1994) par rapport à des sujets asymptomatiques alors que d'autres décrivent le contraire (Ng et coll., 2002, Elfving et coll., 2003, Larivière et coll., 2003). Elfving et coll. (2003) expliquent ces différences par un effet de la taille de l'échantillon et/ou du genre. Or, les hommes présentent une résistance plus faible à la fatigue du fait d'une proportion moindre de fibres de type I.

Une des hypothèses avancées par Elfving et coll. (2003) pour expliquer les valeurs moyennes de pentes moins marquées chez les sujets souffrant de douleurs est que ces sujets ne réalisent pas une vraie CMV par crainte d'amplifier les douleurs ressenties. L'effort ne serait alors que de 80% de CMV. Lors du test d'endurance, l'effort sous-maximal déterminant la consigne est alors plus faible (Larivière et coll., 2003) engendrant ainsi des mécanismes de fatigue différents.

Dans notre étude, la chute d'activation des muscles ST chez les femmes ENC+ expliquerait que nous n'observons pas les critères de fatigue habituellement décrits pour ces muscles. En effet, ces derniers présentent des pentes des relations RMS-temps négatives et positives dans le cas de MPF.

Toutefois, malgré la mise en évidence d'un relais d'activité musculaire des muscles ST vers un ou plusieurs autres muscles, les muscles LL ne présentent pas de fatigabilité plus élevée chez les femmes ENC+ par rapport aux autres groupes bien qu'ils aient une activation initiale plus élevée. Deux hypothèses peuvent alors être posées.

La première serait que les muscles LL soient moins fatigables. En effet, les femmes présentent une fatigabilité des MET plus faible que les hommes (Clarke et coll., 1986, Fulco et coll., 1999) du fait d'une proportion plus importante de fibres de type I, résistantes à la fatigue (Fulco et coll., 1999). Or, chez la femme enceinte les œstrogènes dont la concentration

plasmatique augmente au cours de la grossesse, semblent encore augmenter la proportion des fibres de type I.

Pour la seconde hypothèse, l'activation d'un ou plusieurs muscles viendrait compenser la chute d'activité des muscles ST. Dans notre étude, l'effort ne peut être suppléé par les muscles abdominaux comme le suggèrent Allison et Henry (2001) et Larivière et coll. (2003) du fait de leur distension au cours de la grossesse. Par ailleurs, Clark et coll. (2003) et Kankaanpää et coll. (1998) ont montré la participation des muscles *Gluteus Maximus* (muscle grand fessier) et du *Biceps Femoris* (Biceps Crural), extenseurs de la hanche, lors de l'apparition d'une fatigue neuro-musculaire des muscles extenseurs du tronc.

Le relais d'activité des muscles ST pourrait également être réalisé par d'autres MET comme les muscles *Iliocostalis*, *Semispinalis*, *Quadratus Lumborum*.

Dans son étude, Dantas (2004) observe des valeurs moyennes de pentes de l'ENR des muscles LL en fonction du temps supérieures pour les femmes enceintes par rapport aux femmes "contrôles" mais uniquement du côté non-dominant. Dans le cas des coefficients de pente des valeurs de MF, des valeurs supérieures sont observées chez la femme enceinte par rapport aux femmes "contrôles" pour les muscles LL et ST, mais du côté dominant uniquement.

Ces résultats pourraient laisser suggérer l'augmentation de participation des muscles LL.

2. Indicateurs utilisés

Dans notre étude, la MF ne semble pas constituer un indicateur pertinent. Or, il est cependant utilisé dans la plupart des études portant sur la fatigabilité musculaire (Mayer et coll., 1989, Roy et coll., 1989, Tsuboi et coll., 1994, Kankaanpää et coll., 1998, Peach et McGill, 1998, Greenough et coll., 1998). Seule MPF nous a permis de mettre en évidence une différence inter-groupes en termes d'activation musculaire et entre 2 groupes musculaires pour un même sujet.

MF semble être un indice de la vitesse de conduction plus approprié et, de ce fait, de la typologie des fibres musculaires (De Luca, 1984).

MPF dépend de la vitesse de conduction mais également, pour des niveaux de forces faibles, du recrutement spatial et temporel des UM ce qui augmente les fréquences de décharge et déplace le spectre de l'EMGS et, de ce fait la MPF, vers des valeurs plus élevées. Pourtant, la distribution du spectre de puissance est indépendante de la valeur de la force, dès que cette dernière dépasse 20-30% de la force maximale (De Luca, 1984) comme cela est le

cas dans notre étude. A moins que, comme le suppose Elfving et coll. (2003), les femmes souffrant de maux de dos ne réalisent pas de vraie CMV mais développent une force estimée à 80% de leur maximum. Elles réaliseraient, de ce fait, les tests de fatigue avec une consigne inférieure c'est-à-dire proche de 30%.

MF est moins sensible au bruit que MPF et, dans la majorité des cas, plus sensible aux phénomènes biochimiques et physiologiques qui ont lieu pendant les contractions soutenues (Stulen et De Luca, 1991).

MF est sensible à l'accumulation de sous-produits métaboliques présents lors de l'ischémie du muscle (Merletti et coll., 1984) qui apparaît plus rapidement lors de tests de fatigue avec une consigne de force supérieure à 60%CMV, ce qui expliquerait que MF soit un meilleur indicateur lors de tests de fatigabilité avec des consignes plus élevées que les nôtres (Elfving et coll., 2003, Larivière et coll., 2003).

L'absence d'effet des tests de fatigue sur la MF des muscles ST et la chute des valeurs de MPF conforte l'hypothèse que les variations observées lors des tests de fatigue ne sont pas liées à une meilleure efficacité neuro-musculaire de ces muscles liées à des variations de typologie de fibres musculaires mais à une chute d'activation.

3. Développement d'un nouveau protocole de fatigabilité des muscles extenseurs du tronc

Le test de CMV est difficilement réalisable chez des sujets lombalgiques (Elfving et coll., 2003).

Comme nous l'avons cité précédemment, plusieurs auteurs (Oddsson et coll., 1997, Marras et Davis, 2001, Larivière et coll., 2003) ont développé des modèles biomécaniques permettant d'appréhender les valeurs de CMV à partir des caractéristiques anthropométriques des sujets (taille, masse corporelle, circonférences d'un segment corporel). Ces équations ne sont cependant pas applicables à la femme enceinte qui subit de nombreuses modifications morphologiques pouvant interférer avec le modèle défini. Wang et coll. (2005) ont récemment publié un modèle permettant d'appréhender les valeurs de CMV du tronc adapté à la femme à partir de caractéristiques anthropométriques et de différentes valeurs de force (force de préhension maximale, contraction maximale du quadriceps). Ces auteurs affirment cependant que ce modèle peut être appliqué à la femme enceinte car les critères retenus ne sont pas affectés par la grossesse (taille, force maximale de préhension,...).

Le test "consigne d'angle" a permis de mettre en évidence des modifications d'activation musculaire entre les différents groupes étudiés, ce qui est moins net pour le test

"consigne de force". Ceci semble lié au fait que ce test semble entraîner plus de fatigue des MET et est ressenti par les femmes enceintes comme plus difficile à réaliser que le test " consigne de force ".

Ce test semble donc adapté à la femme enceinte et présente de meilleurs résultats que le test en "consigne de force" nécessitant un test de CMV, souvent difficilement réalisable chez des sujets souffrant de maux de dos.

F. Conclusion

Le résultat le plus important de cette étude est la mise en évidence d'un relais d'activation musculaire des muscles *Spinalis Thoracis* vers d'autres muscles extenseurs du tronc ou de la hanche chez des femmes enceintes au troisième trimestre souffrant de maux de dos. Ce phénomène a été observé dans d'autres populations de sujets lombalgiques.

Nos résultats laissent supposer que la chute d'activation des muscles *Spinalis Thoracis* n'est pas uniquement compensée par les muscles *Longissimus Lumborum*. Cependant, notre étude ne permet pas de préciser si d'autres muscles interviennent.

Les douleurs lombaires et pelviennes ressenties par les femmes enceintes ne semblent pas associées à une fatigabilité plus importante des muscles extenseurs du tronc mais coïncident au modèle "douleurs-spasmes-douleurs" de Travell et coll. (1942). La douleur génère une augmentation d'activation musculaire, générant elle-même des douleurs.

Par ailleurs, la fatigue entraîne une augmentation de participation des muscles ST chez les femmes "contrôles".

Les maux de dos chez la femme enceinte sont associés à des modifications de l'activité des muscles extenseurs du tronc sans pouvoir dire si ces modifications sont la cause ou la conséquence des douleurs dorsales. De plus, les maux de dos ne sont pas associés à une fatigabilité plus importante des muscles extenseurs du tronc.

G. Perspectives

Les résultats de notre étude sont valables pour une population de femmes enceintes au 3^{ème} trimestre de grossesse, principalement primipares (94%). En effet, le recrutement a été réalisé au sein du Centre Gynécologique et Obstétrique lors de visites de contrôle. Or, les femmes enceintes viennent généralement à la maternité pour leurs derniers examens, ce qui explique que les explorations aient été réalisées essentiellement au troisième trimestre de grossesse. Une étude complémentaire pourrait s'intéresser à l'évolution de l'activité des

muscles extenseurs du tronc au cours de la grossesse en intégrant des femmes dès le 1^{er} trimestre de grossesse. Liée aux difficultés de recrutement, l'influence du terme ou du type de douleurs n'a pu être étudiée.

Les enregistrements de l'activité des muscles *Spinalis Thoracis* et *Longissimus Lumborum* devraient être complétés par l'enregistrement d'autres muscles extenseurs du tronc et de la hanche afin d'identifier et de quantifier les relais d'activité musculaire observés chez la femme enceinte souffrant de maux de dos. L'enregistrement de l'activité des muscles *Semispinalis* et *Quadratus Lumborum* semble cependant délicat car il s'agit de muscles profonds dont le recueil par la technique de l'EMGS est plus difficile.

Il serait intéressant de standardiser la charge imposée lors du test "consigne d'angle" à la masse corporelle du sujet. Cooper et Stoker (1994) ont effectivement utilisé une masse placée entre les omoplates des sujets réalisant les tests de fatigue en décubitus ventral et ont ajusté la charge à 10% de la masse corporelle des sujets.

L'étude de la lordose semble intéressante, il serait nécessaire d'améliorer la technique de détermination manuelle de la surface à étudier par la mise en place de points de repères plus faciles à relier.

Partie III Exploration des paramètres
biomécaniques de l'avant-bras chez la femme
enceinte

A. Caractérisation biomécanique du système avant-bras/main chez la femme enceinte.

1. Partie générale

a) Introduction

Les principales études concernant l'influence de la grossesse sur l'appareil locomoteur portent sur ses éléments constitutifs, principalement l'os et les ligaments. Ces études suggèrent que les modifications observées résultent principalement de l'influence des modifications hormonales liées à la grossesse.

L'influence de la grossesse sur les caractéristiques fonctionnelles du muscle, de la mobilisation articulaire et sur le fonctionnement musculo-tendineux du poignet n'a, à notre connaissance, jamais été étudiée.

L'objectif de cette partie de l'étude est de caractériser l'influence de la grossesse sur les propriétés biomécaniques du système "avant-bras/main", car l'importance des capacités fonctionnelles individuelles sur l'occurrence des TMS est aujourd'hui bien connue (Biering-Sorensen, 1984).

Différents tests validés ont été mis en place :

- a. Test de force maximale de préhension qui caractérise les capacités fonctionnelles du muscle ;
- b. Test de la mesure de l'amplitude articulaire maximale du poignet (mobilisation articulaire) qui évalue la laxité du poignet ;
- c. Test de détente rapide qui caractérise la raideur musculo-tendineuse (CES) des fléchisseurs du poignet.

Pour réaliser ces tests, nous avons développé différents dispositifs techniques, constituant une plate-forme d'exploration des paramètres biomécaniques du système avant-bras/main. L'un des objectifs fixés était de concevoir un système ambulatoire permettant de réaliser des explorations sur le terrain (maternité, poste de travail).

b) Sujets

Les trois tests ont été réalisés sur un groupe de femmes enceintes (ENC) et un groupe de femmes "contrôles" (C). Les femmes enceintes étaient recrutées au sein du Centre Gynécologique et Obstétrique du Centre Hospitalier et Universitaire d'Amiens par le Pr. Gondry.

Les critères d'exclusion étaient les suivants :

- Toute pathologie ou traumatisme (rhumatismale, musculaire et/ou neurologique) affectant ou ayant affecté l'intégrité morphologique et/ou fonctionnelle de l'appareil locomoteur ;
- Grossesses à risque (antécédents obstétricaux) ;
- Facteurs reconnus à risque dans l'apparition des TMS :
 - Diabète ;
 - Carence avérée en vitamine B6 ;
 - Excès pondéral avant grossesse: IMC (Indice de Masse Corporelle) >29 (Werner, 1994) ;
 - Ovariectomie (groupe contrôle) ;
 - Hyperthyroïdie (Atisook et coll., 1995) ;
 - Perturbations hormonales ;
 - Pratique intensive d'une activité sportive ou d'un instrument de musique sollicitant le membre supérieur.

Tous les sujets n'ont pas participé aux 3 tests. Le test de détente rapide a été développé durant la thèse, alors que les explorations concernant la force maximale de préhension ($F_{p_{max}}$) et la mobilisation articulaire avaient déjà débuté.

La grossesse étant un état physiologique influencé par le trimestre et par la parité, ces deux caractéristiques ont été considérées lors des analyses statistiques.

Le groupe contrôle est constitué de femmes en âge de procréer, recrutées au sein du laboratoire. Les femmes enceintes et contrôles étaient appariées par âge, taille, masse corporelle (avant grossesse), expérience professionnelle, type de tâche effectuée. Ces critères étaient contrôlés à partir de mesures effectuées par l'expérimentateur et par un questionnaire inspiré en partie du "Questionnaire sur les troubles musculo-squelettiques", version octobre 2000, de l'INRS (Aptel et coll., 2000) qui reprend les facteurs de risque extra-professionnels de survenue de TMS de l'avant-bras (Annexe 1).

Les dimensions anthropométriques et notamment la circonférence de l'avant-bras (C_{ab}) au niveau du ventre des muscles (Meyer et coll., 2001) ont été mesurées à l'aide d'une trousse anthropométrique (NF EN ISO 7250 : 1996). Ces relevés ont été effectués par le même expérimentateur.

c) Analyses statistiques

Les différentes variables étudiées (moyenne $\pm$ 1 D.S.) ont été testées à l'aide d'analyses de variance à plusieurs facteurs avec correction de Geisser et Greenhouse (1958). En cas de significativité du F, des tests-t de Student sur séries appariées et non-appariées ont été effectués. Le seuil de significativité retenu était de 0,05. Les résultats indicatifs à $p < 0,10$ sont également précisés.

2. Force maximale de préhension ($F_{p_{max}}$)

a) Introduction

Les capacités musculaires jouent un rôle extrêmement important dans le contrôle du mouvement et la préservation des structures articulaires. Les pathologies survenant au niveau du poignet sont d'ailleurs souvent associées à une faiblesse musculaire et à une sensation de raideur (Brouwer et coll., 2001).

b) Matériel et méthodes

(1) Choix du test

$F_{p_{max}}$ peut être considérée comme l'un des indices fonctionnels les plus intéressants en physiologie du travail et le plus simple à recueillir. $F_{p_{max}}$ est un indicateur de santé reconnu. Il caractérise la force maximale développée dans un acte moteur naturel. Ce test fonctionnel permet de quantifier les capacités motrices du sujet et sa pertinence comme indice prédictif des capacités motrices a été démontrée au cours de ces dernières années (Meyer et coll., 2001). C'est un indice de capacité fonctionnelle qui est utilisé pour évaluer les répercussions de l'âge, de l'activité professionnelle ou encore de pathologies fonctionnelles motrices (Sjogaard et Sogaard, 1998). Il permet notamment de constater, en cas de réduction importante, l'apparition de pathologies musculaires telles que des atrophies ou des myalgies (Giampaoli et coll., 1999).

$F_{p_{max}}$ caractérise de manière globale le pouvoir contractile du muscle et les capacités de transmission de la force du complexe musculo-tendineux (MT) au niveau des muscles fléchisseurs des doigts.

Tout couple développé au niveau d'une articulation résulte de l'action conjuguée de plusieurs muscles agonistes, voire antagonistes. Il n'est théoriquement pas possible de

considérer la force développée comme résultant de l'action d'un muscle particulier. Le groupe musculaire est alors assimilé à l'un des agonistes dont l'action est considérée comme représentative de l'ensemble. Il s'agit du concept du "muscle équivalent". Ce principe ne peut s'appliquer que pour des mouvements relativement simples, en particulier mono-articulaires, lorsque des muscles ont une action synergique et synchrone (Pertuzon et Comyn, 1972, Bouisset et Maton, 1995). Les muscles fléchisseurs des doigts et du poignet peuvent être considérés comme un muscle équivalent (Ranaivosova, 1993).

(2) Matériel

$F_{p_{max}}$ est mesurée à partir de la force maximale que le sujet produit. Le test d'effort de préhension a été réalisé lors du serrage d'une poignée dynamométrique (Figure 46) qui était reliée à un capteur de force à jauge de contrainte (TEMPO ABA 200, 200 kg, précision 0,15%). La valeur de la force développée était visualisée sur un afficheur et exprimée en daN.

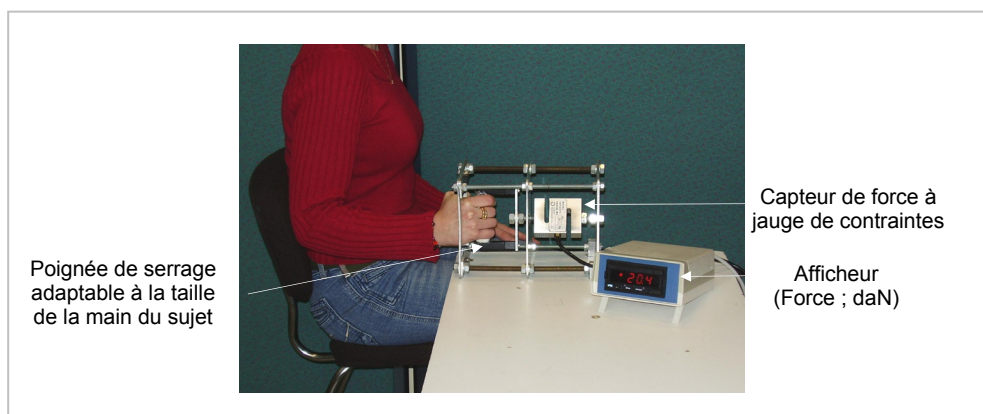


Figure 46 : Poignée dynamométrique constituée d'une poignée de serrage et d'un capteur de force à jauge de contrainte. Le sujet, positionné bras le long du corps en légère abduction de 30° et avant-bras dans le plan horizontal, serre une poignée dynamométrique. La force développée, mesurée à l'aide d'un capteur de force à jauge de contraintes, est visualisée sur un afficheur (force en daN) relié à un système d'acquisition informatique.

(3) Réalisation du test

La position du sujet influence sa capacité à développer une $F_{p_{max}}$. En effet, la force musculaire varie selon la position de l'articulation et la définition d'une position de départ pour l'exercice de contractions musculaires maximales est essentielle. Bialocerkowski et Grimmer (2003) font la synthèse des positions adoptées par de nombreux auteurs et proposent les recommandations suivantes que nous avons respectées. Le sujet est assis, pieds à plat sur le sol et dos droit appuyé au dossier de la chaise. Pour les membres supérieurs, Calmels et

Abeillon (1991) ont montré qu'une force optimale est développée lorsque le bras est en position verticale en légère abduction (30° environ), que l'avant-bras est en prono-supination, reposant sur le bord cubital, coude à 90° de flexion. Enfin, Ranaivosova (1993) a montré que la force de préhension est maximale lorsque la position du poignet est de 30° en extension.

Le sujet ne réalise pas d'entraînement spécifique, mais a la possibilité de faire une reconnaissance de la poignée dynamométrique. Blackwell et coll. (1999) ont mis en évidence l'influence de la forme et des caractéristiques de la poignée sur la force de préhension, ce qui nous a amenés à utiliser une poignée rugueuse, ajustable et permettant une surface de contact maximale.

Lors de la réalisation du test, le sujet était encouragé à exercer une force maximale de préhension pendant 10 secondes (Bouisset et Maton, 1995), l'exercice étant répété 3 fois (Askew et coll., 1987). Un temps de repos de 3 minutes était imposé après chaque essai, afin de diminuer les effets de la fatigue (Bourguignon et coll., 1959).

(4) Indices recueillis

Pour chaque serrage, nous déterminons à partir du tracé de force, la valeur de $F_{p_{max}}$ maximale maintenue pendant 3 secondes (Ranaivosova, 1993). La valeur retenue correspond à la moyenne des trois forces de serrage.

$F_{p_{max}}$ est sensible aux variations inter-individuelles et la pertinence de ce paramètre comme indicateur de l'état de "santé musculo-squelettique" ne peut se faire qu'en relation avec les caractéristiques personnelles de chaque sujet (IMC, taille, âge, sexe).

Une $F_{p_{max}}$ théorique peut être calculée pour chaque individu (Meyer et coll., 2001) :

- La $F_{p_{max}}$ théorique ($F_{p_{théo}}$ en N) permet d'obtenir une valeur de référence comme objectif d'une réadaptation fonctionnelle ou, plus largement, de comparer la $F_{p_{max}}$ d'un individu ou d'un groupe d'individus à cette moyenne. Elle tient compte des caractéristiques anthropométriques individuelles :

$$F_{p_{théo}} = 461 + 3,6. \text{ masse corporelle} - 108. \text{ genre} - 1,91. \text{ âge} - 11,9. \text{ IMC} + 0,32. \text{ Cab}^2$$

Dans cette relation, le genre est codé 2 pour les femmes et 1 pour les hommes, l'âge est exprimé en années, l'IMC en kg.m^{-2} , Cab = circonférence de l'avant-bras en centimètres.

- La mise en relation de $F_{p_{max}}$ avec la circonférence de l'avant-bras, qui est un indicateur du volume musculaire le plus directement actif pour réaliser cet effort, permet une

prédiction plus précise de l'état de santé musculaire. Un indice de tonicité (T_{Fp}) est alors calculé selon la formule :

$$T_{Fp} = F_{p_{\max}} / Cab^2 \text{ (daN.cm}^{-2}\text{)}$$

Dans leur étude concernant les femmes enceintes, Masten et Smith (1988) utilisent un indice de force qui correspond à la valeur de $F_{p_{\max}}$ divisée par la masse corporelle (IF_g , (daN.kg⁻¹)). Nous avons également calculé cet indice en considérant la masse corporelle avant la grossesse (IF_{av}).

(5) *Reproductibilité*

La reproductibilité du test a été effectuée au sein du laboratoire par Stéphan et coll. (2006) par la méthode dite de "test – retest" (Essendrop et coll., 2001) sur 14 sujets (8 hommes, 6 femmes ; âge moyen : 31 ± 9 ans). La force maximale mesurée lors du test était de 42,56 daN et de 42,77 daN lors du retest, l'erreur standard de mesure était de 1,23, le coefficient de variation de 2,87 et le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) de 0,99. Ces valeurs permettent d'avoir un niveau de confiance satisfaisant dans les mesures effectuées (Currier, 1990).

c) Résultats

22 femmes "contrôles" et 24 femmes enceintes aux 2^{ème} (T2) et 3^{ème} (T3) trimestres ont participé au test de force maximale de préhension. Les femmes enceintes n'ont pas été explorées au cours du 1^{er} trimestre de grossesse, afin d'éviter tout effort excessif à cette période sensible de la grossesse.

Les caractéristiques des sujets sont présentées dans le Tableau 16.

	C	C vs ENC	ENC	T2	T2 vs T3	T3	C vs T2	C vs T3
Nombre	22		24	13		11		
Parité				6		5		
- primipares				7		6		
- multipares								
Semaine d'aménorrhée	/		27 ± 6	23 ± 3		33 ± 3		
Age (années)	28 ± 6	ns	29 ± 6	32 ± 5	ind	27 ± 6	ind	ns
Taille (cm)	165 ± 6	ns	166 ± 7	165 ± 8	ns	166 ± 6	ns	ns
Circonférence avant-bras (cm)	24 ± 2	ns	25 ± 2	24 ± 3	ns	26 ± 1	ns	ns
IMC avant grossesse (kg/m ²)	/	ns	22 ± 3	23 ± 3	ns	21 ± 3	ns	ns
Gain de masse corporelle (kg)	/		8 ± 4	7 ± 3	ns	9 ± 4		
Masse corporelle actuelle (kg)	59 ± 10	*	66 ± 10	65 ± 12	ns	67 ± 6	*	ns
IMC actuel (kg/m ²)	22 ± 3	*	24 ± 3	24 ± 4	ns	24 ± 2	ind	**

Tableau 16 : Caractéristiques (moyenne ± 1 D.S.) des femmes "contrôles" (C) et enceintes (ENC) aux 2^{ème} (T2) et 3^{ème} trimestres (T3) de grossesse. IMC : Indice de masse corporelle. **: $p < 0,01$; * : $p < 0,05$; ind : $p < 0,10$; ns : non significatif.

Les résultats obtenus pour les différents indices de force de préhension sont présentés dans le Tableau 17. Indépendamment du groupe de sujets, les valeurs de force maximale de préhension ($F_{p_{max}}$) augmentent avec la masse corporelle ($F_{1,42} = 6,29$; $p = 0,016$; $R^2 = 13\%$) et la taille ($F_{1,44} = 21,32$; $p < 0,0001$; $R^2 = 33\%$) des sujets.

		C		ENC
$F_{p_{max}}$	(daN)	31 ± 5	ns	30 ± 7
$F_{p_{théo}}$	(daN)	35 ± 3	ns	34 ± 4
T_{Fp}	(daN/cm ²)	0,53 ± 0,11	ns	0,49 ± 0,13
IF_{av}	(daN/kg)	0,54 ± 0,10	ns	0,51 ± 0,11
IF_g	(daN/kg)	0,54 ± 0,10	**	0,45 ± 0,09

Tableau 17 : Valeurs (moyenne ± 1 D.S.) obtenues pour différents indices de force chez des femmes "contrôles" (C) et enceintes. $F_{p_{max}}$: Force maximale de préhension ; $F_{p_{théo}}$: Force maximale de préhension théorique ; T_{Fp} : Indice de tonicité, Indice de force calculé en tenant compte de la masse corporelle avant (IF_{av}) et pendant la grossesse (IF_g). **: $p = 0,02$; ns : non significatif.

Aucune différence de $F_{p_{max}}$ ($t_{44} = 0,87$), de T_{Fp} ($t_{44} = 1,20$) et d'indice de force avant grossesse ($t_{44} = 1,14$) n'est observée entre les femmes enceintes et les femmes du groupe contrôle. Par contre, lorsque les valeurs de force sont normalisées par rapport à la masse corporelle de la femme au moment de la grossesse (IF_g), l'indice de force est plus faible chez les femmes enceintes que chez les contrôles (-18% ; $t_{44} = 3,31$; $p = 0,02$).

L'absence de différence entre les 2 groupes pourrait être en partie due à la disparité des valeurs mesurées dans le groupe de femmes enceintes. En effet, dans ce groupe, une interaction "parité x trimestre" significative est observée pour $Fp_{\max}$ ($F_{1,20} = 5,80$; $p = 0,026$).

L'effet parité est uniquement observé au 2^{ème} trimestre, les femmes primipares ont une $Fp_{\max}$ (24 ± 8 daN) inférieure de 27% ($t_{11} = 2,32$; $p = 0,041$) à celle mesurée chez les multipares (33 ± 6 daN). $Fp_{\text{théo}}$ (calculée en tenant compte de la masse corporelle avant grossesse) des femmes primipares est également inférieure (-14%) à celle mesurée chez les multipares ($t_{11} = 2,23$; $p = 0,047$).

Aucune interaction significative n'est observée pour IF_{av} et T_{Fp} .

d) Discussion

Dans notre étude, les valeurs de $Fp_{\max}$ mesurées chez les femmes "contrôles" (31 ± 5 daN) sont proches de celles de la littérature ([28-33 daN]) pour des populations comparables (Masten et Smith, 1988, Ranaivosova, 1993, Meyer et coll., 2001). Chez la femme, Meyer et coll. (2001) observent un indice de tonicité de $0,51$ daN/cm² comparable au nôtre ($C : 0,54 \pm 0,10$ daN/cm²).

Masten et Smith (1988), étudiant l'influence de la grossesse sur la force maximale de préhension, n'ont observé aucune influence de la grossesse sur cette valeur ce que confirment nos résultats. Dans leur étude, les valeurs mesurées (29 ± 5 daN) sont comparables à celles de notre étude. Si l'on considère l'influence des modifications hormonales, la plupart des études n'ont pas trouvé d'effet du cycle menstruel (et de ses variations hormonales) sur les caractéristiques contractiles musculaires, excepté Bassey (1998) qui décrit une relation négative entre la concentration d'œstrogènes et l'effort de préhension pendant le cycle menstruel.

Masten et Smith (1988) trouvent un indice de force significativement plus petit chez les femmes enceintes que chez les contrôles, sans en préciser la différence. Leur résultat n'est pas surprenant, dans la mesure où ils ont normalisé la force maximale de préhension par rapport à la masse corporelle du sujet au moment de la grossesse. Lorsque nous considérons la masse corporelle au moment de la grossesse, nous confirmons ce résultat. La diminution de cet indice n'est pas liée à une chute de $Fp_{\max}$ mais à la prise de masse corporelle au cours de la grossesse.

L'indice $Fp_{\max}$ chute chez les femmes primipares, mais uniquement au deuxième trimestre ; de même $Fp_{\text{théo}}$ (calculée en tenant compte de la masse corporelle avant grossesse)

des femmes primipares en T2 est inférieure à la valeur calculée chez les multipares. L'effet observé est donc en partie lié aux caractéristiques avant grossesse (masse corporelle, âge, circonférence avant-bras) et non à la parité.

Les résultats obtenus lors du test de force maximale de préhension semblent indiquer que les capacités musculaires de la femme enceinte ne sont pas modifiées.

3. Laxité du poignet

a) Introduction

Au cours de la grossesse, un œdème des tissus mous est observé chez 80% des femmes enceintes, notamment pendant les 8 dernières semaines de grossesse (Ritchie, 2003). Ce phénomène serait d'ailleurs à l'origine de la prévalence du SCC chez ces sujets (Voitk et coll., 1983, Padua et coll., 2001, Bahrami et coll., 2005), en provoquant un gonflement des parties molles des structures du canal carpien, en particulier du ligament annulaire du carpe.

L'effet de la grossesse sur le tissu conjonctif a été caractérisé par le biais d'études portant sur la laxité qui est définie comme un défaut de tension et de résistance intra-articulaire. Elle peut être mesurée à partir de l'amplitude angulaire maximale d'une articulation qui est limitée par la présence de ligaments, de butées osseuses, de masses musculaires et par l'étirement des muscles et de leurs tendons.

b) Matériel et méthodes

(1) Choix du test

Très peu de tests caractérisant objectivement la laxité du poignet sont décrits dans la littérature. Il existe des échelles de graduation de la laxité, qui consistent à indiquer des scores en fonction des positions articulaires adoptées. Les principaux scores utilisés (score de Beighton) (Beighton et coll., 1973) sont dérivés de l'échelle de Carter et Wilkinson (1964). Cependant, même s'ils permettent de caractériser la laxité globale d'un sujet, ils ne sont pas quantitatifs et sont donc peu précis.

Le test de quantification objectif de la laxité ligamentaire du poignet, le plus simple à mettre en place et le mieux décrit dans la littérature, est celui de Johnson et coll. (2002). Il s'agit de mesurer les amplitudes articulaires maximales du poignet, lors de mouvements de flexion et d'extension.

A notre connaissance, la pertinence des données recueillies ou du test en lui-même n'a jamais été contestée.

Aussi, Marnach et coll. (2003) proposent d'adapter ce test en déterminant les amplitudes articulaires adoptées par chaque sujet lors de l'application d'une force de référence identique. La mesure de l'amplitude articulaire maximale, réalisée muscles relâchés, caractérise la résistance des tissus conjonctifs élastiques (Howell et coll., 1993), c'est-à-dire des ligaments, des tendons et du tissu intra-musculaire ou encore la présence d'œdème ou une modification des caractéristiques du liquide synovial. Cette mobilisation articulaire est passive car elle est obtenue par l'application d'une force externe.

Un autre test peut être réalisé muscles contractés, la mobilisation articulaire est alors active (le sujet réalise lui-même les mouvements de flexion-extension du poignet). De nombreux facteurs individuels, non liés à la grossesse, peuvent cependant influencer cette mesure : la motivation, la sensibilité à l'inconfort... altérant la reproductibilité de la mesure. De plus, cette mobilisation fait intervenir les capacités contractiles des muscles que nous venons d'étudier par le test de force maximale de préhension.

La résistance passive d'un ensemble musculo-articulaire peut également être analysée par la relation couple-angle (Lamontagne et coll., 1997, Magnusson et coll., 1998). Cette méthode aurait nécessité une durée d'exploration trop longue incompatible avec les contraintes de recrutement.

De plus, Kubo et coll. (1999) et McHugh et coll. (1998) ont montré une corrélation significative entre le test de raideur passive et celui de la mesure des amplitudes articulaires maximales, ce qui valide notre option.

La laxité du poignet a donc été testée en effectuant une mobilisation passive du poignet.

(2) Matériel

L'amplitude angulaire (flexion-extension) a été mesurée, sur une table à hauteur ajustable, à l'aide d'un dispositif de plaques articulées au niveau du poignet (Figure 47).

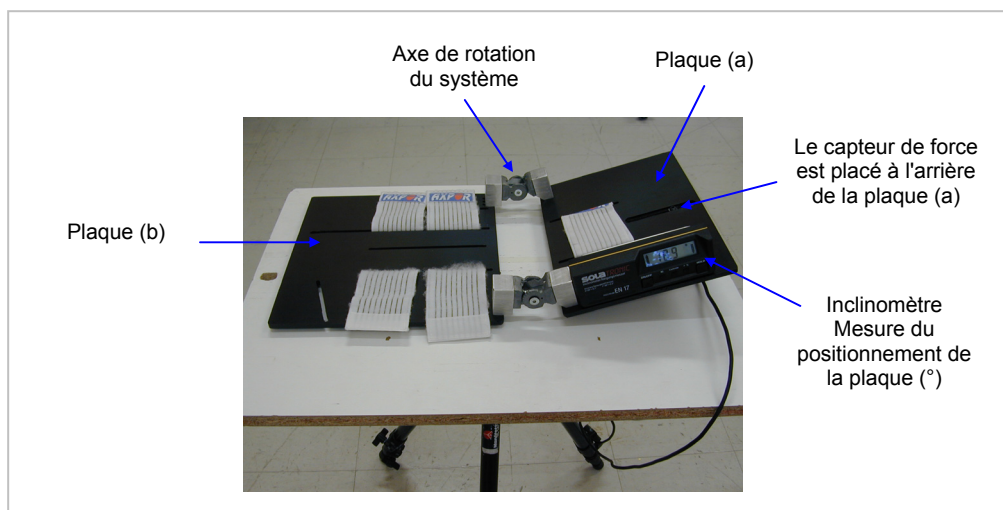


Figure 47 : Dispositif de mesure de l'amplitude articulaire du poignet. L'avant-bras du sujet est fixé sur la plaque (b) et la main sur la plaque (a) à l'aide de bandes velcro. L'axe de rotation du poignet (plan sagittal) est aligné par rapport à l'axe de rotation du système. La force appliquée (mobilisation articulaire passive) est contrôlée par l'expérimentateur à l'aide d'un capteur de force placé à l'arrière de la plaque (a). Les valeurs de force sont visualisées sur un afficheur, placé à distance afin de ne pas influencer le sujet. Les valeurs de position de la plaque (a) par rapport à la plaque (b) sont visualisées sur l'afficheur de l'inclinomètre.

La main du sujet est fixée sur la plaque (a) et son avant-bras sur la plaque (b) à l'aide de bandes de contention, l'axe de l'articulation étant maintenu dans l'axe de rotation de la plaque. Lors du test, la force appliquée est contrôlée par l'expérimentateur et standardisée (Johnson et coll., 2002) grâce à un capteur de force à jauge de contraintes (REP TCA, 5 kg, précision 0,15%), fixé sous la plaque (a). L'expérimentateur visualise la force appliquée sur un afficheur (force en daN), placé à distance afin de ne pas influencer le sujet. L'expérimentateur applique une force de poussée ou de traction sur le capteur entraînant respectivement la plaque vers le haut ou le bas provoquant, de ce fait, une extension ou une flexion maximales du poignet du sujet.

La valeur de position angulaire de la plaque (a) par rapport à la plaque (b) est mesurée (en degrés : °) à l'aide d'un inclinomètre (Solatronic®, 0°/90° : 0,05°) et visualisée sur un afficheur.

(3) Réalisation du test

Les mouvements de l'articulation du poignet sont indépendants de la position des membres inférieurs. Pour des raisons de confort, le sujet est assis sur une chaise. Concernant les membres supérieurs, l'avant-bras est en pronation, reposant sur le support de la table dont

la hauteur est ajustée aux dimensions du sujet, et formant un angle de 90° avec le bras. La main est solidaire de la plaque mobile.

Muscles relâchés, une force de 9 N (Marnach et coll., 2003) est appliquée sur la plaque mobile jusqu'à une position articulaire maximale, respectivement en extension et en flexion. La valeur de force permet de standardiser les mesures. L'exercice est répété trois fois en flexion et trois fois en extension selon un ordre pseudo-aléatoire (Figure 48).

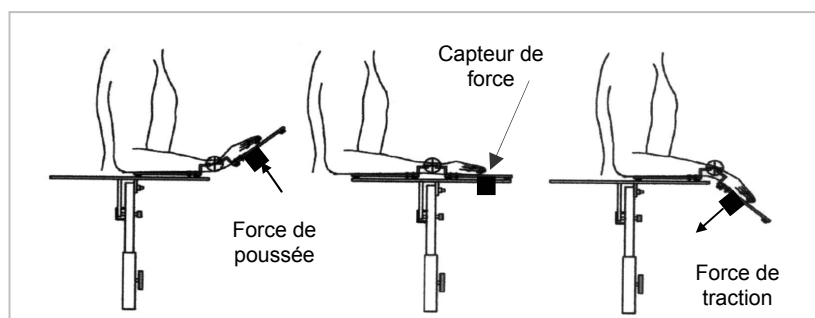


Figure 48 : Protocole de mesure de la laxité ligamentaire du poignet (d'après Johnson et coll., 2002).

(4) Indices recueillis

Nous relevons les valeurs d'angulation obtenues en extension et en flexion maximales.

(5) Reproductibilité

La reproductibilité du test a été étudiée par Stéphan et coll. (2006) par la méthode dite de "test – retest" (Essendrop et coll., 2001) chez 14 sujets. Les résultats obtenus permettent d'avoir un niveau de confiance satisfaisant dans les mesures effectuées (Tableau 18).

Tests	Test	Retest	SEM	CV	ICC
Flexion passive (°)	91,26	89,21	2,12	2,35	0,983
Extension passive (°)	85,84	85,15	2,94	3,44	0,984

Tableau 18 : Valeurs moyennes (n = 14) des mesures de test et retest, d'erreurs standard de mesure (SEM), de coefficients de variation (CV) et de coefficients de corrélation intra-classe (ICC) obtenus pour les tests de mobilisation angulaire du poignet par la méthode du 'test-retest' (Stéphan et coll., 2006).

c) Résultats

Les caractéristiques des sujets sont reportées dans le Tableau 19.

	C		ENC		P		M		C vs P	C vs M
Nombre	14		43		25		18			
Semaine d'aménorrhée	/		23 ± 9		27 ± 9	***	21 ± 8			
Age (années)	28 ± 4	ns	30 ± 5		28 ± 4	ns	31 ± 5	ns	*	
Taille (cm)	166 ± 7	ns	165 ± 6		166 ± 7	ns	165 ± 6	ns	ns	
IMC avant grossesse (kg/m²)	/	ns	23 ± 3		23 ± 4	ns	22 ± 5	ns	ns	
Gain de masse corporelle (kg)	/		7 ± 5		7 ± 6	***	6 ± 5			
Masse corporelle actuelle (kg)	61 ± 13	ind	69 ± 13		71 ± 12	ns	68 ± 14	*	ns	
IMC actuel (kg/m²)	22 ± 3	*	25 ± 4		26 ± 4	ns	25 ± 4	*	ind	

*Tableau 19 : Caractéristiques (moyenne ± 1 D.S.) des femmes "contrôles" (C) et enceintes (ENC). Une distinction est faite entre les femmes enceintes primipares (P) et multipares (M). IMC : Indice de masse corporelle. *** : $p < 0,001$; * : $p < 0,05$; ind : $p < 0,10$; ns : non significatif.*

Les différents indices de mobilisation articulaire obtenus pour les deux groupes de femmes sont présentés dans le Tableau 20.

	C		ENC		P		M		C vs P	C vs M
Flexion passive (°)	94 ± 5	ns	94 ± 6		96 ± 4	*	92 ± 6	ns	ns	
Extension passive (°)	96 ± 8	ns	93 ± 11		97 ± 8	ind	91 ± 12	ns	ns	
Amplitude passive (°)	190 ± 12	ns	187 ± 14		193 ± 9	*	183 ± 9	ns	ns	

*Tableau 20 : Valeurs (moyenne ± 1 D.S.) obtenues pour différents indices de laxité du poignet chez des femmes "contrôles" (C) et enceintes (ENC). Une distinction est faite entre les femmes enceintes primipares (P) et multipares (M). ** : $p < 0,01$; * : $p < 0,05$; ind : $p < 0,10$; ns : non significatif.*

La grossesse n'entraîne pas de différence entre les valeurs d'angulation de flexion ou d'extension maximales du poignet. Les niveaux des différents indices de mobilisation du poignet ne sont ni corrélés aux semaines d'aménorrhée ni aux caractéristiques individuelles (âge, taille, masse corporelle, IMC).

Dans le groupe de femmes enceintes, quel que soit le trimestre considéré, les valeurs obtenues lors du test sont influencées par la parité. Les valeurs sont plus élevées chez les femmes primipares que chez les femmes multipares (flexion passive : +4% : $t_{41} = 2,29$; $p = 0,028$; extension passive : +7% : $t_{41} = 1,82$; $p = 0,078$; amplitude passive : +5% : $t_{41} = 2,41$; $p = 0,021$).

d) Discussion

La laxité (ou flexibilité articulaire) résulte du comportement mécanique des différentes structures de l'articulation testée. Lors de la mobilisation articulaire, le niveau de l'amplitude maximale atteint est limité par la résistance des tissus conjonctifs qui s'oppose au déplacement (Cannon et Zahalak, 1982, Jones et coll., 1987).

Les valeurs moyennes de mobilisation maximale du poignet, que nous mesurons chez les sujets contrôles, sont supérieures aux données de la littérature (Sölveborn et Olerud, 1996) obtenues en flexion ($83 \pm 10^\circ$) et en extension ($77 \pm 12^\circ$) passives. Ces données sont difficilement comparables aux nôtres car elles correspondent à des valeurs obtenues chez des sujets masculins et féminins.

Aucune influence de la grossesse sur la mobilisation articulaire passive n'a été observée. Ces résultats confirment ceux obtenus par Marnach et coll. (2003) qui ne trouvent pas de changement de laxité de l'articulation du poignet au cours des premier et deuxième trimestres de grossesse. Ces auteurs ont seulement observé une augmentation de la laxité au troisième trimestre et pour 50% des femmes seulement. Cet effet n'est ni lié à l'âge maternel, ni à la parité, ni aux concentrations d'œstradiol et de progestérone. Selon Marnach et coll. (2003), la laxité n'augmente pas progressivement et ne semble pas suivre les augmentations stables et importantes des œstrogènes et de la progestérone. Ces auteurs n'ont d'ailleurs pas trouvé de corrélation significative entre la laxité du poignet et les concentrations plasmatiques de ces deux hormones. Ils suggèrent que la variabilité inter-individuelle observée pourrait s'expliquer par des différences d'expression des récepteurs des différentes hormones sexuelles. Ces auteurs ont seulement trouvé une corrélation positive entre les taux de cortisol et le niveau de laxité sans en donner aucune interprétation.

Dumas et Reid (1997) et Charlton et coll. (2001) ont trouvé des résultats différents au niveau du genou ou de l'articulation sacro-iliaque (Östgaard et coll., 1993). Une modification de la laxité est observée pendant la grossesse, elle est présente dès le 1^{er} trimestre (Dumas et Reid, 1997) et ne semble pas influencée par la parité. Ces auteurs corrélaient ces changements au taux d'œstradiol (Charlton et coll., 2001) ou les mettent en relation avec l'augmentation de relaxine (Dumas et Reid, 1997). Les modifications de laxité pendant la grossesse ne pourraient se produire qu'associées à une augmentation des contraintes mécaniques liées au changement de masse et/ou de centre de gravité. Cela pourrait expliquer que la laxité augmente pour des articulations comme le genou ou la hanche, particulièrement sollicitées par les changements morphologiques liés à la grossesse (augmentation de masse et modifications

de posture). D'après Ritchie (2003), une augmentation de 20% de la masse corporelle durant la grossesse pourrait accroître la contrainte de force sur l'articulation d'au moins 100%. Cette hypothèse reste néanmoins à nuancer car Dumas et Reid (1997) précisent que la laxité du genou est plus importante dès le début de la grossesse avant même le gain de la masse corporelle.

Exceptée l'étude de Marnach et coll. (2003), les comparaisons avec les autres travaux de la littérature sont difficiles car les articulations et les éléments de l'articulation considérés diffèrent. Certains tests, comme celui de la laxité du genou (test du tiroir), évaluent principalement la laxité des ligaments, ce qui n'est pas le cas dans notre étude.

Dans notre étude, les femmes primipares présentent des valeurs de mobilisation articulaire maximale plus élevées par rapport aux femmes multipares. Les données concernant l'effet de la parité sur la laxité des doigts sont contradictoires. Cet effet a été observé par Östgaard et coll. (1993) qui trouvent une augmentation de la laxité entre la 12^{ème} et la 24^{ème} semaines d'aménorrhée uniquement chez la femme primipare (+5%). Malheureusement, aucune comparaison entre les femmes primipares et multipares ne permet d'appuyer ce point de vue. Calguneri et coll. (1982) contredisent cette conclusion. Ils trouvent une augmentation de l'hyperextension significativement plus importante chez les multipares que chez les primipares. Dans notre étude, la comparaison s'effectue sur les valeurs de laxité et non pas sur leurs variations liées à la grossesse.

La seule interprétation possible concernant l'effet de la primiparité sur la diminution de laxité de l'articulation pourrait être liée au taux de cortisol plus important chez les femmes primipares que multipares. Cette hormone est responsable d'une diminution de la résistance du ligament croisé postérieur du genou (Oxlund, 1980). Cet effet aurait plutôt tendance à augmenter la laxité, ce qui est le cas dans notre étude.

4. Exploration et caractérisation de la raideur musculo-tendineuse des fléchisseurs du poignet.

a) Introduction

Dans leur situation habituelle, dans le corps (longueur de repos), les muscles squelettiques exercent une légère tension élastique. Le muscle au repos se comporte comme un corps élastique imparfait, la compliance diminuant avec la tension. La tension de repos du muscle dépend de sa longueur, mais aussi de la vitesse de changement de longueur (propriété visco-élastique) et de l'histoire antérieure du muscle (hystérésis élastique), la tension mesurée

à chaque longueur étant plus grande dans l'allongement que dans le raccourcissement (Figure 49). Ses propriétés élastiques lui sont conférées par celles du tissu conjonctif intra-musculaire et des éléments élastiques du sarcomère (titine). Lorsque les propriétés élastiques du muscle au repos sont estimées *in situ*, elles intègrent les propriétés élastiques du tendon.

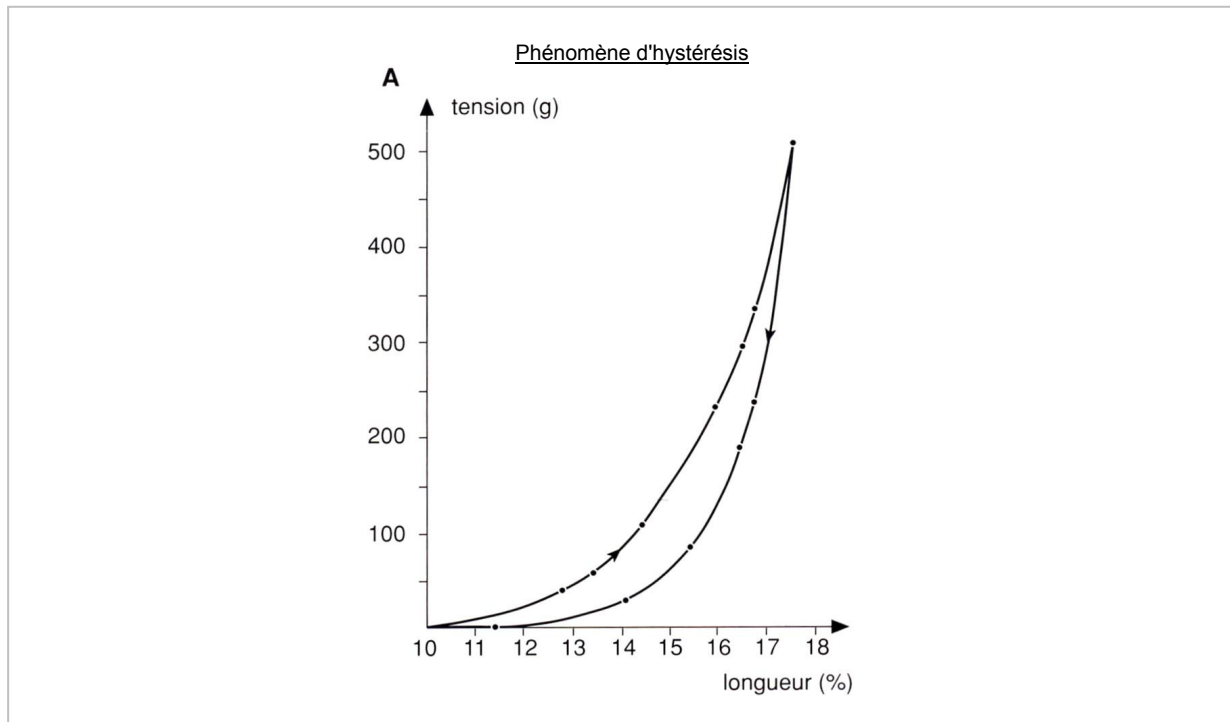


Figure 49 : Propriétés mécaniques de la fibre musculaire au repos. Diagramme tension-extension du muscle au repos. Le diagramme est obtenu au cours de l'allongement (flèche montante) puis du relâchement (flèche descendante) d'une fibre de grenouille. A moins d'un temps de repos suffisant, la tension à chaque longueur est plus grande dans l'allongement que pendant le relâchement, ce qui correspond au phénomène d'hystérésis.

Les tendons présentent des propriétés élastiques leur permettant de répondre à des contraintes de traction (Butler et coll., 1978). En effet, ils subissent des déformations et leurs longueurs varient selon l'intensité de l'effort appliqué (Figure 50). Si elle n'est pas trop importante, ils peuvent reprendre leur forme initiale ; la déformation est dite élastique. Cependant, si elle est supérieure à 3-5%, des micro-ruptures subsistent ; la déformation devient plastique. La rupture peut se produire pour des déformations de l'ordre de 10 à 20%.

Les tendons présentent également des propriétés visqueuses et un comportement mécanique caractérisé par une hystérésis élastique.

La transmission de la force du muscle au tendon se fait directement par la jonction musculo-tendineuse, mais également transversalement par le biais des structures élastiques du

muscle (tissu conjonctif intra-musculaire) et de la desmine qui est une protéine solidarissant les sarcomères parallèlement entre eux (voir Figure 9, Partie I, C, 1). Le périnysium semble également jouer un rôle important dans la transmission de la force musculaire développée (Trotter, 1993). Ces transmissions latérales sont prépondérantes lors des étirements passifs.

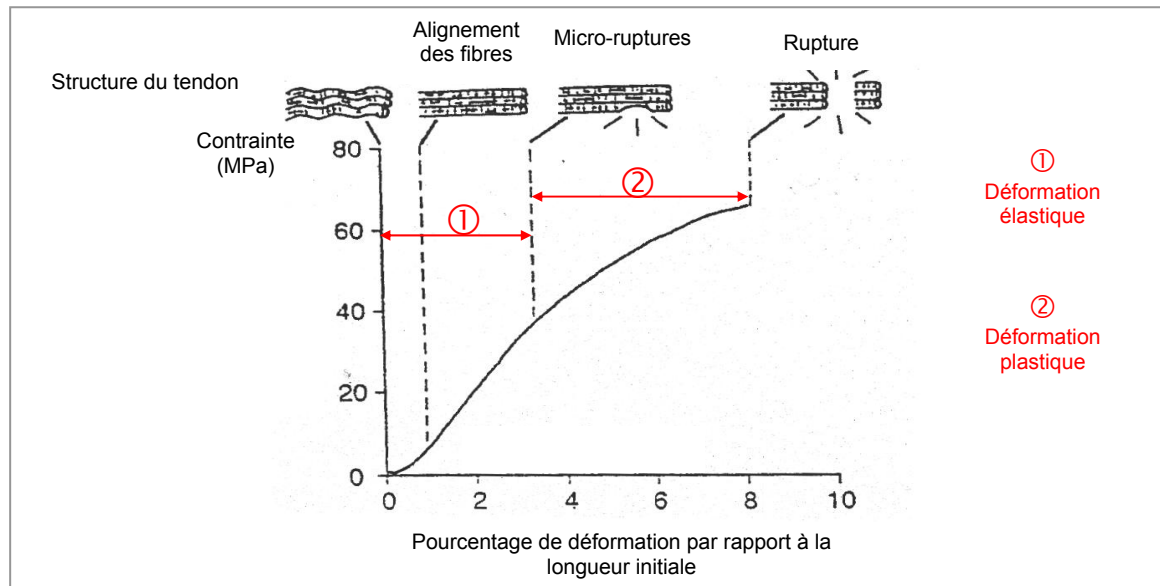


Figure 50 : Relation contrainte-déformation du tendon avec le "pied" de la courbe (réorganisation des fibres de collagène), la zone linéaire de déformation élastique (1 ; alignement des fibres de collagène ; déformation réversible) et la zone non-linéaire de déformation plastique (2 ; micro-rupture des fibres ; déformation non réversible). (d'après Butler et coll., 1978).

Lorsque le muscle est contracté, les propriétés élastiques des éléments contractiles, ponts d'actine et de myosine, participent également à l'élasticité du système.

Hill (1938) propose un modèle mécanique, modifié par Huxley et Simmons (1971) puis Shorten (1987), intégrant les propriétés contractiles et élastiques du muscle (Figure 51). Ce modèle comprend trois composantes :

- La **composante contractile (CC)** qui génère la force active musculaire. Elle correspond anatomiquement aux ponts d'actine-myosine et son importance est proportionnelle au nombre de ponts formés ;
- La **composante élastique série (CES)** qui comporte en réalité deux parties. La première, active, est située au niveau des ponts entre les myofibrilles, tandis que la seconde, passive, est due aux caractéristiques élastiques des tendons (*in situ*) et du tissu conjonctif intra-musculaire. Elle est surtout mise en jeu lorsque la composante contractile est activée ;

- La **composante élastique parallèle (CEP)** localisée au niveau du sarcolemme et du tissu conjonctif intra-musculaire. Elle correspond également à l'interaction résiduelle entre les protéines contractiles sur le muscle inactivé et à la titine. La CEP n'intervient pratiquement pas quand la composante contractile est activée, et lorsque la longueur du muscle est égale ou inférieure à sa longueur de repos (L_0). En revanche, quand le muscle est inactivé et fortement étiré, c'est la principale des deux composantes élastiques à être sollicitée.

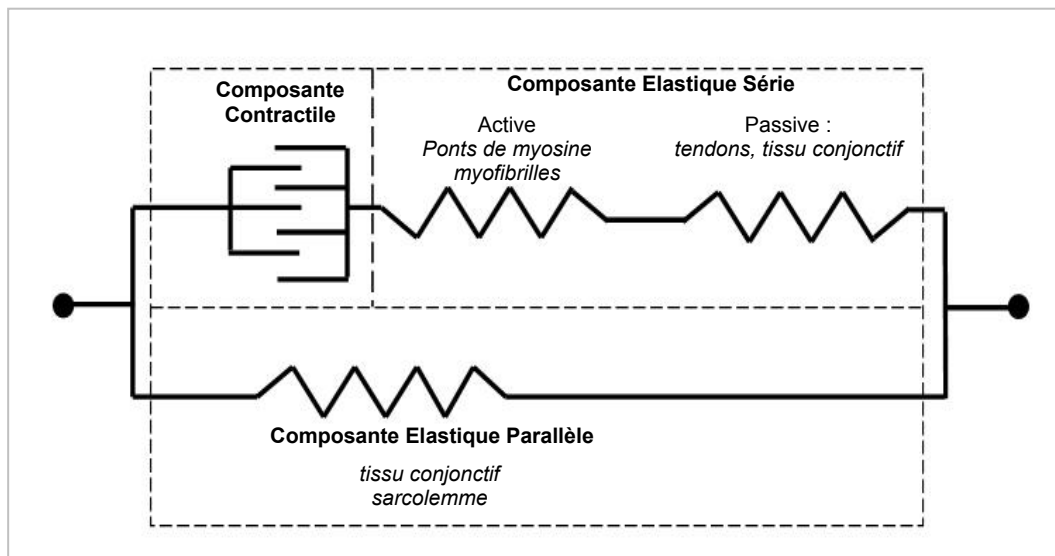


Figure 51 : Modèle mécanique à 3 composantes pour un muscle isolé (d'après Shorten, 1987).

Le comportement mécanique du système musculo-tendineux peut être approché en évaluant l'élasticité de la CES. La raideur est le paramètre qui caractérise le mieux cette composante et son évaluation pourrait renseigner directement sur des modifications des propriétés élastiques.

Il n'existe pourtant pas dans la littérature de données concernant l'influence de la grossesse (et de ses modifications) sur les caractéristiques biomécaniques du complexe musculo-tendineux. L'objectif de cette étude est donc d'évaluer l'influence de la grossesse sur les propriétés biomécaniques des muscles fléchisseurs du poignet. Ce complexe est particulièrement sollicité dans toutes les activités manuelles. La quantification de l'élasticité musculo-tendineuse pourrait permettre d'améliorer la compréhension des modifications fonctionnelles survenant au cours de la grossesse.

b) Matériel et méthodes

(1) Choix du test

Dans le cadre de notre étude, deux types d'approches pouvaient être considérés. L'approche globale qui consiste à évaluer la raideur d'un système mono-articulaire, en considérant que les muscles et l'articulation qu'ils croisent constituent un système viscoélastique ou l'approche plus spécifique de la raideur musculo-tendineuse en établissant les propriétés de la CES.

La première approche présente deux inconvénients majeurs :

1. Elle ne permet pas de faire la part des composantes de l'articulation (liquide synovial, cartilage, ligaments...) et du système MT impliqués dans les modifications mesurées. Elle ne permet notamment pas de mettre en évidence les propriétés biomécaniques de la CES (Goubel et Linsel-Corbeil, 2003).

2. Elle nécessite l'utilisation d'une plate-forme d'exploration motorisée, permettant l'application d'une perturbation sinusoïdale, incompatible avec le développement d'un dispositif ambulateur.

Par ailleurs, la laxité articulaire est explorée, dans notre étude, au travers de l'évaluation de la mobilisation articulaire du poignet.

Nous avons privilégié une approche plus spécifique de la raideur musculo-tendineuse en caractérisant la CES d'un groupement musculaire représentant un muscle équivalent (fraction active : ponts de myofibrilles ; fraction passive : tendons, aponévrose et tissu conjonctif intra-musculaire).

Pour évaluer les propriétés élastiques de la CES, c'est-à-dire la raideur musculo-tendineuse, la méthode classiquement utilisée est le test de détente rapide ou "quick-release" (Goubel et Pertuzon, 1973). Ce test a été utilisé pour évaluer la raideur musculo-tendineuse des groupes musculaires impliqués dans la mobilisation du coude (Goubel et Pertuzon, 1973, Cornu et Goubel, 2001), du genou (Babic et Lenarcic, 2004) et de la cheville (Lambertz et coll., 2003, Ochala et coll., 2005) afin de tester l'influence de la puberté, du vieillissement ou de certaines pathologies dégénératives.

Le poignet est une articulation rarement considérée. Seuls Cornu et coll. (2003) se sont intéressés à l'influence du genre et de l'activité sportive sur les propriétés élastiques des muscles fléchisseurs et extenseurs du poignet. A notre connaissance, l'influence de la grossesse sur la raideur musculo-squelettique de ces muscles n'a jamais été étudiée.

(2) Principe du Test de détente rapide ou Quick-Release

Lorsqu'un muscle, maintenu dans un état de contraction isométrique, a la possibilité de se raccourcir rapidement, des variations rapides de longueur et/ou de tension sont observées. En termes de modèle à trois composantes, ces variations sont attribuables à la détente de la CES.

Il s'agit de provoquer le relâchement brusque et rapide d'un muscle ou d'une fibre, préalablement maintenu dans un état de contraction isométrique à une longueur proche de sa longueur de repos (L'_0) afin d'éviter la participation de la composante élastique parallèle. Comme au cours de ce type de contraction, la CES a été étirée par la composante contractile qui s'est raccourcie, les variations des paramètres mécaniques observées immédiatement après l'application de la perturbation ne sont attribuables qu'à la CES qui est peu amortie et ne demande qu'à se détendre. La composante contractile, quant à elle, est toujours activée et présente, de ce fait, une grande résistance à l'étirement (Figure 52).

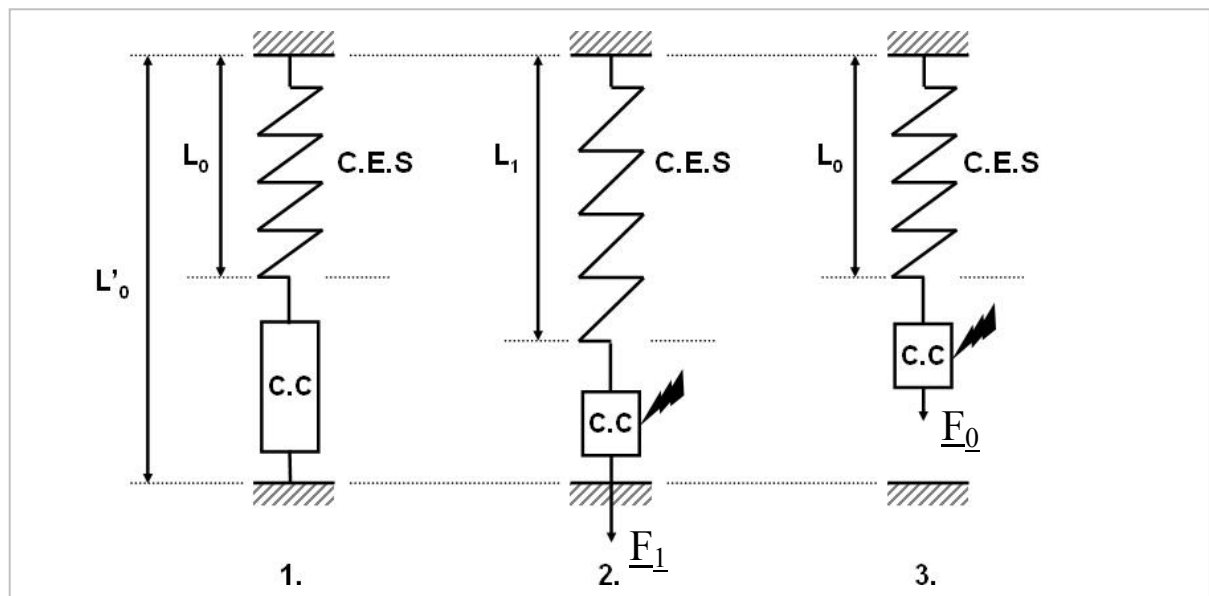


Figure 52 : Principe de la méthode de détente rapide. En 1. Le muscle est au repos, fixé à ses deux extrémités à une longueur L'_0 proche de la longueur de repos. En 2. Application de la stimulation : la composante contractile se contracte et la CES s'allonge, le niveau de force produit est F_1 . En 3. Relâchement brusque du muscle : la CES revient à sa longueur initiale, le niveau de force produit est F_0 .

Les résultats sont d'autant moins entachés d'erreurs que la vitesse à laquelle la perturbation portée est rapide et que l'état d'activité de la composante contractile est important (Goubel et Lensel-Corbeil, 2003).

La raideur (R , $N.m^{-1}$) de la CES peut être calculée en effectuant le rapport entre les variations de force (N) et de longueur (m).

$$R = F_1 - F_0 / L_1 - L_0$$

Le principe du test, développé pour le muscle isolé (Hill, 1938), a été transposé à la situation *in situ* (Goubel et Pertuzon, 1973). Il faut toutefois souligner que, *in vivo*, la situation est plus complexe que sur un muscle isolé.

Le mouvement occasionné par le bras de levier lors de l'exercice correspond à une rotation. En utilisant le concept de "muscle équivalent", les variations de force et de longueur sont alors exprimées à partir des variations de couple (C ; $N.m$) et d'angle (θ en rad) (Goubel et Lensel-Corbeil, 2003). On parle alors de raideur angulaire.

L'application de la méthode préconisée par Goubel et Pertuzon (1973) nécessite de tenir compte de l'inertie opposée au mouvement, principalement liée à la masse des éléments en mouvement (dispositif matériel et articulation), qui ne permet pas un raccourcissement instantané des éléments élastiques. Il faut également tenir compte du fait que la composante contractile est le siège d'une défacilitation (phénomène d'*unloading*) lors de la détente. Ces deux phénomènes risquent de permettre un réétirement de la composante contractile qui entraînerait, de ce fait, une sous-estimation de la variation de longueur de la CES et par conséquent de sa raideur.

Au pic d'accélération (θ'' en $rad.s^{-2}$) du mouvement déclenché, l'inertie ($N.m.s^2.rad^{-1}$) est définie à partir d'une des relations fondamentales de la dynamique selon laquelle :

$$I = C / \theta''$$

Or, la qualité de la mesure est très dépendante de l'inertie des éléments autres que le membre du sujet, notamment le dispositif technique. Si celle-ci représente une part importante de l'inertie totale, la mesure risque de ne pas refléter réellement la variation d'inertie de la structure musculo-squelettique (Mainar, 1993).

La raideur du système (R) peut être déterminée si l'on associe pendant un temps très bref durant la phase initiale du mouvement, la variation du déplacement ($\Delta\theta$, rad) et d'accélération ($\Delta\theta''$, $rad.s^{-2}$) angulaires selon la formule suivante :

$$R = I. (\Delta\theta'' / \Delta\theta)$$

La raideur angulaire s'exprime alors en N.m.rad^{-1} .

Comme dans le cas de la fibre isolée, la raideur évolue linéairement avec le couple isométrique maintenu. Il est alors possible d'utiliser la pente de cette relation pour exprimer un indice de raideur (IR). Cornu et coll. (2003) ont défini une relation linéaire entre ces paramètres lors de la flexion du poignet pour chaque sujet exploré. L'IR (rad^{-1}) est défini par la pente de la relation couple-raideur :

$$\text{IR} = R / C$$

Cet indice présente l'avantage d'être indépendant du couple maximal (Goubel et Lensel-Corbeil, 2003) et également de s'affranchir des paramètres anatomiques et physiologiques (moment du tendon, angle de pennation, diamètre du groupe musculaire) qui semblent influencer les valeurs de raideur. L'IR, ainsi défini, peut alors être considéré comme un paramètre représentatif des changements de raideur musculo-tendineuse (Lambertz et coll., 2003).

Concernant le phénomène *d'unloading*, il est nécessaire de réaliser les mesures de QR avant les changements d'activation de l'agoniste (unloading réflexe) et de l'apparition d'une activité antagoniste (réflexe d'étirement).

(3) Dispositif technique

La technique consiste à faire développer au sujet, avant-bras positionné dans un ergomètre adapté, des contractions isométriques du groupe musculaire étudié, les fléchisseurs du poignet, et à libérer brusquement le segment distal de l'articulation, c'est-à-dire la main, durant la phase de maintien d'un couple statique. En raison de l'effort appliqué initialement, le membre du sujet suit librement le déplacement très rapide du bras de levier, suite à une restitution d'énergie potentielle.

Stéphan et coll. (2006) ont développé et validé un ergomètre ambulatoire. Le caractère ambulatoire était indispensable à notre approche afin d'amener le dispositif d'exploration au sujet (femme enceinte) et ainsi de faciliter le recrutement. Les ergomètres actuels étant des équipements motorisés, de grandes proportions, fixes et donc utilisables uniquement en laboratoire ou en milieu hospitalier, notre dispositif a été conçu pour être léger, de faibles dimensions et facilement transportable.

Les ergomètres sont de plusieurs types mais le principe même du test de quick-release nous oriente vers les dispositifs qui font office de guide-mouvement. L'exploration se situe au

niveau du système "avant-bras / main", lors du mouvement de flexion du poignet, afin d'évaluer plus particulièrement le groupe musculaire des fléchisseurs du poignet.

L'ergomètre comprend deux parties (Figure 53) : d'une part les éléments qui constituent la plate-forme dont le rôle est celui de guide-mouvement, et d'autre part des capteurs qui permettent les mesures des différentes variables enregistrées lors du test.

Quelle que soit l'articulation étudiée, l'axe de rotation de l'articulation doit être positionné dans celui de l'ergomètre. Le segment corporel sollicité, en l'occurrence la main, est rendu solidaire du dispositif mobile de l'ergomètre et le mouvement articulaire effectué est une flexion.

La plate-forme est constituée d'un système de plaques articulées qui limitent les mouvements articulaires dans le plan horizontal. Le sujet est assis, pieds à plat sur le sol et dos droit appuyé au dossier de la chaise. Le bras dominant du sujet est placé le long du corps en légère abduction (30°), l'avant-bras repose dans la gouttière de 100 mm de diamètre et forme un angle de 90° par rapport au bras. Le système de bras articulé, ainsi que le réglage du siège, permettent d'adapter l'ergomètre aux caractéristiques anthropométriques des sujets. Le système est compatible avec une large amplitude de niveaux de force.

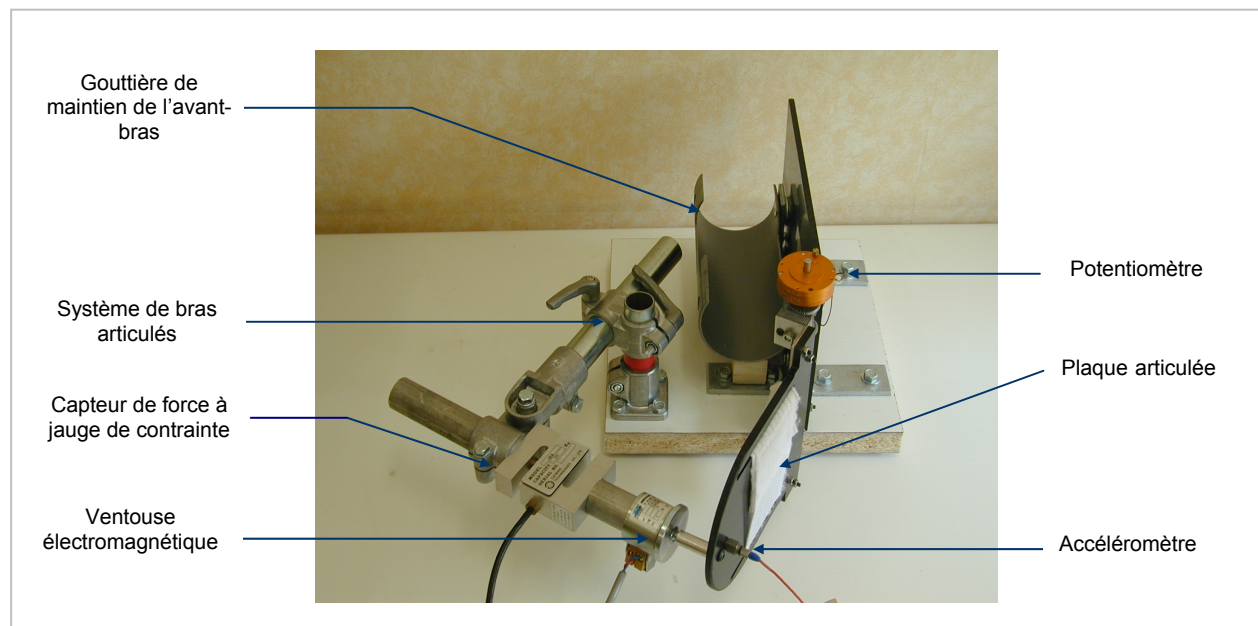


Figure 53 :Ergomètre poignet de type guide-mouvement permettant de réaliser le test de quick-release. Le sujet place son avant-bras dans la gouttière et sa main est fixée sur la plaque articulée. L'articulation du poignet est alignée sur l'axe de rotation du système (Stéphan et coll., 2006).

La main du sujet (doigts en extension), qui se situe dans le prolongement de l'avant-bras, est fixée en prono-supination sur la plaque articulée à l'aide d'un système de contention

composé d'une sangle élastique. L'axe de rotation de l'articulation du poignet en pronosupination (flexion-extension) se situe dans l'axe de rotation de la plaque.

Au-delà de ces critères, la conception de l'ergomètre a intégré la réduction des inerties au maximum (graissage, structure allégée, solidité...).

La taille du bras de levier est de 0,187 m. La partie mobile est retenue par une ventouse électromagnétique (Mecalectro[®]), possédant une force de maintien de 20 daN et dont le décrochage s'effectue par absence de tension.

Le dispositif doit permettre, lors du test, la mesure des variables cinématiques et mécaniques articulaires suivantes :

- Le couple développé (C en N.m), mesuré à partir de la force (N) et du bras de levier (m) ;
- La vitesse angulaire (θ' en rad.s^{-1}) et l'accélération angulaire (θ'' en rad.s^{-2}) sont calculées à partir des dérivées temporelles 1^{ère} et 2^{nde} du déplacement (θ en rad) ;

La mesure de la force (N) s'effectue grâce à un capteur de force à jauge de contraintes (TEMPO[®], type ABA 200, 200 kg, précision 0,15%).

La variation de la position angulaire est mesurée par un potentiomètre bobiné (LEGPA, type 505M57, 6631201) de 2 k Ω . La position de référence est ajustée grâce au système de bras articulés et contrôlée à l'aide d'une équerre d'angle (précision 1°).

Enfin, la mesure de l'accélération est réalisée grâce à un accéléromètre piézoélectrique (Brüel & Kjaer[®], type 4505, sensibilité de 0,305 pC/ms⁻²), associé à un convertisseur de charge (Brüel & Kjaer[®], type 2647B, gain de 10 mV/pC) connecté à une alimentation (Brüel & Kjaer[®], type WB1372).

L'ensemble du dispositif de mesure est lui-même relié à un système d'acquisition (Iotech[®], DAQ BOOK 100, résolution de 12 bits) permettant l'enregistrement des variables à une fréquence d'échantillonnage de 500 Hz.

Avec une masse de 7,3 kg et des dimensions de 55 x 49 x 26 cm, il possède bien une spécificité ambulatoire que nous ne retrouvons pas dans les autres modèles.

La procédure d'exploitation du test et le recueil des données correspondent à ceux utilisés par Mainar (1996). La force exercée au déclenchement de la libération de la plaque mobile est relevée, puis le moment du pic d'accélération (t_0) est recherché (Figure 54). Sa valeur, ainsi que celle de la position angulaire correspondante, sont repérées. Ces paramètres sont ensuite mesurés 15 ms plus tard (t_{15}) afin d'éviter le "réflexe d'unloading". Les études préliminaires réalisées par Stéphan et coll. (2006) ont permis de montrer que l'activation des

muscles antagonistes apparaît 30 ms après le pic d'accélération rejoignant les données de la littérature (Angel et coll., 1965).

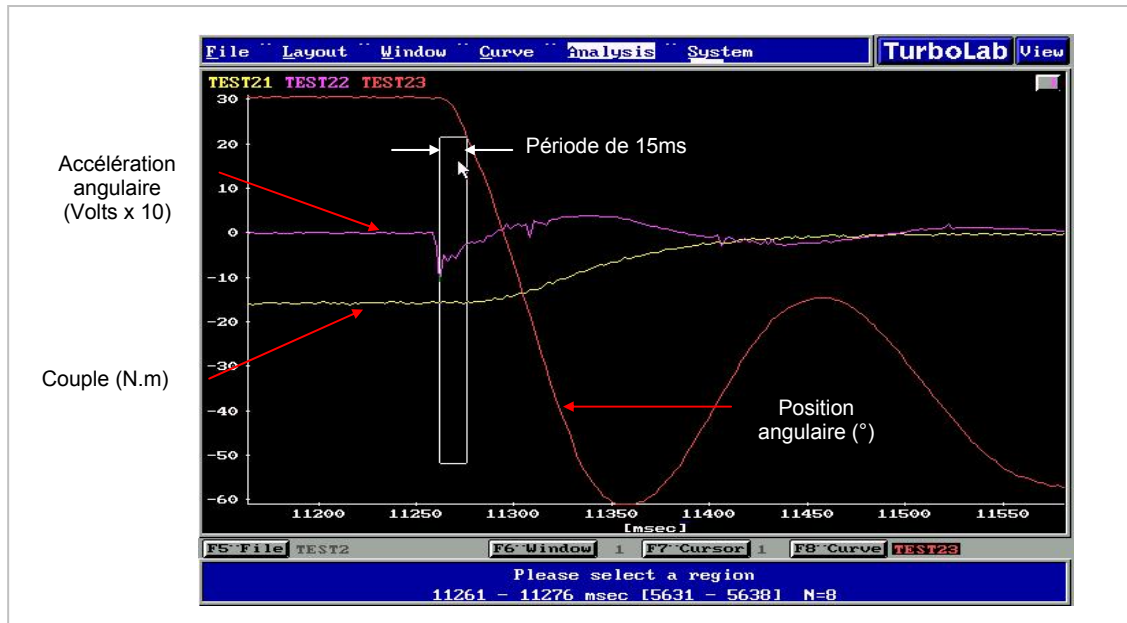


Figure 54 : Données recueillies à partir d'un tracé caractéristique obtenu lors d'un test de quick-release. Les variations d'accélération et de position sont calculées 15 ms après le pic d'accélération (Turbolab™).

(4) Validation technique

La validation technique a été réalisée par Stéphan et coll. (2006) sur 14 sujets (6 femmes et 8 hommes).

(i) Reproductibilité

Le niveau de confiance dans le test doit être optimal. La fiabilité est un indicateur de la variabilité induite par la répétition des différents tests. Elle se réfère à la consistance même du dispositif de mesure et définit d'une part, la reproductibilité, c'est-à-dire le niveau de confiance que nous pouvons attribuer à des mesures répétées sur un même sujet (Armstrong et coll., 1992) et, d'autre part, la capacité du dispositif à établir régulièrement une différenciation entre les sujets (Stratford, 1989).

La reproductibilité des enregistrements a été évaluée par Stéphan et coll. (2006) selon la méthode dite de "test – retest" (Essendrop et coll., 2001) sur 14 sujets (8 hommes, 6 femmes ; âge moyen : 31 ± 9 ans) (Tableau 21).

Test du quick-release	Test	Retest	SEM	CV	ICC
Inertie (N.m.s ² .rad ⁻¹)	0,0119	0,0111	0,00007	6,43	0,873
Indice de raideur (rad ⁻¹)	2,95	2,57	0,39	14,11	0,930

Tableau 21: Valeurs moyennes (n=14) des mesures de tests et retest, d'erreurs standards de mesure (SEM), de coefficients de variation (CV) et coefficients de corrélation intra-classe (ICC) obtenus pour le test du quick-release par la méthode du 'test-retest' (Stéphan et coll., 2006).

Le Coefficient de Corrélation Intra-classe (ICC) calculé pour l'indice de raideur est supérieur à 0,9 ce qui correspond à une très bonne reproductibilité (Currier, 1990). La différence entre les moyennes des deux passages est très petite (-0,9%). Les différences intra-individuelles sont donc relativement faibles et expliquent l'obtention de valeurs faibles pour les erreurs standards de mesure (Dedering et coll., 2000).

Concernant l'inertie, les valeurs d'ICC sont plus faibles mais supérieures à 0,80 ce qui correspond à une bonne reproductibilité. Les erreurs standards de mesures sont proches de zéro.

(ii) Inertie

L'inertie obtenue lors des tests est indépendante du niveau de couple imposé. La valeur moyenne d'inertie obtenue lors de la validation technique est de $0,0119 \pm 0,001 \text{ N.m.s}^2.\text{rad}^{-1}$.

La valeur d'inertie obtenue lors de cette phase de validation était supérieure (+ 25%) à celle mesurée par Cornu et coll. (2003). Cette différence peut s'expliquer par le fait que, avec notre dispositif, l'inertie mesurée correspond à l'inertie globale, liée à l'appareillage et aux caractéristiques biomécaniques de l'articulation sollicitée. Cornu et coll. (2003) ont eux soustrait l'inertie liée à l'appareillage grâce au modèle de Hoff (1997) applicable aux ergomètres motorisés. Les valeurs d'inertie que nous obtenons sont petites. La constance de l'inertie durant les tests et son indépendance vis-à-vis du niveau de couple développé renforcent la validité du dispositif (Figure 55).

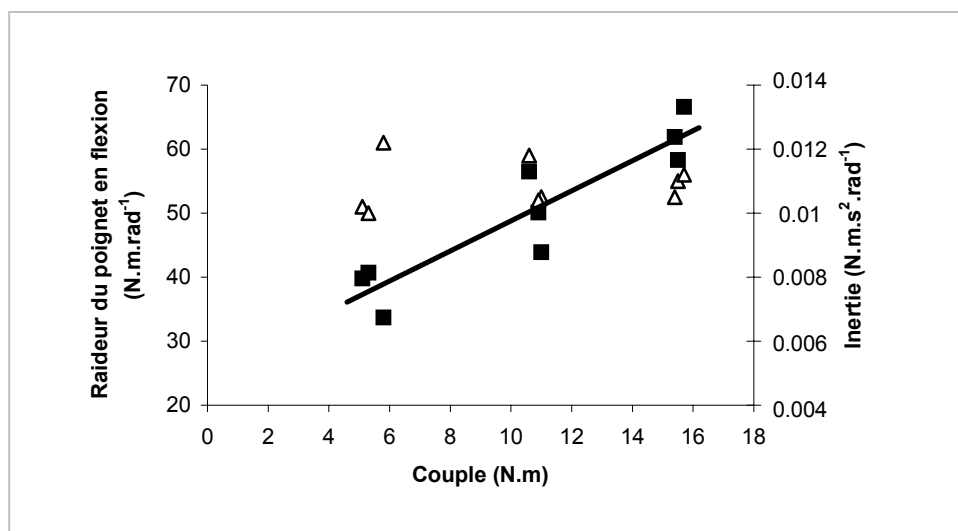


Figure 55 : Inertie (Δ), raideur ($\blacksquare$) et relation couple-raideur (régression linéaire, $R^2 = 84\%$) obtenues pour un sujet.

(iii) Raideur en fonction du couple

Pour l'ensemble des sujets, la valeur de raideur des fléchisseurs du poignet augmente linéairement avec le niveau de couple, le coefficient de corrélation était compris entre 0,64 ($p < 0,05$) et 0,97 ($p < 0,001$).

Par ailleurs, cette étude (Stéphan, 2005) a mis en évidence un effet du genre sur la raideur musculo-tendineuse. Les sujets féminins présentent un IR plus élevé (+76%) que les sujets masculins. La technique du quick-release semble donc tout à fait intéressante pour mettre en évidence des différences de raideur musculo-tendineuse entre deux populations.

(5) Réalisation du test

Les tests de détente rapide ont été réalisés lors des mouvements de flexion du poignet. Ils ont d'abord été effectués lors de contractions maximales volontaires (CMV). La mesure de la contraction maximale volontaire des muscles fléchisseurs est faite dans des conditions isométriques. Le sujet est encouragé et exerce un effort maximal de flexion du poignet dominant contre la plaque durant 5 secondes. L'exercice est répété à trois reprises pour le bras dominant uniquement. Un temps de repos de 3 minutes est imposé après chaque essai, afin de réduire les effets de la fatigue (Bourguignon et coll., 1959). Enfin, la valeur retenue est la valeur du couple maximal la plus élevée maintenu sur 3 secondes.

Les tests sont ensuite réalisés à différents niveaux de couple sous-maximaux : 25, 50 et 75% de la valeur maximale (Goubel et Pertuzon, 1973). Trois tests par niveau de couple ont

été effectués et ont permis de calculer un couple, un déplacement, une vitesse et une accélération angulaires moyens.

La force appliquée par le sujet s'exerce durant 10 à 15 sec., jusqu'à ce que l'expérimentateur libère la plaque mobile de façon aléatoire, afin de ne pas influencer le comportement du sujet.

(6) Indices recueillis

Nous mesurons pour chaque test, le couple, l'inertie et la raideur selon le protocole défini précédemment. Nous déterminons ensuite, pour chaque sujet, l'indice de raideur à partir de la relation linéaire établie entre la raideur et le niveau de couple.

c) Résultats

L'étude a concerné 13 sujets contrôles et 28 femmes enceintes. Aucun des sujets ne présentait d'antécédents de type tendinites ou fractures localisées au niveau du membre supérieur.

Le Tableau 22 regroupe les données anthropométriques et cliniques des sujets. Aucune différence n'est observée entre les groupes contrôle et femmes enceintes. L'ensemble des sujets exerce une activité professionnelle de type tertiaire et aucun n'exerce une activité sportive qui pourrait être à l'origine d'une hypersollicitation du membre supérieur testé.

	C	ENC		T1	T2	T3		C vs T1	C vs T2	C vs T3
Nombre	13	28		9	8	11				
Parité										
-Primipares		16		4	4	8				
-Multipares		12		5	4	3				
Semaines d'aménorrhée	/	24 ± 10		13 ± 2	22 ± 2	35 ± 3				
Age (année)	28 ± 4	29 ± 5		29 ± 7	29 ± 5	28 ± 3				
Taille (m)	167 ± 6	165 ± 5		166 ± 5	165 ± 7	165 ± 5				
IMC avant grossesse (kg/m ²)	/	23 ± 5		23 ± 5	24 ± 6	22 ± 3				
Masse corporelle (kg)	62 ± 6	68 ± 14		66 ± 17	69 ± 17	69 ± 10				*
IMC actuel (kg/m ²)	22 ± 2	ind 25 ± 5		24 ± 6	25 ± 5	26 ± 3			ind	**

Tableau 22 : Caractéristiques des femmes du groupe contrôle (C) et enceintes (ENC). Précision par trimestre : 1er (T1), 2ème (T2) et 3ème (T3) trimestres. L'indice de masse corporelle (IMC) correspond au rapport entre la masse corporelle et la taille des sujets.

L'inertie obtenue lors des tests est significativement supérieure ($t_{39} = 3,5$; $p = 0,001$) dans le groupe contrôle ($0,010 \pm 0,003 \text{ N.m.s}^{-2}.\text{rad}^{-1}$) à celle mesurée dans le groupe des femmes enceintes ($0,008 \pm 0,001 \text{ N.m.s}^{-2}.\text{rad}^{-1}$). Aucune influence du trimestre ou de la parité n'a été observée. L'effet s'observe dès le premier trimestre (vs contrôles : $t_{20} = 2,5$; $p = 0,026$).

Les niveaux de couple obtenus lors de la contraction maximale volontaire précédant la détente rapide sont identiques dans les groupes contrôle ($9,3 \pm 3,0 \text{ N.m}$) et femmes enceintes ($8,6 \pm 2,6 \text{ N.m}$).

Pour tous les sujets, et indépendamment de leur groupe, la valeur de raideur des fléchisseurs du poignet augmente linéairement avec le niveau de couple, les coefficients de corrélation sont compris entre 0,63 ($p < 0,05$) et 0,97 ($p < 0,001$).

Une interaction "groupe x niveau de couple" indicative a été mise en évidence pour la raideur ($F_{2,78} = 2,9$; $p = 0,058$). Cette interaction se traduit au niveau de l'indice de raideur (qui correspond à la pente de la relation linéaire entre la raideur et le couple pour chaque sujet). Cet indice est significativement plus élevé (+34%, $t_{39} = 2,12$; $p = 0,04$) pour les femmes enceintes que pour le groupe contrôle (Figure 56). Aucun paramètre anthropométrique n'influence la valeur de ce paramètre.

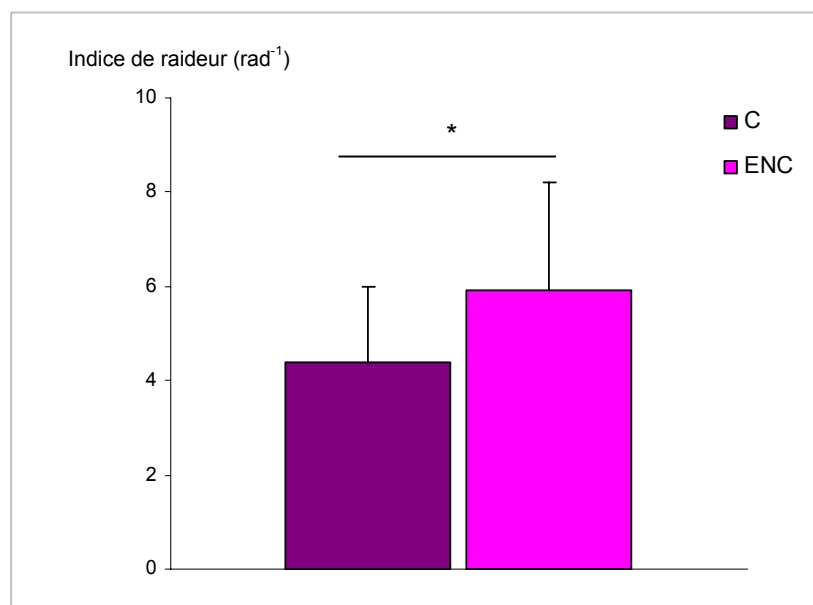


Figure 56 : Indice de raideur calculé pour les groupes contrôle (C) et femmes enceintes (ENC).

Aucune influence du nombre de semaines d'aménorrhée ni du trimestre n'a été relevée, l'influence de la grossesse étant présente dès le premier trimestre ($6,2 \pm 3,4 \text{ rad}^{-1}$; $t_{20} = 2,4$; p

= 0,023). Aucune relation n'a été mise en évidence entre l'indice de raideur et les paramètres anthropométriques et cliniques testés (prise de masse corporelle, taille, masse corporelle et IMC actuels ou avant grossesse).

Seule la parité semble influencer ($F_{1,30} = 3,4$; $p = 0,073$) la valeur de cet indice dans le groupe de femmes enceintes. Les femmes enceintes multipares présentent en effet des valeurs d'indice de raideur ($6,9 \pm 2,5 \text{ rad}^{-1}$) supérieures ($t_{26} = 2,1$; $p = 0,049$) à celles mesurées chez les primipares ($5,2 \pm 1,9 \text{ rad}^{-1}$).

Aucune relation n'a été mise en évidence entre l'indice de raideur et les différentes mesures de laxité effectuées (III.A.3).

d) Discussion

Lors du test de détente rapide, l'inertie est liée à la masse des éléments en mouvement, c'est-à-dire au dispositif technique, et aux différentes structures constituant l'articulation du poignet qui s'opposent au mouvement (os, tendons, ligaments, liquide synovial, muscles...).

L'inertie est inférieure de 20% chez les femmes enceintes par rapport à la valeur mesurée chez les femmes "contrôles". Pour le même type de mouvement (flexion du poignet), Cornu et coll. (2003) obtiennent des valeurs d'inertie plus petites chez les femmes que chez les hommes (-11%), mais ils ne donnent pas d'interprétation de ce résultat. Ces différences pourraient être expliquées par des différences de taille et de masse des mains. Cependant, cette hypothèse ne peut être avancée dans notre étude.

Cette étude a été menée afin de quantifier l'influence de la grossesse sur la raideur musculo-tendineuse des fléchisseurs du poignet. Jusqu'à présent, une seule étude (Cornu et coll., 2003) concernait cette articulation et avait comparé, en utilisant un ergomètre motorisé, la raideur du poignet lors de mouvements de flexion et d'extension chez des sujets masculins, féminins et des volleyeuses. Les valeurs d'indice de raideur que nous mesurons chez les sujets féminins contrôles sont inférieures (-22%) à celles obtenues par ces auteurs ($5,67 \pm 1,09 \text{ rad}^{-1}$). Cette différence peut avoir plusieurs origines. Dans l'étude de Cornu, la valeur d'inertie est soustraite aux valeurs de raideur, les doigts sont fermés sur une poignée, ce qui modifie le niveau de tension des tendons des fléchisseurs et l'articulation du poignet est en position anatomique contre une extension de 30° dans notre étude.

Aucune étude ne s'est jusqu'alors intéressée à l'influence de la grossesse sur les propriétés de raideur de la composante élastique série. Notre étude montre, pour la première fois, des modifications des propriétés élastiques du complexe musculo-tendineux des fléchisseurs du poignet liées à la grossesse. Les changements de raideur sont interprétés dans

la littérature en termes d'adaptation des propriétés des muscles et des tendons étudiés, c'est-à-dire des deux composantes active et passive. Selon Kubo et coll. (1999), les changements de la raideur musculo-tendineuse peuvent même être discutés en termes d'adaptation opposée des fractions active et passive de la composante élastique série.

Concernant la fraction active, la plupart des études, menées chez l'animal, suggèrent que les changements d'indice de raideur sont principalement liés à des modifications du type de fibres dans le muscle.

Les fibres lentes et rapides ont des caractéristiques de raideur différentes. Tournel et coll. (1999) ont montré, chez le rat, que les fibres lentes présentaient une raideur plus importante que les fibres rapides de type II. Goubel et Marini (1987) ont également montré, chez le rat, qu'un entraînement, augmentant le pourcentage de fibres de type I d'un muscle strié squelettique, augmentait sa raideur.

Les fibres lentes occupent un volume plus important chez les femmes, tandis que les fibres rapides sont prépondérantes chez les hommes (Essen-Gustavsson et Borges, 1986, Simoneau et Bouchard, 1989, Chow et coll., 2000). Cette constatation pourrait expliquer les différences de raideur plus élevée chez les femmes que chez les hommes, jeunes (Stéphan, 2005) comme âgés (Ochala et coll., 2005). Les sujets féminins sont en effet caractérisés par une raideur musculo-tendineuse plus élevée. Aucune étude n'a évalué l'influence de la grossesse sur une modification possible de la composition en type de fibres. L'augmentation de la raideur musculo-tendineuse chez les femmes enceintes pourrait être l'expression fonctionnelle d'une modification de la typologie des fibres musculaires au profit de fibres de type I.

Une étude récente (Wiik et coll., 2003) a d'ailleurs montré que le récepteur β aux œstrogènes est exprimé dans le muscle squelettique humain. Selon ces auteurs, les œstrogènes favoriseraient l'adaptation musculaire des femmes à l'entraînement physique, ce qui pourrait avoir, entre autre, pour conséquence de modifier la raideur musculo-tendineuse.

D'autres études (Piccone et coll., 2005), réalisées sur le muscle *plantaris* chez le rat en croissance, précisent que la thérapie de substitution par des œstrogènes chez des animaux ovariectomisés réduit les fibres de type IIb et les fibres rapides (suggérant ainsi qu'une autre hormone ovarienne puisse neutraliser l'effet des œstrogènes sur la typologie des fibres musculaires chez l'animal intact). L'effet des œstrogènes dépendrait du type de fibres composant le muscle. Chez des rates ovariectomisées, le traitement aux œstrogènes entraîne une réduction importante de la taille des fibres de type IIb dans des muscles composés principalement de fibres rapides (Ariano et coll., 1973).

Par conséquent, les œstrogènes pourraient être à l'origine d'une modification du rapport fibres rapides sur fibres lentes au profit de ces dernières et induire des différences au niveau de la composante élastique à l'origine d'un indice de raideur plus élevé chez les femmes enceintes que chez les femmes "contrôles". Cette interprétation, impliquant l'influence des œstrogènes, est à nuancer car les différences entre femmes enceintes et contrôles apparaissent dès le 1^{er} trimestre et aucun effet du trimestre n'est observé.

Une modification des propriétés de la fraction passive de la CES (tendons, aponévroses et tissu conjonctif intramusculaire), pourrait également être impliquée dans les modifications de raideur musculo-tendineuse. Selon Goubel et Linsel-Corbeil (2003), sur le muscle *in situ*, chez l'Homme, l'augmentation de la raideur observée serait l'expression d'une modification de la raideur du tendon. Selon ces auteurs, elle serait même prépondérante par rapport au changement induit par l'adaptation des fibres musculaires que nous venons d'évoquer.

Les modifications de raideur du tendon pourraient être influencées par l'environnement hormonal. Plusieurs tendons comme le tendon d'Achille, le tendon rotulien, le tendon des muscles fléchisseurs et muscles extenseurs des doigts longs ont des récepteurs aux hormones sexuelles, œstrogènes et progestérone (Murphy et Hart, 1993). Les travaux de Hart et coll. (1998) suggèrent que ces structures sont, comme les ligaments, vraisemblablement sensibles à ces hormones et à leurs changements de concentration. Cette influence, décrite pour les ligaments, n'a jamais été clairement établie. Le résultat attendu, chez les femmes enceintes, serait alors une chute de la raideur traduisant un relâchement des tendons. Kubo et coll. (1999) ont d'ailleurs montré des différences de genre au niveau des propriétés viscoélastiques du tendon. Ces auteurs observent, chez les femmes, une raideur tendineuse et une courbe d'hystérésis inférieures à celle des hommes. Seuls Goldstein et coll. (1987) ont constaté que les tendons des femmes étaient significativement plus raides que ceux des hommes. Les effets d'une autre hormone doivent également être évoqués. Oxlund (1980) a mis en évidence qu'un traitement localisé au cortisol augmente la raideur de plusieurs tendons situés au niveau des membres inférieurs du rat alors qu'il diminue la résistance des ligaments.

L'implication d'une modification de raideur des tendons pour expliquer l'augmentation de raideur de la composante élastique série semble cependant peu compatible avec les données classiques de la littérature selon lesquelles les tendons ne modifient pas facilement leurs caractéristiques élastiques (Tipton et coll., 1986).

La présence d'œdème, qui est caractéristique de la période de grossesse, peut également être évoquée pour expliquer l'augmentation de raideur musculo-tendineuse. Ces

phénomènes de rétention d'eau, provoquant un gonflement des tissus mous, pourraient engendrer des modifications fonctionnelles au niveau des tendons et du tissu conjonctif intramusculaire (fraction passive de la composante élastique série) et modifier leurs propriétés mécaniques. A notre connaissance, ceci n'a jamais fait l'objet d'aucune étude.

L'ensemble de ces résultats montre qu'il est difficile d'établir précisément l'origine du changement de raideur musculo-tendineuse pendant la grossesse. Ces différentes interprétations sont envisageables, elles sont d'ailleurs complémentaires et ne s'excluent pas les unes des autres.

5. Discussion

Les résultats sur le test de force maximale de préhension indiquent que les capacités musculaires de la femme enceinte ne semblent pas modifiées. L'astreinte physiologique consécutive à un effort de préhension ne sera pas augmentée lors de la grossesse. Ces résultats mériteraient d'être complétés par un test de force maximale de préhension dynamique et un test de fatigue musculaire. Ils permettraient peut-être de mettre en évidence un changement de typologie des fibres musculaires à partir de l'augmentation de raideur musculo-tendineuse mesurée. Les fibres de type I développent en effet moins de force et sont moins fatigables que les fibres de type II.

La différence la plus significative sur le plan physiologique concerne la raideur musculo-tendineuse. L'indice de raideur est plus élevé dans le groupe de femmes enceintes. Ce résultat pourrait entraîner des différences fonctionnelles qui peuvent être discutées en termes d'amélioration de l'efficacité musculaire et de probabilité d'atteintes musculo-squelettiques. La capacité d'un muscle à produire de la force dépend non seulement de ses caractéristiques purement musculaires mais également de ses propriétés élastiques. La capacité de la composante élastique série à contribuer au travail externe réalisé pendant un mouvement est bien connue (Komi et Bosco, 1978, Kubo et coll., 1999). En général, une raideur musculo-tendineuse importante a des conséquences fonctionnelles en termes de contrôle du mouvement, puisque la raideur du muscle permettra de développer des niveaux de force plus importants durant un mouvement contrôlé. La raideur musculo-tendineuse influence l'efficacité musculaire, c'est-à-dire, la transmission de la force du tendon à l'os, notamment lorsqu'une action excentrique d'un muscle précède sa contraction concentrique, séquence qui se produit dans de nombreuses actions de la vie courante lorsqu'une extension précède la flexion du poignet pour saisir puis manipuler un objet. En effet, la transmission de la force générée par la composante contractile se produit au travers de la déformation du

système musculo-tendineux. Une raideur musculo-tendineuse plus importante serait plus adaptée pour transmettre la force plus efficacement (Cavagna et coll., 1981) et favoriser la libération de l'énergie potentielle durant ce type de séquence d'activation musculaire.

L'augmentation de raideur observée pourrait être liée à celle du tendon. Elle serait alors caractéristique d'une perte des propriétés élastiques de celui-ci et serait associée à la présence de micro-ruptures (Armstrong, 2005). Cette modification biomécanique pourrait alors fragiliser le tendon face aux sollicitations de la vie courante et/ou professionnelles puisque les fibres de collagène, plus rigides, sont alors plus cassantes (Viidik, 1972, Mitchell et Rigby, 1975).

B. Influence de la grossesse sur les facteurs de risque biomécaniques de survenue des TMS de l'avant-bras lors de la réalisation d'une tâche de travail sur écran.

1. Introduction

Les TMS (affections périarticulaires, affections chroniques du rachis, lésions chroniques du ménisque, affections provoquées par certaines machines-outils) représentent en France, comme dans la plupart des pays occidentaux, la première cause de maladies professionnelles (77% des maladies professionnelles en 2003, CNAMTS 2005) et, de ce fait, un véritable problème de santé publique. Les TMS sont considérés comme des pathologies multifactorielles à composante professionnelle dont la principale est l'hypersollicitation liée à une activité répétitive.

Les TMS peuvent concerner l'ensemble des segments corporels. Le membre supérieur est le plus touché (60% aux Etats-Unis, Gerr et coll., 1991). En France, les atteintes au niveau du poignet, de l'épaule et du coude représentent respectivement 49%, 26% et 20% des pathologies (tableau 57, CNAMTS¹, 2005). Le syndrome du canal carpien (SCC) constitue la principale atteinte de l'articulation du poignet.

Les femmes enceintes représentent 400 000 salariées en France (EPAS, 2001). Jusqu'à 75% des femmes enceintes primipares continuent à travailler jusqu'au troisième trimestre de grossesse (Daniels, 1980). Saurel-Cubizolles et Kaminski (1987) ont eux montré que plus de 14% des femmes enceintes arrêtent de travailler avant le troisième trimestre de grossesse. Ce pourcentage atteint 22% lorsque la femme enceinte travaille en position debout, 25% dans le

¹ CNAMTS : Caisse Nationale de l'Assurance Maladie des Travailleurs Salariés.

cas de port de charges et 26% si elle est affectée à un poste d'assemblage en ligne ou à un poste présentant un effort physique important. Selon une étude menée en Suède (Sydsjö et Sydsjö, 2002), 43% des femmes enceintes en activité ont eu un congé maladie au cours de leur grossesse.

L'objectif de cette partie de notre étude est de déterminer si la grossesse engendre des modifications des facteurs de risque biomécaniques des TMS du membre supérieur qui pourraient être responsables d'une sensibilisation particulière de la femme enceinte vis-à-vis du risque TMS au poste de travail.

2. Développement de la plate-forme de quantification des facteurs de risque biomécaniques au poste de travail

a) Introduction

Les études ergonomiques et biomécaniques de terrain nécessitent le développement d'outils de métrologie adaptés. Il existe actuellement peu de systèmes assurant notamment une transmission sans fil des informations enregistrées permettant de laisser l'opérateur le plus libre possible de ses mouvements à son poste de travail.

Nous avons développé une plate-forme d'exploration des facteurs de risque biomécaniques des TMS de l'avant-bras facilement transportable. Elle permet d'explorer les caractéristiques biomécaniques de l'activité manuelle lors de la réalisation de la tâche. Le sujet doit être le plus libre de ses mouvements, ce qui a nécessité le développement d'un système de transmission téléométrique.

L'outil complet doit permettre :

- de réaliser l'analyse de l'activité, c'est-à-dire de dissocier les différentes actions réalisées au cours d'une activité de travail (saisie de la pièce, manipulation, évacuation) ;
- d'identifier rapidement les gestes/postures les plus contraignants ;
- de calculer les indices de contraintes reconnus.

b) Facteurs de risque biomécaniques de survenue des TMS de l'avant-bras

(1) Influence de l'effort

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 représentait un facteur de risque de survenue de TMS de l'avant-bras et de la main (Silverstein et coll., 1987, Kurppa et coll., 1991).

Les efforts excessifs ont des répercussions sur le muscle lui-même mais fragilisent également les tendons et les ligaments conduisant ainsi avec d'autres facteurs de risque, à la survenue de TMS. Les conséquences lésionnelles dépendent du niveau de force généré, de la durée du maintien, des caractéristiques statiques ou dynamiques de la sollicitation et des durées de récupération.

(2) *Positions articulaires inadéquates*

Armstrong et Chaffin (1979) et Grandjean et coll. (1984) ont suggéré une relation entre les positions du poignet et l'apparition du SCC.

La sollicitation d'une articulation au-delà d'une certaine amplitude a des effets néfastes. Plus les positions se rapprochent des limites de l'amplitude articulaire, plus elles occasionnent des contraintes mécaniques sévères sur les différents tissus : tendons, muscles ou autres tissus.

Ainsi une forte extension du poignet augmente le tonus musculaire des muscles extenseurs du poignet et soumet certains tendons à des phénomènes de compression. Prenons l'exemple du SCC qui résulte de la compression du nerf médian lors de son passage dans le canal carpien. Elle peut être générée par des positions articulaires extrêmes qui augmentent la pression intra-canalair ou une compression du nerf sur un élément du voisinage. Une hyperextension du poignet peut augmenter la pression intra-canalair de 100 mm d'H₂O en position neutre jusqu'à 300 mm d'H₂O. 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. En position d'hyperflexion, le nerf est comprimé contre le ligament annulaire par le bord antérieur du radius. 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. De part sa localisation, le tendon subit aussi des efforts de frottement et de compression contre des tissus adjacents lors de son passage au niveau des articulations (Claudon et Cnockaert, 1994) en positions articulaires extrêmes. 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 tissu conjonctif dans l'enveloppe du nerf. Celle-ci provoque, au moins partiellement, la perturbation de la propagation du message nerveux.

(3) *Dynamique articulaire*

(i) Répétitivité

Les TMS sont souvent décrits comme des pathologies liées au travail répétitif. En effet, l'acceptabilité d'un niveau d'effort ou de l'adoption d'une position articulaire extrême est dépendante de la durée et de la fréquence de la contrainte subie.

Est considérée comme répétitive, toute action ou tâche nécessitant l'utilisation cyclique des mêmes tissus soit dans un mouvement répété, soit dans un effort musculaire répété sans mouvement.

L'exécution de tâches répétitives ne permet pas aux tissus sollicités de récupérer. Un geste contraignant en termes de force ou d'angulation est d'autant plus nocif qu'il est répété un grand nombre de fois. Silverstein (1987) 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 d'une répétitivité importante et d'une force élevée et non chacun des facteurs de risque considéré isolément qui constitue un risque. Une étude épidémiologique réalisée par Silverstein (1987) montre que le risque de développer un SCC est quinze fois plus important lorsque la tâche est très répétitive et exigeante en termes de force.

Les tendons sont des structures visco-élastiques particulièrement sensibles aux sollicitations répétitives. Si les contraintes de traction engendrées par la transmission de la force musculaire sont trop rapprochées dans le temps, le tendon ne peut revenir à son état initial et la tension cumulative entraîne un allongement excessif à l'origine de micro-ruptures. Ces micro-ruptures des fibres de collagène sont à l'origine d'un processus inflammatoire.

Pendant la période de réparation qui suit, si le tendon est à nouveau sollicité, le risque d'une nouvelle lésion est très vraisemblable. Des cycles répétés de lésion-réparation entraînent une déformation plastique résiduelle et, de ce fait, une faiblesse tendineuse, voire une inflammation chronique du tendon (Ayoub et Wittels, 1989). Un temps de récupération suffisant est donc nécessaire après toute sollicitation traumatisante du tendon.

(ii) Vitesse et accélération angulaire

Les tissus mous périarticulaires sont sensibles aux paramètres cinématiques de la mobilisation articulaire. Marras et Schoenmarklin (1993) ont observé que les vitesses (degrés/seconde) et les accélérations angulaires (degrés/seconde²) mesurées lors des mouvements de poignet permettaient de dissocier les groupes à risque élevé de survenue du SCC des groupes à risque faible.

Les facteurs de risque directs admis sont donc l'application d'efforts musculaires excessifs, les positions articulaires extrêmes, une répétitivité des gestes importante ainsi qu'une vitesse et/ou une accélération angulaires élevées (Marras et Schoenmarklin, 1993) et surtout la combinaison de ces différents facteurs.

c) Techniques de quantification existantes

(1) Effort de préhension

Il existe différentes approches de l'évaluation de l'effort nécessaire à l'exécution d'un geste de préhension. Il peut s'agir de la force externe développée estimée soit par la mesure de la masse des objets soulevés (Stetson et coll., 1991), soit de la force mécanique développée à l'aide de capteurs dynamométriques (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 évaluée grâce à la technique de l'électromyographie de surface (EMGS). Il s'agit actuellement de la technique de quantification de l'effort musculaire la plus répandue (Silverstein et coll., 1987, Jonsson, 1988, Moore et coll., 1991, Ranaivosoa, 1993). Non invasive et permettant de quantifier de manière objective l'astreinte musculaire, cette technique est également la mieux adaptée aux études ergonomiques (Aaras et Ro, 1997, Hägg et coll., 2000).

(2) Position angulaire

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.

L'observation vidéo a été utilisée par de nombreux auteurs pour déterminer, après décodage visuel, l'ensemble des positions angulaires adoptées par une articulation à l'aide de

goniomètres manuels. Cependant, cette technique peut être influencée par la subjectivité de l'observateur et nécessite un traitement visuel long et fastidieux.

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 intéressantes mais 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 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.

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, Pichène, 1995) ou encore une accélération (Marras et Schoenmarklin, 1993) angulaire.

(3) *Dynamique angulaire*

(i) Répétitivité

Les descriptions quantitatives de la répétitivité font généralement référence à une fréquence d'opérations ou d'activités de travail (nombre de pièces par heures, nombre de coup de couteaux, nombre de touches frappées par heure), à la durée du cycle, au nombre de tâches par cycle (Punnett et Keyserling, 1987), au nombre de mouvements (Kivi, 1984), au nombre d'efforts (Stetson et coll, 1991).

Elle peut être déterminée à partir de l'observation vidéo ou de l'utilisation d'un goniomètre.

La répétitivité peut alors être définie comme le nombre de changements d'état par minute. Le changement d'état correspond au passage d'une angulation neutre à une angulation modérée ou extrême (Malchaire, 2001) ou encore au nombre de mouvements par unité de temps quantifié à partir de la dérivée du signal angulaire (vitesse angulaire) en considérant chaque changement de signe (Ranaivosoa, 1993).

(ii) Vitesse et accélération angulaires

La vitesse angulaire et l'accélération peuvent être déterminées à partir des données de la position angulaire. Elles correspondent respectivement aux dérivées première (degré par seconde) et seconde de la position angulaire (degré/s²) (Moore et coll., 1991, Ranaivosoa, 1993, Marras et Schoenmarklin, 1993).

(4) *Description de la plate-forme développée*

(i) Mesure des paramètres physiologiques et biomécaniques

■ Quantification de l'effort de préhension

L'astreinte physiologique résultant d'un effort de préhension peut être quantifiée par la technique de l'EMGS des muscles fléchisseurs des doigts et du poignet (Ranaivosoa, 1993).

Au cours du travail, la préhension manuelle proprement dite est effectuée par la flexion des quatre derniers doigts en opposition au pouce sous l'action des muscles fléchisseurs des doigts. Les muscles *Flexor Digitorum Profundis* (FDP) et *Flexor Digitorum Superficialis* (FDS) situés dans l'avant-bras assurent la puissance de la préhension alors que les petits muscles intrinsèques de la main assurent le réglage fin des attitudes des doigts par le déplacement de l'équilibre des actions des fléchisseurs et des extenseurs (Armstrong, 2005).

En théorie, il serait nécessaire d'enregistrer tous les muscles qui permettent la flexion des quatre derniers doigts en opposition au pouce et la stabilisation des chaînes articulaires, notamment les muscles intrinsèques de la main. De tels enregistrements nécessitent des méthodes sophistiquées inapplicables en situations de travail. En pratique, l'enregistrement se limite aux deux principaux muscles extrinsèques de la préhension, FDP et FDS et plus précisément à ceux situés dans le plan superficiel c'est-à-dire aux FDS (Kumar et coll., 1996).

L'enregistrement bipolaire s'effectue à l'aide de deux électrodes actives, placées à 1/3 de l'axe épitrochlée - apophyse styloïde du radius (distance inter-électrode : 3 cm) et d'une électrode de référence placée sur l'épitrochlée. Ce sont des électrodes de surface à usage unique (Ag/AgCl ; 3M[®], 2560), placées sur l'avant-bras après préparation de la peau : élimination des peaux mortes à l'aide d'une crème abrasive (ReegaPonce[®], 6112, m.e.i) et de l'excès de sébum à l'aide d'alcool éthylique à 90% afin d'obtenir une impédance inter-électrode inférieure à 10 k Ω .

L'intensité du signal présentant de grandes variabilités interindividuelles (âge, sexe, latéralisation, niveau d'entraînement, motivation du sujet...) et intra-individuelles (disposition des électrodes, impédance des tissus situés entre les fibres musculaires actives et les électrodes, motivation du sujet, température des muscles...), de nombreux auteurs standardisent le niveau d'excitation musculaire mesuré à une valeur de référence propre à chaque sujet. Cette valeur de référence correspond à celle de l'EMGS obtenue lors d'une Contraction Maximale Volontaire (Burden et Barlett, 1999, Hägg et coll., 2000) et est désignée sous le terme EMG_{max},

Ce paramètre est obtenu à partir du protocole défini pour l'évaluation de la Fp_{max} (*voir partie III_A_2*). L'EMG_{max} correspond à la moyenne des valeurs maximales d'EMGS obtenues pour chacun des 3 tests lors de la contraction maximale volontaire. Les valeurs d'EMGS obtenues lors des explorations sur le terrain sont ensuite exprimées en pourcentages de l'EMG_{max} (Ranaivosoa, 1993). Elles correspondent au rapport EMGS mesuré/ EMG_{max}.

■ Mesure de l'angulation du poignet

Les positions angulaires du poignet en flexion-extension sont mesurées à l'aide d'un électrogoniomètre flexible (Biometrics Ltd, XM110, portée de mesure de $\pm 180^\circ$ avec une précision de $\pm 1^\circ$). Il s'agit d'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.

Ce capteur nous permet de quantifier les mouvements de flexion et d'extension du poignet (Figure 57).

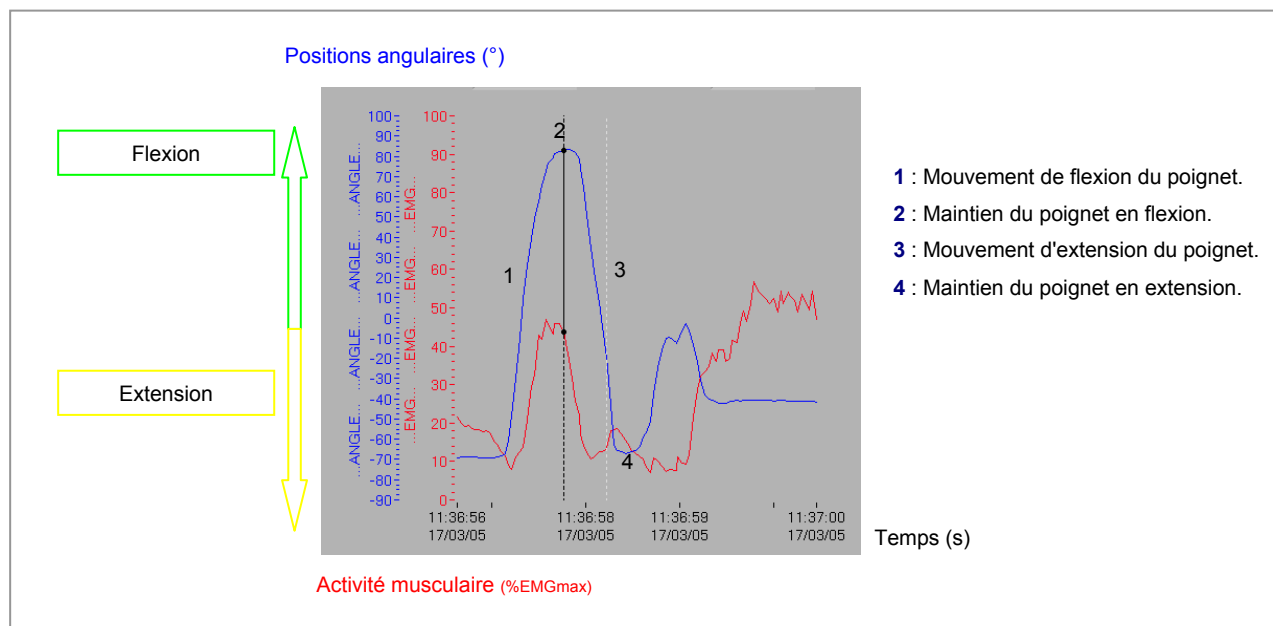


Figure 57 : Représentation graphique de la position angulaire (en bleu) et de l'activité des muscles fléchisseurs des doigts et du poignet (en rouge) obtenus lors de mouvements de flexion-extension du poignet.

(5) Transmission et traitement des signaux

Nous avons développé un système de transmission téléométrique des signaux d'EMGS et angulaires afin de pouvoir réaliser des enregistrements qui imposent un minimum de contraintes pour le sujet (Figure 58), condition indispensable pour réaliser des explorations au poste de travail.

Les électrodes EMGS et le goniomètre sont reliés par voie câblée à un émetteur (modèle 2150/E/433.29, FMA).

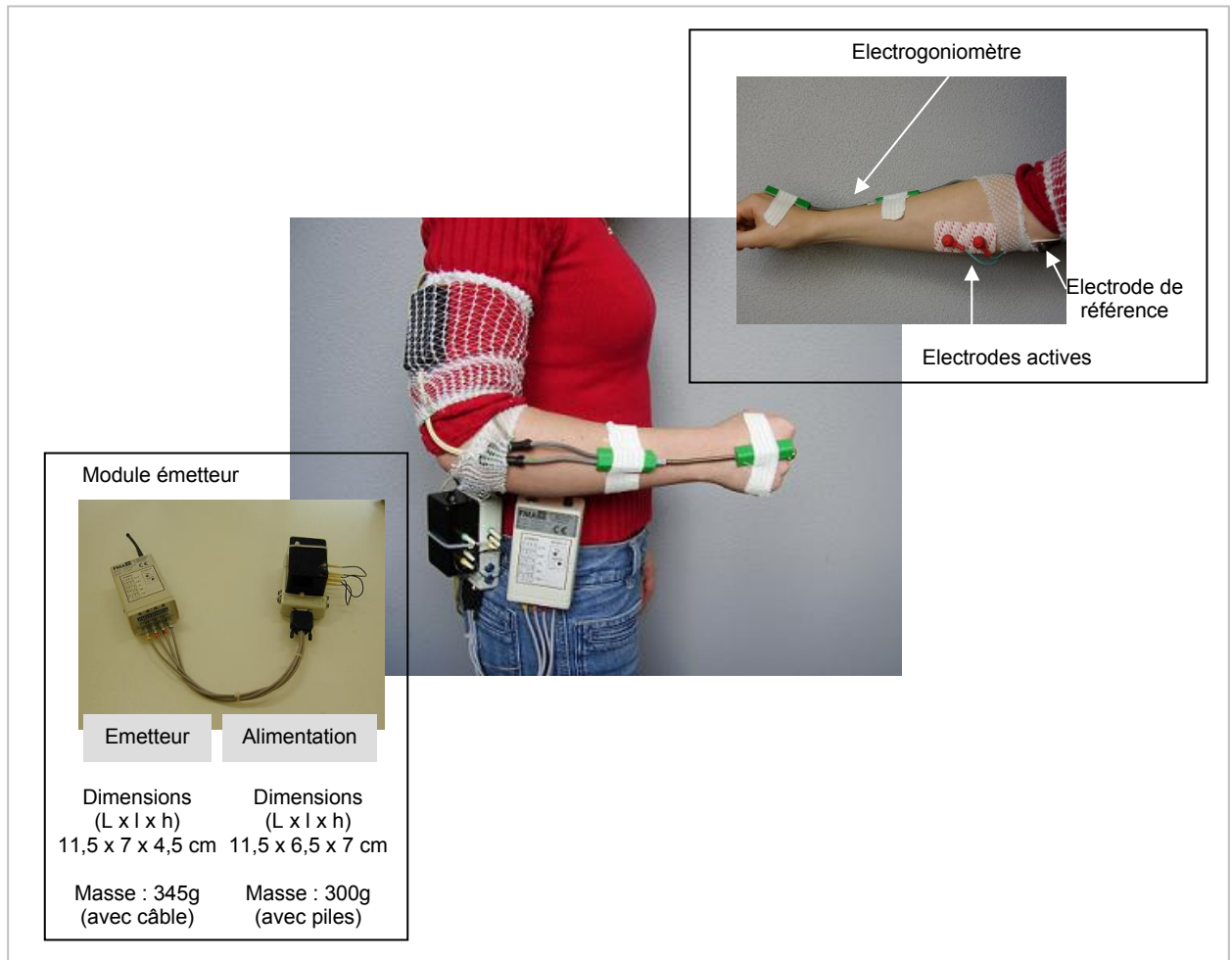


Figure 58 : Positionnement des électrodes de surface et de l'électrogoniomètre, reliés à un module émetteur fixé à la ceinture de l'opérateur .

Les valeurs brutes d'EMGS sont amplifiées (gain à 100 Hz : 600 / gain variable : 3 à 8), filtrées (données brutes : 3-1000 Hz ; enveloppe : 3 Hz) et redressées afin de ne transmettre que l'enveloppe du signal (Figure 59). L'ensemble des signaux est converti, au niveau de l'émetteur, modulé en fréquences puis transmis vers le récepteur par voies hertziennes avec une fréquence porteuse de 433,29 MHz (bande de fréquences ISM – Industrie, Scientifique et Médicale).

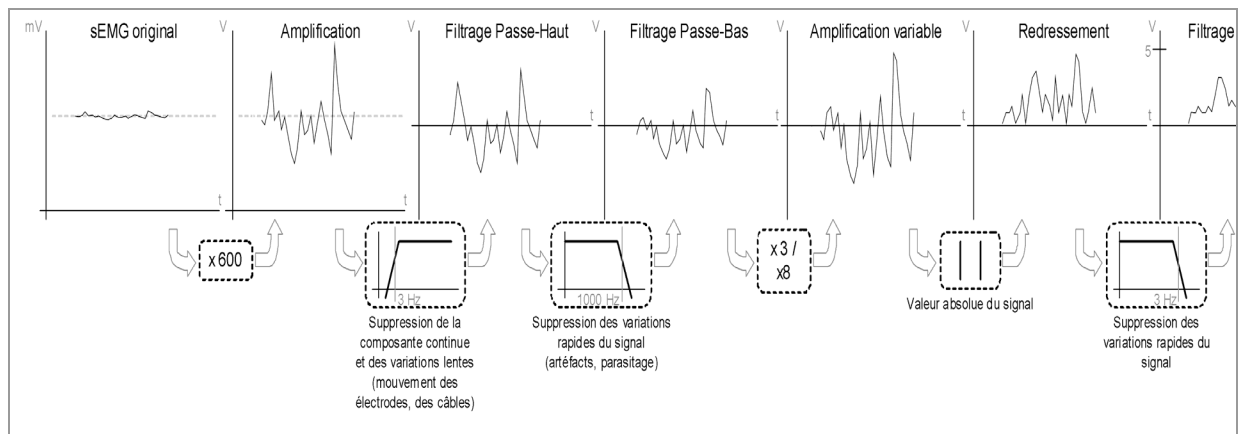


Figure 59 : Traitement des signaux EMG avant transmission.

Après traitement, les signaux EMGS et d'angulation sont transmis sous leur forme numérique (échantillonnage : 25 Hz, résolution : 12 bits)

(6) *Détermination des indices de la contrainte musculo-squelettique.*

L'ensemble des paramètres suivants pourra être calculé sur l'ensemble des séquences de travail enregistrées et également sur des périodes sélectionnées (expl. : début et fin de la séquence, action particulière...).

(i) *Activité des muscles fléchisseurs des doigts et du poignet.*

Trois indices de la contrainte musculaires sont calculés :

- %EMG_{max} moyen pendant la période étudiée ;
- Le temps passé à des niveaux d'EMGS supérieurs à 15% de l'EMG_{max} ;
- Les percentiles de la fonction de distribution d'amplitude (APDF en anglais) :

Cette méthode, développée par Jonsson et coll. (1978), a souvent été utilisée lors d'exploration sur l'activité des muscles du membre supérieur (Fernstrom et coll., 1994, Gerard et coll., 1999). C'est une méthode permettant de quantifier le niveau de l'activité d'EMGS lors de la réalisation d'une tâche. Des niveaux statiques, médians et maximaux sont déterminés sur la base de la fonction de distribution de probabilité du signal de RMS (Hagberg, 1979). Les niveaux statiques, médians et maximaux sont définis comme les niveaux de probabilité au 10^{ème}, 50^{ème} et 90^{ème} percentile de la valeur de RMS.

(ii) Positions angulaires du poignet en flexion/extension et dynamique articulaire.

Les données issues du goniomètre (positionnement dans le plan sagittal) nous permettent de calculer différents indices :

- La **position angulaire moyenne** ($^{\circ}$; moyenne $\pm$ 1 D.S.) ;
- Le **temps passé dans différentes classes angulaires** prédéfinies, exprimé en pourcentage de la durée de la séquence étudiée. L'amplitude articulaire en flexion/extension est divisée en 5 classes angulaires (Pichène, 1995) : flexions extrêmes ($> 30^{\circ}$) et modérées (entre 30 et 0°), position neutre (extension entre 0 et -30°), extensions modérées (entre -30 et -45°) et extrêmes ($< -45^{\circ}$) ;
- La **vitesse** ($^{\circ}/\text{sec.}$) et **l'accélération** ($^{\circ}/\text{sec.}^2$) des mouvements du poignet à partir respectivement de la dérivée première et seconde du signal de position angulaire du poignet ;
- La **répétitivité** ou nombre de mouvements par unité de temps est calculée comme le nombre de changement de signe de la dérivée.

Pour la plupart des paramètres étudiés, les études biomécaniques et ergonomiques ont permis de définir des valeurs seuils à ne pas dépasser (Tableau 23).

Paramètres	Valeurs limites d'exposition
Activité musculaire	
$\%EMG_{max}$	20% (Pichène, 1995) 15% (Mathiassen et Winkel, 1991)
Temps passé > 15% EMG_{max}	25% du temps (Malchaire, 2001)
10 th percentile APDF 50 th percentile 90 th percentile	Niveau statique [2-5% EMG_{max}] Niveau médian : [10-14% EMG_{max}] Niveau de crête : [50-70% EMG_{max}] (Jonsson, 1982 ; Bjorksten et Jonsson, 1977)
Positions angulaires du poignet	
Angulation moyenne relative en flexion/extension	60% de l'amplitude maximale (Malchaire, 2001)
Pourcentage de temps en flexion/extension extrêmes >60% amplitude maximale	25% du temps (Malchaire, 2001)
Classes angulaires retenues : Flexion supérieure à 30° : flexion extrême : Flexion entre 30° et 0° : flexion modérée : Position neutre entre 0° et 30° en extension : zone neutre : Extension entre 30° et 45° : extension modérée : Extension de plus de 45° : extension extrême :	risque important risque modéré risque minimal risque modéré risque important (Pichène, 1995)
Dynamique angulaire	
Vitesse moyenne Dérivée première du signal angulaire (°/s)	50°/s (Malchaire, 2001)
Temps passé vitesse > valeur seuil (% durée) Valeur seuil : 50°/s	25% du temps (Malchaire, 2001)
Accélération en flexion-extension déviation radiale-cubitale	824°/s ² 494°/s ² (Marras et Schoenmarklin, 1993)
Répétitivité (nbr/s) Nombre de transitions / min.	25 transissions / min. (Malchaire, 2001)
Indices globaux de contrainte musculo-squelettique	
CR = Force x Angulation x Répétitivité = $\%EMG_{max}$ x Position angulaire x Vitesse (Modifié, Ayoub et Wittels, 1989)	Pichène (1995) : CR ≤ 5 : Risque faible 5 < CR ≤ 30 : Risque modéré CR > 30 : risque élevé
ISB = (3 x Force + 5 x Répétitivité)/10 (Aptel et Cail, 1996)	

Tableau 23 : Valeurs seuils des facteurs de risque biomécaniques de survenue des TMS de l'avant-bras.

(7) *Acquisition vidéo et mise en relation avec les signaux mesurés*

(i) Acquisition

L'acquisition de la vidéo se fait à partir d'une webcam (Logitech, quickcam[®], 320 x 240 pixels, 30 images/s) reliée à un système informatique d'acquisition. La caméra est pilotée à partir du logiciel d'acquisition (LabVIEW 6.1, National Instrument).

Les images subissent une compression (traitement par codeur-décodeur - CoDec) spatiale (réduction de la définition) et temporelle (diminution du nombre d'images) afin de faciliter le stockage des données.

(ii) Synchronisation

Une des difficultés rencontrée a été la synchronisation de la gestuelle avec les signaux électro-physiologiques et biomécaniques. En effet, l'émetteur ne transmet pas les signaux de manière constante (information constructeur : transmission à 25 Hz ; réel : 26 ± 1 Hz).

L'image vidéo est calée sur les signaux mesurés en prenant comme référentiel temporel l'intervalle de temps réel entre deux points.

Un contrôle de la synchronisation est effectué en début puis en fin d'enregistrement (le sujet réalise plusieurs flexions - extensions du poignet à faible vitesse). En cas de décalage, le logiciel de lecture permet de corriger manuellement le calage de la vidéo par rapport aux signaux mesurés.

Les signaux électro-physiologiques et biomécaniques obtenus peuvent ainsi être mis en relation avec la gestuelle effectuée par l'opérateur.

(iii) Logiciels d'interface

Les logiciels d'acquisition et de lecture/traitement ont été développés sous Labview[®] 6.1, National Instrument.

(8) *Logiciel de lecture et de traitement*

Le logiciel de lecture permet (Figure 60) :

- de visualiser l'ensemble de l'exploration (défilement des signaux et de la vidéo soit en mode lecture vidéo (vitesse réelle) soit point par point ;
- d'effectuer l'analyse de l'activité de travail réalisée (décomposition de la tâche en activités principales ; pour le travail sur écran : découpage en frappe, utilisation de la souris, pauses) et d'éliminer tout artéfact (mouvement non lié à

la tâche, perturbation du signal) de manière plus précise que dans le cas où nous ne disposons que des images vidéo ;

- de mettre en relation les signaux physiologiques et biomécaniques avec l'image vidéo ;
- de calculer les différents indices de contraintes musculo-squelettiques pour l'ensemble de la tâche ou par période sélectionnée et/ou par action ;
- d'identifier rapidement les gestes les plus astreignants en cliquant sur le tracé des signaux physiologiques ou biomécaniques et en obtenant ainsi l'image de l'action réalisée ;
- d'extraire les données vers Excel soit par plage de sélection (définie par deux curseurs) soit pour l'ensemble de l'exploration.

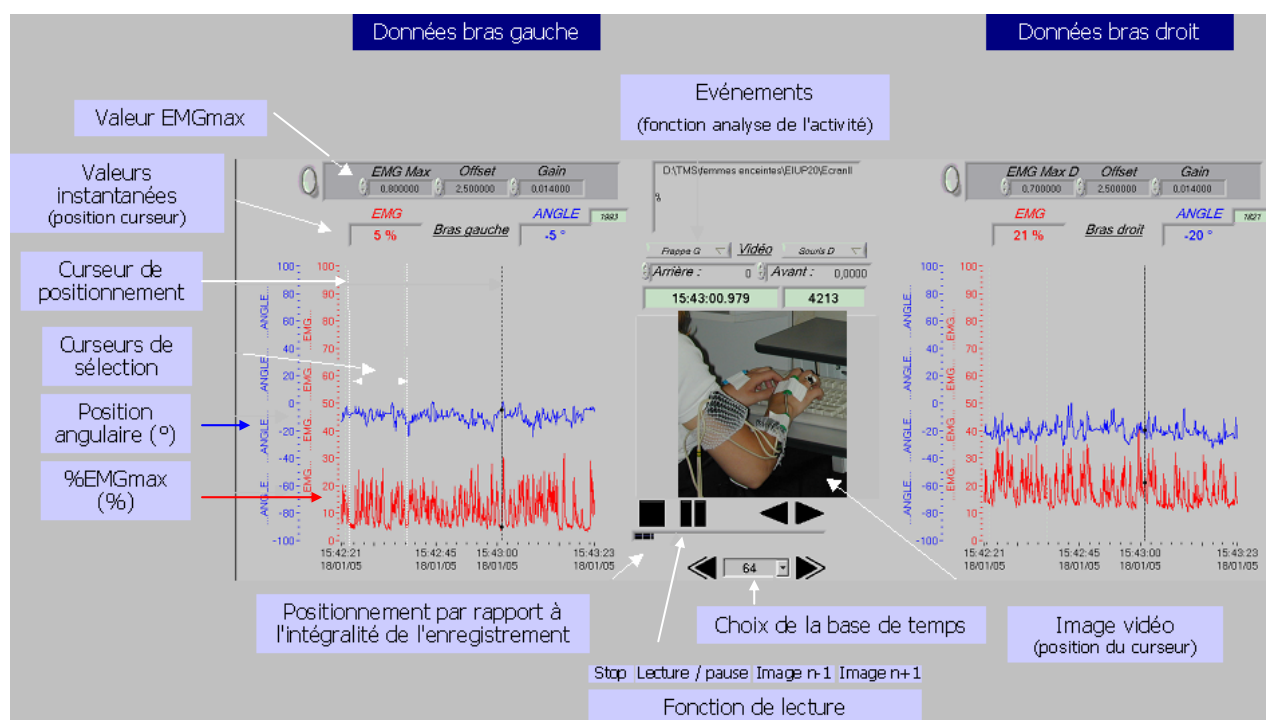


Figure 60 : Interface de visualisation et de traitement des données. Enregistrement bras dominant et non-dominant. Poste informatisé. Les valeurs d'angulation positives correspondent à des flexion et celles négatives à des extensions.

Ce logiciel a été mis en place dans un objectif d'optimisation de l'analyse des signaux dans le cadre de ce travail de thèse mais également en vue d'applications ultérieures dans le cadre d'études ergonomiques de terrain. Cette plate-forme a déjà été utilisée dans différents environnements de travail.

3. Influence de la grossesse sur les facteurs de risque biomécaniques lors d'une tâche de travail sur écran

Les TMS résultent du déséquilibre entre les sollicitations biomécaniques et les capacités fonctionnelles de l'individu. Des facteurs individuels (âge, masse corporelle, diabète, hyperthyroïdie ...) modifient la sensibilité des individus au risque de TMS. La prévalence de TMS, notamment ceux qui concernent les extrémités du membre supérieur, est d'ailleurs beaucoup plus importante chez les femmes que chez les hommes (Treaster et Burr, 2004, Vessey et coll., 1990). Les femmes enceintes sont également particulièrement affectées. Jusqu'à 50% des femmes enceintes présentent des douleurs (symptômes) au niveau des mains (Voikt et coll., 1983, Padua et coll., 2001, Bahrami et coll., 2005).

Les études concernant le SCC chez la femme enceinte traitent des aspects épidémiologiques (Voikt et coll., 1983, Padua et coll., 2001, Bahrami et coll., 2005) ou cliniques (Melvin et coll., 1969, Seror et coll., 1998, Eogan et coll., 2004).

La grossesse modifie les propriétés biomécaniques des tissus mous et entraîne des modifications posturales. Lors de son activité professionnelle, l'ensemble des modifications musculo-squelettiques liées à la grossesse pourrait sensibiliser la femme enceinte au risque de TMS.

Lors de la réalisation d'une tâche manuelle, les changements de la contrainte physique liée à la grossesse ont seulement considéré la charge posturale (Nicholls et Grieve, 1992, Paul et coll., 1993) lombaire et des articulations proximales du membre supérieur. En positions assise (Nicholls et Grieve, 1992) et debout (Paul et Frings-Dresen, 1994), la femme enceinte s'éloigne du poste en augmentant la flexion du tronc d'environ 10° et en diminuant la flexion du coude ; le membre supérieur se verticalise. En outre, l'augmentation de la lordose lombaire entraîne une flexion du cou (pour maintenir la ligne de vision) et un affaissement de la ceinture scapulaire (Mares et coll., 1998) qui produisent une traction sur les nerfs ulnaire et médian.

Les modifications des facteurs de risque biomécaniques pourraient également résulter de la représentation que la femme se fait de son schéma corporel qui l'amènerait à "protéger" son ventre lors de l'exécution de la tâche. En s'éloignant exagérément du poste, la répartition des contraintes biomécaniques serait ainsi modifiée. Au même titre que les modifications des caractéristiques des tissus mous liées à la grossesse, la modification de la posture adoptée au poste de travail pourrait influencer les facteurs de risque biomécaniques de survenue des TMS de l'avant-bras.

A notre connaissance, les facteurs de risque professionnels biomécaniques de l'extrémité du membre supérieur n'ont jamais été considérés chez la femme enceinte en situation professionnelle. **Le but de cette étude est d'analyser l'influence de la grossesse sur ces facteurs de risque biomécaniques de survenue des TMS de l'avant-bras lors de la réalisation d'une tâche de travail sur écran.**

Dans cette situation professionnelle, les femmes enceintes continuent à exercer leur activité professionnelle. Le travail "de bureau" est pourtant perçu par celles-ci comme une des tâches les plus difficiles à réaliser au cours de la grossesse (Nicholls et Grieve, 1992). Les TMS de l'extrémité du membre supérieur et notamment le SCC sont les atteintes les plus fréquemment rencontrées à ce type de poste (Sauter et coll., 1991, Faucett et Rempel, 1996, Matias et coll., 1998). L'incidence des TMS chez les opérateurs de saisie de données serait de l'ordre de 8-38% (Salvandy, 1991) comparée aux 5-6% de la population salariée impliquée dans une activité manuelle répétitive industrielle (Silverstein et coll., 1987).

Pendant la réalisation d'une tâche de travail sur écran, Matias et coll. (1998) ont montré que la prévalence des TMS était associée à la posture adoptée, à l'aménagement du poste de travail et aux caractéristiques anthropométriques des utilisateurs. **L'influence de la grossesse sur les facteurs de risque biomécaniques de survenue des TMS sera étudiée sur un poste de travail standardisé et sur le poste personnel (habituel) des femmes enceintes.** L'hypothèse est que l'influence de la grossesse sur la contrainte biomécanique pendant la réalisation d'une tâche de travail sur écran est modifiée par l'aménagement du poste.

4. Matériel et Méthodes

(1) Sujets

Les femmes enceintes et "contrôles" ont été recrutées sur leur lieu de travail, au sein de l'Université de Picardie Jules Verne (Dr. F Héduin) et dans les entreprises adhérentes à l'Association des Services Médicaux Inter-entreprises de la Somme (ASMIS, Dr Foulques - de Bizemont).

Le groupe contrôle (C) est constitué de femmes en âge de procréer. Les femmes enceintes et contrôles sont appariées par âge, taille, masse corporelle (avant grossesse), expérience professionnelle et type de tâche effectuée (critères contrôlés à partir des mesures de l'expérimentateur et du questionnaire).

Les sujets recrutés travaillaient entre 2 à 4 heures par jour sur un poste informatique équipé d'un clavier standard de type AZERTY et utilisaient le logiciel Microsoft Word®.

Toutes les femmes participant à cette étude étaient droitières et ne présentaient aucune atteinte du membre supérieur. Elles ne pratiquaient aucune activité sportive ou professionnelle autre sollicitant de manière intensive les mains et/ou les doigts.

Les critères d'exclusion étaient les mêmes que ceux définis dans l'étude des propriétés biomécaniques du système "avant-bras/main".

15 femmes "contrôles" et 18 femmes enceintes ont été explorées pendant une tâche de saisie de données. Trois groupes ont été constitués : deux groupes comprenant les femmes contrôle (Cs) et enceintes (Es) ont été explorés sur un poste de travail standardisé et un troisième groupe de femmes enceintes (Ep) a été exploré à son poste de travail personnel. Les caractéristiques de ces sujets sont présentées dans le Tableau (24).

	Cs	Cs <i>vs</i> Es	Cs <i>vs</i> Ep	Es	Ep	Es <i>vs</i> Ep
Nombre	15			7	11	
Semaine d'aménorrhée	/	/	/	26 ± 5 [19-33]	23 ± 6 [11-33]	ns
Taille (m)	167 ± 5	ns	ns	168 ± 5	166 ± 7	ns
IMC actuel (kg/m ²)	22 ± 3	ns	ns	24 ± 4	23 ± 3	ns
IMC avant grossesse (kg/m ²)	22 ± 3	ns	ns	22 ± 3	21 ± 3	ns
Diamètre ventral (cm)	18 ± 5	***	***	27 ± 4	25 ± 3	ns

*Tableau 24 : Caractéristiques morphologiques (moyenne ± 1 D.S. ; [valeur minimale ; valeur maximale]) des 3 groupes étudiés. Cs : femmes "contrôles", Es : femmes enceintes sur le poste de travail informatique standardisé, Ep : femmes enceintes sur leur poste de travail personnel. L'indice de masse corporelle (IMC) correspond au rapport masse/taille². Le diamètre ventral a été estimé comme la longueur entre la colonne vertébrale et le point ventral le plus proéminent. *** : $p < 0,001$; ** : $p < 0,01$.*

Seul le diamètre ventral est plus important chez les femmes enceintes par rapport au groupe contrôle (Cs *vs* Es : +50%, $t_{20} = 4,02$; $p < 0,001$; Cs *vs* Ep : +39%, $t_{20} = 4,24$; $p < 0,001$). Aucune différence entre les deux groupes de femmes enceintes n'a été observée.

(2) Protocole

(i) Poste de travail informatique

En condition standardisée, chaque sujet était assis à un poste de travail informatique (PC, Microsoft Windows[®] 98) dont les caractéristiques dimensionnelles correspondent aux normes ergonomiques en vigueur ("Exigences ergonomiques pour le travail de bureau avec terminaux à écrans de visualisation", ISO 9241-5, 1999) (Figure 61). Le clavier, de type AZERTY, présentait une inclinaison de 10°. La hauteur ainsi que l'inclinaison de l'écran étaient adaptables afin d'obtenir un angle de vision de 35° par rapport à l'horizontale et un

angle de 90° entre la ligne de vision et l'écran. La distance entre l'écran et les yeux du sujet était supérieure à 40 cm. Le document de référence était positionné sur un porte-document placé sur le même plan horizontal que l'écran. Aucun support pour l'avant-bras ou le coude n'était utilisé.

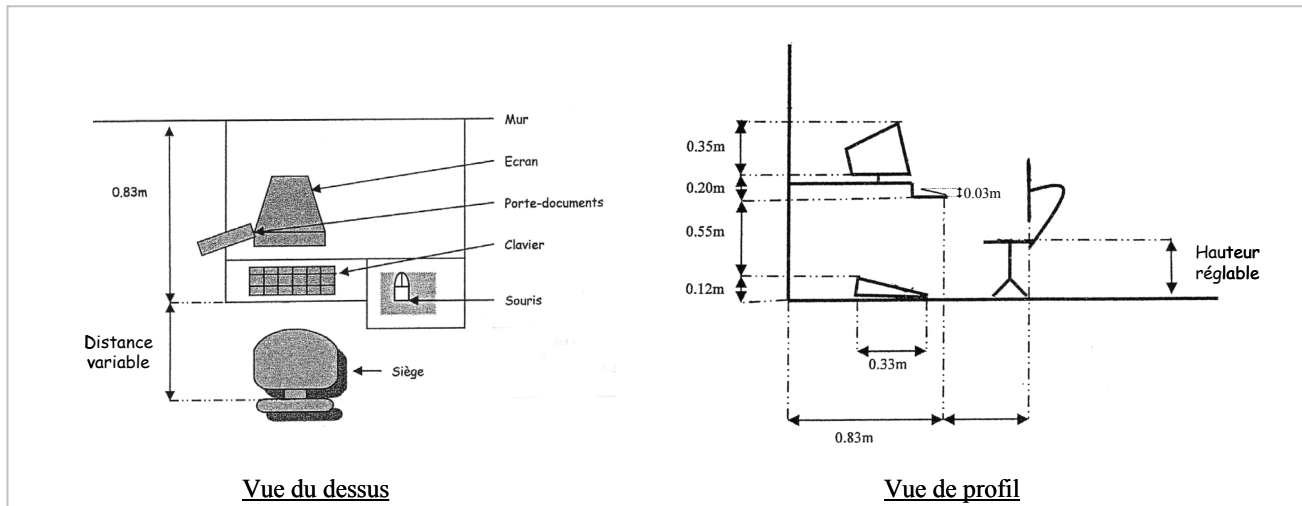


Figure 61 : Représentation du poste standardisé de travail sur écran.

Dans cette condition, la position du sujet était standardisée (ISO 9241-5 : 1998). La hauteur de la chaise était réglable afin de permettre le maintien d'une posture adéquate pendant la réalisation de la tâche : aucune flexion de tronc, bras le long de corps, avant-bras en position horizontale, légères extension et inclinaison cubitale du poignet (proche de la position neutre), cuisse en position horizontale et les pieds reposant au choix à plat sur le sol ou sur un repose-pieds.

Avant l'enregistrement, chaque sujet se familiarisait avec le clavier et l'environnement du logiciel (localisation des icônes, notamment).

Le niveau d'éclairage (500 luxes) et la température d'air de la pièce (18-22°C) ont été définis d'après les normes en vigueur (NF EN ISO 9241-6, 2000).

Pour les enregistrements réalisés sur le poste de travail habituel des femmes enceintes, aucune modification de l'organisation du poste de travail et de la position adoptée n'a été réalisée. Le poste était agencé par le sujet.

(ii) La tâche de travail sur écran

La tâche consiste, pour tous les sujets, à saisir un texte standardisé pendant 20 minutes en suivant les consignes de mise en page. La tâche réalisée est statique et implique un contrôle visuel. Les instructions sont de saisir le texte à la vitesse habituelle de frappe. Seule la frappe

effective (action des doigts sur les touches) a été considérée. En effet, cette action est fréquemment mentionnée comme à risque de survenue de TMS de la partie distale du membre supérieur lors du travail sur écran (Faucett et Rempel, 1994). Roman et coll. (1996) ont montré que la charge musculo-squelettique associée à la saisie de données est plus élevée que celle liée à d'autres tâches informatiques. Grâce à l'analyse de l'activité réalisée *a posteriori*, les actions différentes de la frappe effective ont été exclues de l'analyse (pauses et micropauses lors de la recherche de touches ou du repérage sur le texte, utilisation de la souris, main dans les cheveux...).

(iii) Indices recueillis

La performance de la tâche a été évaluée à partir du critère habituel de vitesse de frappe, calculée comme le nombre de touches enfoncées (nombre de caractères espaces compris) rapporté à la durée effective de frappe (Pan et Schleifer, 1996).

Les positions angulaires du coude et du tronc ont été mesurées avant la réalisation de la tâche à l'aide d'un goniomètre manuel (Ortiz et coll., 1997). Lors de la réalisation de la tâche, les sujets ont été filmés selon deux plans (sagittal et frontal) à l'aide de deux caméras vidéos pour déterminer les positions des différents segments angulaires du corps. La mesure des différents angles articulaires a été réalisée à l'aide d'un goniomètre à partir des images vidéo. Les positions du cou, du tronc, des épaules, du coude ainsi que les déviations ulnaires et radiales des mains ont été évaluées par le même expérimentateur à partir d'une image figée sélectionnée dans l'intervalle 8-12 min. après le début de la tâche. Au préalable, l'expérimentateur vérifiait sur 3 séquences à 5, 10 et 15 min. que la posture variait peu. Une moyenne était ensuite réalisée par sujet. Les positions angulaires ont été cotées à partir de la méthode RULA (McAtamney et Corlett, 1993). Cet outil de cotation permet une évaluation rapide des postures au niveau de la nuque, du tronc et des membres supérieurs. Cette méthode est particulièrement utile pour l'application des exigences en matière d'évaluation de la directive européenne 90/270/CEE sur les exigences minimales en matière d'hygiène et de sécurité dans le travail sur écran.

Les différents indices relatifs aux positions angulaires du poignet et à sa dynamique angulaire (vitesse et accélération) ont été estimés comme décrit précédemment.

Bien que la force développée au bout des doigts ait été identifiée comme un facteur de risque de survenue des TMS du membre supérieur (Stock, 1991, Armstrong et coll., 1994), seuls quelques auteurs ont examiné l'activité des muscles FDS pendant la réalisation d'une tâche de frappe sur un poste informatique. Rempel et coll. (1997) ont d'ailleurs montré que

des forces même relativement faibles s'exerçant au bout des doigts augmentaient la pression intra-carpienne. Le *Flexor Digitorum Superficialis* (FDS) situé sur l'avant-bras est, avec le *Flexor Digitorum Profundus* (FDP), l'un des principaux muscles fléchisseurs des doigts (Thompson et Floyd, 1994). Le FDS permet la flexion des articulations interphalangiennes proximales des quatre derniers doigts et participe à la flexion métacarpo-phalangienne et du poignet. Le FDP permet la flexion des articulations interphalangiennes distales des quatre derniers doigts et participe à la flexion des articulations interphalangiennes proximales, de l'articulation métacarpo-phalangienne et du poignet, ainsi qu'à l'adduction des 2^{ème}, 4^{ème} et 5^{ème} doigts.

L'activité de ces muscles est évaluée à partir de l'EMG de surface. Les valeurs obtenues sont exprimées en pourcentage de l'EMG_{max} obtenu lors des contractions maximales volontaires.

Les signaux (positions angulaires, EMG, images vidéo) sont recueillis à l'aide de la plate-forme TMS développée et décrite précédemment.

(3) *Analyses statistiques*

Les postures adoptées par les différents groupes (Cs, Es, Ep) ont été comparées à partir du test χ^2 en retenant la probabilité exacte de Fishers.

Les différentes variables étudiées (moyenne $\pm$ 1.D.S.) ont fait l'objet d'analyses de variance (ANOVA) pour mesures répétées à plusieurs facteurs avec correction de Geisser et Greenhouse (1958). En cas de significativité du F, des tests-t de Student sur séries appariées et non-appariées ont été effectués. Le seuil de significativité retenu était de 0,05. Les résultats indicatifs ($0,05 < p < 0,10$) ont également été précisés.

5. Résultats

a) Performance de la tâche

Les paramètres caractérisant la performance de la tâche sont similaires dans les 3 groupes (Tableau 25).

	Cs	Es	Ep
Nombre de touches enfoncées	2789 ± 511	3409 ± 700	3061 ± 637
Durée de la tâche (sec.)	740 ± 168	854 ± 171	743 ± 181
Durée effective de frappe (% durée totale de la tâche)	62 ± 14	71 ± 14	62 ± 15
Vitesse de frappe (nombre de touches/min.)	255 ± 53	229 ± 46	238 ± 24

Tableau 25 : Performance de la tâche (moyenne ± 1 D.S.) pour les femmes du groupe contrôle (Cs) et enceintes (Es) sur le poste informatique standardisé et le groupe de femmes enceintes sur poste personnel (Ep).

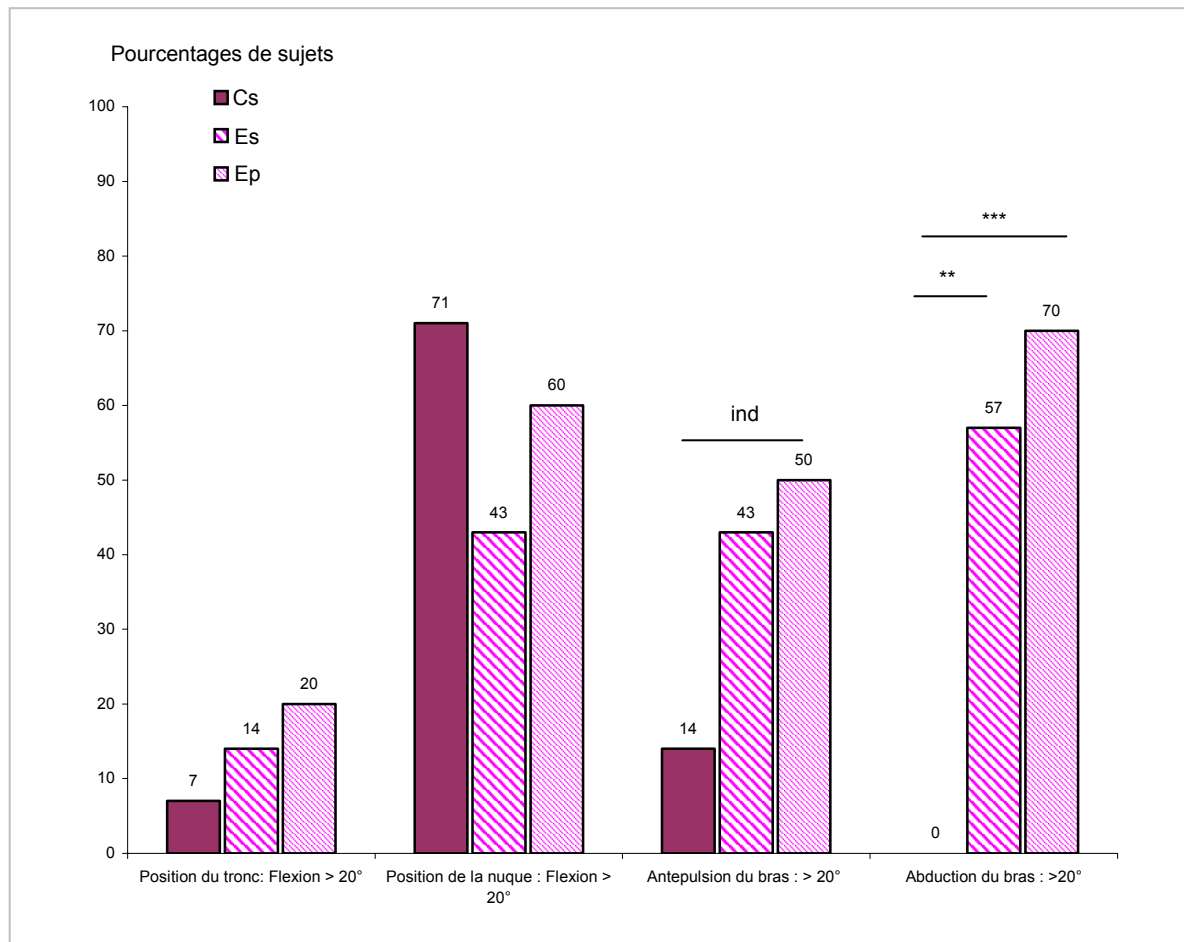
b) Force de préhension

Aucune différence de force de préhension n'est relevée entre les femmes "contrôles" ($29,5 \pm 6,7$ daN) et les femmes enceintes ($30,9 \pm 5,1$ daN).

c) Analyse posturale

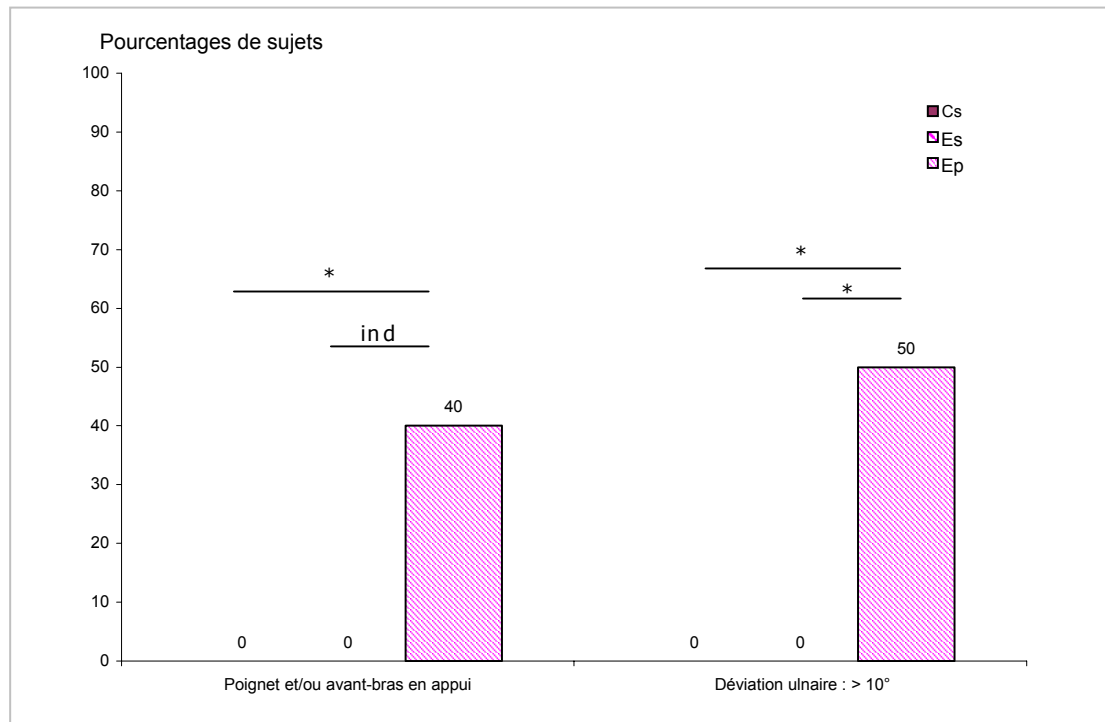
La Figure 62 présente les résultats de l'analyse posturale effectuée par codage visuel. La distance entre la colonne vertébrale et le bord du plan de travail n'est pas différente entre les groupes (Cs : 32 ± 6 cm ; Es : 32 ± 5 cm ; Ep : 33 ± 6 cm ; $F_{2,40} = 0,47$; ns).

Les positions du tronc et de la nuque ne sont pas différentes entre les groupes. Une différence est observée pour la position du bras. L'antépulsion du bras est légèrement plus fréquente dans le groupe Ep que dans le groupe Cs ($\chi^2 = 2,08$; $p = 0,085$). L'abduction du bras supérieure à 20° est plus fréquente dans le groupe de femmes enceintes (Es : 57% ; Ep : 70%) que dans le groupe contrôle (Cs $\underline{\text{vs}}$ Es : $\chi^2 = 6,67$; $p = 0,006$; Cs $\underline{\text{vs}}$ Ep : $\chi^2 = 10,66$; $p < 0,001$). Sur le poste de travail standardisé, l'angle du coude dans le plan sagittal est fixé à 90° (Cs : $90 \pm 3^\circ$; Es : $93 \pm 8^\circ$; ns) et n'est pas différent de la valeur mesurée sur le poste de travail personnel (Ep : $96 \pm 12^\circ$; ns).



*Figure 62 : Analyse posturale pour les trois groupes de sujets : Groupe contrôle (Cs) et groupe de femmes enceintes (Es) sur poste standardisé et femmes enceintes sur poste individuel (Ep). Les résultats sont exprimés en pourcentage de l'effectif total de chaque groupe. ind : $p < 0,10$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$.*

Sur leur poste de travail personnel, 40% des femmes enceintes posent leur avant-bras et/ou leur poignet sur le plan de travail (Figure 63), ce qui n'est jamais observé en condition standardisée dans les groupes contrôle et femmes enceintes (Ep $\underline{vs}$ Es : $\chi^2 = 1,87$; $p = 0,100$; Ep $\underline{vs}$ Cs : $\chi^2 = 4,67$; $p = 0,017$). Cette situation influence le niveau de la déviation ulnaire du poignet. Une déviation supérieure à 10° est plus fréquemment observée dans le groupe Ep (50%) que dans les groupes Cs (0%) et Es (0%) (Ep $\underline{vs}$ Es : $\chi^2 = 2,95$; $p = 0,044$; Ep $\underline{vs}$ Cs : $\chi^2 = 3,91$; $p = 0,033$).



*Figure 63 : Analyse posturale de la zone distale du membre supérieur pour les trois groupes de sujets : Groupe contrôle (Cs) et groupe de femmes enceintes (Es) sur poste standardisé et femmes enceintes à leur poste personnel (Ep). Les résultats sont exprimés en pourcentages de l'effectif total de chaque groupe. ind : $p < 0,10$; ** : $p < 0,01$.*

Un score postural de RULA supérieur à 4 indique une charge posturale importante à risque de TMS. Ce score supérieur ou égal à 4 est présent chez 70% des femmes enceintes à leur poste personnel. Cette proportion est significativement plus faible chez les femmes enceintes au poste standardisé (14% ; $\chi^2 = 3,24$; $p = 0,050$) et chez les femmes "contrôles" (7% ; $\chi^2 = 7,74$; $p = 0,002$).

d) Facteurs de risque biomécaniques de TMS de l'avant-bras

(1) *Angulation*

Dans les 3 groupes, la position du poignet dans le plan sagittal est maintenue en extension (Tableau 26).

	Cs	Cs vs Es	Cs vs Ep	Es	Es vs Ep	Ep
Position angulaire du poignet (°)	-17 ± 8	ns	*	-16 ± 5	*	-26 ± 10
Temps passé en flexion modérée (%)	4 ± 9	ns	ns	1 ± 1	ns	1 ± 2
Temps passé en position neutre (%)	84 ± 18	ns	ns	96 ± 4	ind	66 ± 35
Temps passé en extension modérée (%)	12 ± 18	ns	ns	3 ± 4	*	26 ± 25
Temps passé en extension extrême (%)	0 ± 0	ns	*	0 ± 0	ns	7 ± 13
Vitesse (°/s)	31 ± 9	ns	ns	27 ± 11	ns	32 ± 12
Temps passé vitesse >50°/s (%)	16 ± 9	ns	ns	16 ± 10	ns	21 ± 13
Accélération (°/s ²)	420 ± 244	ns	ns	432 ± 245	ns	400 ± 210

*Tableau 26 : Position angulaire du poignet, temps passé dans les différentes classes angulaires (% : durée relative) et dynamique angulaire (vitesse, temps passé à plus de 50°/s, accélération) au cours de la frappe pour les groupes contrôle (Cs), de femmes enceintes (Es) sur poste standardisé et de femmes enceintes sur poste personnel (Ep). Les pourcentages expriment la durée relative passée dans les différentes classes angulaires par rapport à la durée de la tâche. Moyenne ± 1 D.S.. * : $p < 0,05$; ind : $p < 0,10$; ns : non significatif.*

La position du poignet diffère entre les 3 groupes ($F_{2,30} = 3,96$; $p = 0,030$). L'amplitude de l'extension est plus importante dans le groupe Ep que dans les groupes Cs (+53% ; $t_{24} = 2,41$; $p = 0,024$) et Es (+63% ; $t_{15} = 2,13$; $p = 0,050$). L'appui carpien sur le plan de travail semble influencer le niveau d'extension du poignet. Indépendamment des groupes, l'extension du poignet est en effet plus importante lors de l'appui carpien (poignet en appui : $-32 \pm 9^\circ$; poignet sans appui : $-18 \pm 8^\circ$; $t_{29} = 2,74$; $p = 0,011$). Cette position est observée dans le groupe Ep (40% des cas).

Dans le groupe Ep, le temps passé en extension modérée est supérieur (+767%) à celui calculé dans le groupe Es ($t_{15} = 2,18$; $p = 0,046$), ceci, au dépend de la position de neutralité (-31% ; $t_{15} = 2,04$; $p = 0,059$). Dans le groupe Ep, 7% de la durée de la tâche se déroule en extension extrême, ce qui n'est pas observé en condition standard (Cs et Es).

Les paramètres de vitesse et d'accélération des mouvements de flexion-extension du poignet ne sont pas différents entre les groupes. Leurs niveaux sont inférieurs au seuil de risque (Marras et Schoenmarklin, 1993).

(2) Activation musculaire

Les résultats de l'activation des muscles fléchisseurs des doigts et du poignet sont présentés dans le Tableau 27.

	Cs	Cs <i>vs</i> Es	Cs <i>vs</i> Ep	Es	Es <i>vs</i> Ep	Ep
%EMGmax (%)	8 ± 4	**	ns	16 ± 8	ind	9 ± 6
10 ^{ème} percentile %EMGmax (%)	3 ± 3	**	ns	9 ± 6	**	3 ± 2
50 ^{ème} percentile %EMGmax (%)	7 ± 4	**	ns	15 ± 8	*	8 ± 5
90 ^{ème} percentile %EMGmax (%)	15 ± 6	*	ns	22 ± 11	ns	16 ± 11
Temps passé >15%EMGmax (% durée totale de la tâche)	10 ± 10	**	ns	51 ± 43	*	16 ± 23

*Tableau 27 : Caractéristiques de l'activation des muscles fléchisseurs des doigts et du poignet (moyenne ± 1 D.S.) : valeur moyenne du % EMGmax, paramètres statistiques (APDF 10th, 50th et 90th) du % EMGmax x et le temps passé avec un niveau d'activation musculaire > 15% EMGmax au cours de la frappe pour les groupes contrôle (Cs), de femmes enceintes (Es) sur poste standardisé et de femmes enceintes sur poste individuel (Ep).. ** : 0,01 < p < 0,05 ; * : p < 0,05 ; ind : 0,05 < p < 0,10 ; ns : non significatif.*

L'activation musculaire moyenne et le temps passé au-delà de 15% d'EMG_{max} sont significativement différents entre les 3 groupes (respectivement, $F_{2,30} = 4,63$; $p = 0,002$; $F_{2,30} = 7,27$; $p = 0,003$). Ils sont plus importants dans le groupe Es que dans le groupe contrôle (%EMG_{max} : +100% ; $t_{20} = 2,96$; $p = 0,008$; temps >15%EMG_{max} : +410% ; $t_{20} = 3,62$; $p = 0,002$). Dans le groupe Es, l'activation musculaire est supérieur à 15% EMG_{max} la moitié du temps.

Chez les femmes enceintes, la réalisation de la tâche sur leur poste personnel diminue significativement le niveau d'activation musculaire par rapport à ce qui est observé en condition standardisée (%EMG_{max} : -44% ; $t_{16} = 2,10$; $p = 0,052$, temps >15%EMG_{max} : -69% ; $t_{16} = 2,28$; $p = 0,037$). Les paramètres de l'activation musculaire retrouvent un niveau similaire à celui mesuré dans le groupe contrôle.

Les valeurs des 10^{ème}, 50^{ème} et 90^{ème} percentiles de l'APDF sont différentes entre les groupes (respectivement, $F_{2,30} = 15,23$; $p < 0,001$, $F_{2,30} = 7,92$; $p = 0,002$, $F_{2,30} = 3,03$; $p = 0,064$). Ces paramètres sont plus importants dans le groupe Es que dans les groupes Cs et Ep (10^{ème} percentile : Cs *vs* Es : + 200% ; $t_{20} = 3,63$; $p = 0,002$; Ep *vs* Es : +200% ; $t_{16} = 3,30$; $p = 0,005$; 50^{ème} percentile : Cs *vs* Es : + 114% ; $t_{20} = 3,06$; $p = 0,006$; Ep *vs* Es : +88% ; $t_{16} = 2,20$; $p = 0,043$; 90^{ème} percentile : Cs *vs* Es : + 47% ; $t_{20} = 2,12$; $p = 0,047$). Seule la différence entre les groupes Ep et Es pour le 90^{ème} percentile n'est pas significative (+38% ; $t_{16} = 1,27$; $p = ns$).

Lorsque l'on considère l'index global de contrainte biomécanique, aucune différence n'est observée entre les groupes de femmes enceintes (Es : 267 ± 103 ; Ep : 206 ± 130). Par contre, cet index est significativement plus petit dans le groupe contrôle (Cs : 127 ± 72) que dans le groupe de femmes enceintes travaillant sur le poste standardisé (Es $\underline{vs}$ Cs : +52% ; $t_{19} = 3,56$; $p = 0,002$) ou sur leur poste personnel (Ep $\underline{vs}$ Cs : -38% ; $t_{24} = 1,99$; $p = 0,058$).

6. Discussion

Aucune étude n'a jamais évalué l'effet de la grossesse sur les facteurs de risque biomécaniques de TMS de l'avant-bras durant une tâche de travail sur écran. La dactylographie ou la frappe (de données) sont pourtant identifiées comme des situations professionnelles à risque de TMS (Punnet et Bergqvist, 1997). Franzblau et coll. (1996) ont d'ailleurs observé que 13% des 164 opérateurs travaillant sur écrans de visualisation sont atteints d'un syndrome du canal carpien. Une étude récente (Cail et Aptel, 2003) a montré que dans une population de femmes effectuant de la saisie de données, la durée moyenne quotidienne de travail sur écran était de 6 heures et l'utilisation du clavier représentait 61% du temps de travail. Considérant cette durée d'exposition, même une légère augmentation de la contrainte musculo-squelettique liée à la grossesse pourrait alors augmenter la probabilité de survenue d'atteintes musculo-squelettiques.

a) Performance de la tâche

Les participantes à cette étude ont une performance normale de la tâche. Elles saisissent 243 ± 43 touches/min., ce qui correspond au niveau de performances observé dans d'autres études (entre 200 et 250 touches/min.) (Nicholls et Grieve, 1992, Swanson et coll., 1997, Rempel et coll., 1997). L'exécution de la tâche n'est ni influencée par la grossesse, ni par le type de poste de travail. Pour une durée faible (20 min.), la grossesse et les changements qu'elle provoque ne semblent pas influencer la performance de la tâche de dactylographie. Nicholls et Grieve (1992) avaient d'ailleurs déjà constaté que la performance pour ce type de tâche (vitesse de saisie et fréquence des erreurs) est maintenue, entre le 2^{ème} et 3^{ème} trimestres de la grossesse, en dépit d'une augmentation de la charge posturale et de l'inconfort.

b) Contrainte posturale

(1) Effet de la grossesse : poste standardisé

Aucune influence significative de la grossesse sur la position du tronc n'a été observée. Par rapport aux femmes "contrôles" (7%), un pourcentage légèrement plus important de femmes enceintes adopte une flexion du tronc supérieure à 20° sur le poste standardisé (14%). Deux autres études ont également observé une légère augmentation de flexion du tronc chez des femmes enceintes en position assise (+6°) (Nicholls et Grieve, 1992) ou debout (+11°) (Paul et coll., 1996).

Les différences de posture entre les femmes "contrôles" et enceintes sont principalement localisées au niveau du membre supérieur. Les femmes enceintes présentent plus fréquemment que les femmes "contrôles" une antépulsion et surtout une abduction de l'épaule supérieure à 20°. Ce résultat pourrait être expliqué par l'augmentation de la proéminence ventrale des femmes enceintes. Paul et coll. (1996) ont estimé les modifications dans le plan sagittal. Ils ont observé une antépulsion du bras de +5° entre la 10^{ème} et la 40^{ème} semaines de grossesse, ce qui pourrait être à l'origine d'une charge musculo-squelettique sur les muscles de la nuque et du cou (trapèzes) augmentant le risque de fatigue et de lésions. Paul (1993) précise que les modifications posturales, dans le plan sagittal, entre les femmes "contrôles" et enceintes pourraient être liées à leur éloignement du plan de travail généré par l'augmentation de la proéminence ventrale. Ce phénomène d'éloignement n'est pas observé dans notre étude, alors que la proéminence ventrale est semblable à celle mesurée par Nicholls et Grieve (1992) entre le 5^{ème} et 6^{ème} mois de la grossesse (28 à 30 centimètres, respectivement). Aucune influence significative de la grossesse n'est observée sur la position du poignet.

(2) Influence du type de poste

La position du poignet est largement influencée par la conception du poste de travail. Lorsque la femme travaille sur une station standardisée, sa posture est "imposée" puisque l'ensemble des éléments constituant la station de travail est figée (hauteur du plan de travail, distance entre le clavier, l'écran et le bord de la table, angle de vision...). Inversement, sur sa station personnelle, elle peut modifier et adapter ces éléments ce qui modifie sa posture par rapport à celle adoptée au poste standardisée. L'appui de l'avant-bras et/ou du poignet sur la table est observé chez 40% des sujets. Cette stratégie posturale induit une extension du

poignet importante et supérieure ($26 \pm 10^\circ$, + 63%) à celle observée en condition standard (Es : $16 \pm 5^\circ$). Les indicateurs temporels indiquent d'ailleurs que, dans le groupe Ep, 33% de la durée de la tâche s'effectue avec un niveau d'extension du poignet supérieure à 30° , contre seulement 3% du temps dans le groupe Es.

Elle est également en partie à l'origine d'une déviation ulnaire de la main (50% des cas), jamais observée sur le poste standardisé. Cette position de la main permet d'atteindre les touches les plus latérales du clavier sans mouvement du bras. Habituellement sur le poste standardisé, le balayage de l'ensemble du clavier est réalisé, au moins en partie, grâce à une mobilisation des articulations les plus proximales (épaule et coude). Au contraire, sur le poste personnel, lorsque l'avant-bras ou le poignet sont en appui, la mobilisation du bras ou de l'avant-bras dans le plan transversal (abduction-adduction) n'est plus possible.

L'augmentation significative de l'extension et de la déviation latérale du poignet génère une augmentation de la contrainte musculo-squelettique qui représente un facteur de risque biomécanique de SCC. L'extension du poignet et la déviation ulnaire augmentent la pression sur le nerf médian résultant de la diminution de l'espace dans le canal carpien (Mackinnon et Novak, 1994, Weiss et coll., 1995, Werner et coll., 1997). Hunting et coll. (1981) observent des effets sur le nerf médian au-delà de 20° . Werner et coll. (1997) ont mesuré les plus grandes pressions dans le canal carpien lorsque le poignet est en extension et la main fermée (doigts en flexion), ce qui est le cas sur le poste personnel. D'ailleurs les postures impliquant une extension et une déviation ulnaire du poignet ont été associées à un inconfort et au développement de TMS (Bergqvist et coll., 1995, DeKrom et coll., 1997, Matias et coll., 1998). La stratégie posturale, qui consiste à poser l'avant-bras ou le poignet sur le plan de travail, pourrait augmenter le risque de SCC lorsque l'on considère l'augmentation de pression dans le canal carpien.

Inversement, cette stratégie pourrait permettre de diminuer la charge sur les muscles des épaules et du cou fréquemment observée lors du travail sur écran (Jensen et coll., 1996). Sur des postes de travail expérimentaux, l'utilisation de support pour l'avant-bras ou le poignet ont permis de réduire le niveau d'activation musculaire au niveau des trapèzes et la tension subjective au niveau du cou, des épaules et du dos, comparé au même travail effectué sans l'utilisation de ce dispositif (Weber et coll., 1984). Dans une tâche de saisie (de texte), la plupart des opérateurs préfèrent d'ailleurs travailler avec un support pour l'avant-bras (Grandjean et coll., 1983) ou pour le poignet (Bendix et Jessen, 1986).

c) Activation musculaire

(1) Effet de la grossesse : au poste standardisé

Dans le groupe contrôle, le niveau d'activité des fléchisseurs des doigts et du poignet, évalué par EMGS, est équivalent (8% EMG_{max}) au niveau obtenu dans d'autres études pour une tâche équivalente (7% EMG_{max}) (Gerard et coll., 1999, Simoneau et coll., 2003 : 50^{ème} percentile APDF : 7%). Dans le groupe Es, le niveau d'activation musculaire est doublé, il est supérieur à 15% EMG_{max} plus de la moitié du temps ($51 \pm 43\%$) alors que Malchaire et coll. (2001) recommandent de ne pas dépasser 25% du temps au-delà de 15% EMG_{max}.

Les niveaux acceptables d'astreinte musculaire pour un travail statique de longue durée ont été proposés par Jonsson (1982) et Bjorksten et Jonsson (1977). Selon ces auteurs, le niveau de contraction statique (10^{ème} percentile APDF) devrait être inférieur à 2% de l'EMG_{max} (seuil bas) et ne devrait jamais excéder 5% EMG_{max} (seuil haut). Jonsson (1982) et Bjorksten et Jonsson (1977) ont également proposé les seuils (bas et haut) de 10% et 14% pour le niveau médian (50^{ème} percentile) et de 50% et 70% EMG_{max} pour le niveau de crête (90^{ème} percentile APDF).

Dans le groupe contrôle au poste standardisé, les niveaux de 3%, 7% et 15% de l'EMG_{max} correspondant respectivement au 10^{ème}, 50^{ème} et 90^{ème} percentile APDF de l'EMG des FDS, sont similaires aux valeurs obtenues dans d'autres études (Simoneau et coll., 2003, Rempel et coll., 1997). Dans ce groupe, le niveau de charge statique est supérieur au seuil bas (2% EMG_{max}) mais inférieur au seuil haut (5% EMG_{max}) et les niveaux médian et de crête sont plus faibles que les valeurs limites recommandées (médiane : 10-14% EMG_{max} ; crête : 50-70% EMG_{max}) (Bjorksten et Jonsson, 1977). Dans le groupe de femmes enceintes au poste standardisé, ces paramètres sont significativement plus importants que dans le groupe contrôle (10^{ème} percentile : +200%, 50^{ème} percentile : +114% et 90^{ème} percentile : +47%). Dans ce groupe, le seuil haut est dépassé pour les niveaux statique et médian, ce qui indique une astreinte musculaire trop importante. Seul le seuil recommandé pour niveau de crête n'est pas atteint.

Lorsque le poste de travail est standardisé pour tous les sujets, les paramètres (de position et temporels) de l'EMG des fléchisseurs des doigts et du poignet, durant la tâche de saisie de texte, sont significativement plus importants dans le groupe de femmes enceintes que dans le groupe contrôle. Cette augmentation de l'activation musculaire s'effectue pour une même mobilisation du poignet (pas de différence de mobilisation articulaire).

Les modèles biomécaniques conventionnels proposent une relation positive entre d'une part, la force développée et la vitesse de frappe, et d'autre part, la charge musculo-squelettique et l'inconfort lors du travail sur écran (Pan et Schleifer, 1996). Le clavier utilisé en condition standard est toujours le même et la vitesse de frappe est similaire dans les deux groupes.

Ceci suggère que la flexion des doigts, plus difficile chez les femmes enceintes que chez les femmes "contrôles", est liée à des facteurs intrinsèques et requiert une activation musculaire plus importante. Certains auteurs ont suggéré que l'hypermobilité des articulations des doigts rendait l'utilisation du clavier plus difficile (Pascarelli et Kella, 1993). Ceci pourrait être envisagé dans notre étude puisque le statut hormonal de la femme enceinte (augmentation des œstrogènes et de la relaxine plasmatique) pourrait favoriser l'augmentation de la laxité des tissus mous induisant une hypermobilité des articulations des doigts (Calguneri et coll., 1982, Schauburger et coll., 1996). Cette hypermobilité est d'ailleurs un des facteurs contribuant aux douleurs au niveau des mains chez les opérateurs de travail sur écran (Pascarelli et Kella, 1993). Une mobilité plus importante des articulations inter-phalangiennes pourrait générer des modifications biomécaniques de la mobilisation des doigts (Borg-Stein et coll., 2005) et requérir une activation musculaire plus importante. Malheureusement, notre étude n'a pas évalué l'hypermobilité des doigts chez les femmes enceintes.

Des observations vidéo d'opérateurs de saisie de données, présentant une hypermobilité des articulations des doigts se traduisant par un affaissement de l'extrémité des doigts lorsque la touche est enfoncée (Pascarelli et Kella, 1993), ont permis de mettre en évidence deux principaux mécanismes pour pallier à cette difficulté.

La première adaptation consiste à raidir les doigts en extension en activant les extenseurs. La flexion des doigts est alors plus difficile ce qui pourrait expliquer l'augmentation de sollicitation musculaire et de la charge musculaire observées dans notre étude.

La deuxième adaptation implique une extension du poignet (+63%) qui permet de garder les doigts légèrement fléchis (dû à l'action passive des fléchisseurs étirés) et évite ainsi aux articulations de s'affaisser lors de la frappe de la touche. Cette stratégie est observée lorsque les femmes effectuent leur tâche à leur poste, l'augmentation de l'activation des fléchisseurs n'est alors plus observée. Cette stratégie a d'ailleurs déjà été observée par Pascarelli et Kella (1993) chez des opérateurs sur écran souffrant d'une hypermobilité ligamentaire des articulations des doigts.

Une modification des propriétés mécaniques des tendons, de leur gaine et/ou de la pression dans le canal carpien ne peut être exclue pour expliquer l'augmentation du niveau

d'activation musculaire observé chez les femmes enceintes. Aucune étude n'a évalué les caractéristiques mécaniques des structures musculo-tendineuse qui peuvent influencer l'activation musculaire. Seuls, Read et coll. (2000) ont observé, chez des femmes enceintes, une augmentation de l'épaisseur des gaines de tendons dues à des dégénérescences mucoïdes (accumulation de substance muqueuse dans le tissu conjonctif). Ceci pourrait entraver le déplacement des tendons des fléchisseurs et requérir une activation musculaire des fléchisseurs plus importante.

(2) Conclusion

Lorsque les femmes enceintes ne peuvent modifier les caractéristiques dimensionnelles du poste (condition standardisée), l'augmentation de l'astreinte physiologique lors d'une tâche de travail sur écran est liée à l'activation musculaire des fléchisseurs des doigts et du poignet et une abduction du bras (supérieur de 20°) plus fréquente que chez les sujets contrôles.

Lorsque la femme peut adapter son poste de travail (poste personnel), un transfert des contraintes est observé. Les femmes enceintes reposent leurs membres supérieurs sur le plan de travail. L'extension du poignet et la déviation ulnaire de la main (permettant d'atteindre les touches du clavier) sont alors plus importantes que dans la condition standardisée et sont associées à une chute du niveau d'activation musculaire qui retrouve le niveau mesuré chez les femmes "contrôles". Cet ajustement, qui permet vraisemblablement d'améliorer leur confort, n'est pas sans présenter un risque de SCC. Il est d'ailleurs intéressant de relever que Saurel-Cubizolles et Kaminski (1987) ont montré que les femmes qui ne pouvaient modifier leur condition de travail étaient plus souvent en arrêt maladie.

Lors du travail sur écran, les femmes enceintes maintiennent le niveau de performance de la tâche de saisie. Par contre, le risque de TMS au niveau du poignet semble accru. Il peut être lié soit à l'augmentation du niveau d'activation musculaire, soit à l'augmentation de la contrainte posturale en fonction des caractéristiques du poste.

Les résultats obtenus pourraient permettre d'aider les physiothérapeutes et ergonomes dans l'évaluation des postes de travail et l'établissement de recommandations appropriées.

Partie IV Conclusion générale

Bien que des maux de dos et des atteintes périarticulaires du membre supérieur soient fréquemment observés chez la femme enceinte, très peu d'études ont analysé l'impact de la grossesse sur les capacités fonctionnelles des structures impliquées et les facteurs de risque de ces pathologies. Ce travail concerne l'influence de la grossesse sur les capacités fonctionnelles biomécaniques des muscles extenseurs du dos et des structures musculo-squelettiques au niveau du poignet (muscles fléchisseurs des doigts et du poignet, laxité et raideur musculo-tendineuse). L'influence de la grossesse sur les facteurs de risque biomécaniques des troubles musculo-squelettiques de l'avant-bras lors d'une tâche de travail sur écran a également été évaluée.

L'ensemble des résultats suggère que les modifications (morphologique et physiologique) liées à la grossesse se répercutent sur l'appareil locomoteur. Des mécanismes d'adaptation sont alors mis en place afin de compenser ces modifications et maintenir la performance à différents tests. Malheureusement, ces mécanismes pourraient engendrer un coût pour les structures musculo-squelettiques et expliquer, de ce fait, l'apparition de troubles musculo-squelettiques.

Les tests de force maximale montrent que les muscles extenseurs du tronc comme les muscles fléchisseurs des doigts et du poignet maintiennent le niveau de performance lors d'un effort maximal.

Chez les femmes enceintes souffrant de maux de dos, ce travail démontre, pour la première fois, la présence d'un relais d'activité des muscles thoraciques (*Spinalis Thoracis*) vers les muscles lombaires (*Longissimus Lumborum*). Ce phénomène a déjà été observé chez des sujets lombalgiques. Il reste à préciser si cette modification est une cause ou une conséquence des maux de dos. Il faut cependant souligner qu'une fatigabilité accrue des muscles lombaires étudiés ne peut être incriminée dans la survenue des maux de dos.

Au niveau du poignet, la raideur musculo-tendineuse des fléchisseurs du poignet est augmentée par rapport aux femmes "contrôles" (+34%). Cette augmentation pourrait améliorer l'efficacité musculaire en favorisant la transmission de la force du tendon à l'os. Malheureusement, cette modification pourrait également fragiliser ces structures face aux sollicitations de la vie courante et professionnelle.

Le même constat peut être apporté dans le cas d'une tâche de travail sur écran. Le niveau de performance lors de la saisie de texte est maintenue mais nécessite une astreinte physiologique plus importante. Selon les caractéristiques du poste de travail, le niveau d'activation des muscles fléchisseurs des doigts est augmenté ou la contrainte posturale sur le poignet augmente.

A terme, l'ensemble de ces processus adaptatifs qui permettent de compenser les modifications liées à la grossesse pourraient fragiliser le système musculo-squelettique et expliquer la prévalence des troubles observés chez la femme enceinte. L'ensemble des résultats devrait permettre d'améliorer la prise en charge médicale, kinésithérapique et ergonomique des femmes enceintes.

Partie V Bibliographie

AARAS A., RO O. Electromyography (EMG) - Methodology and application in occupational health. *Int. J. Ind. Ergonomic*, 1997, 20, p. 207-214.

ABRAMSON D., ROBERTS S.M., WILSON P.D. Relaxation of the pelvic joints in pregnancy. *Surg. Gynec. Obstet.*, 1934, 58, p. 595-613.

ALBERT H., GODSKESEN M., WESTERGAARD J.G., CHARD T., GUNN L. Circulating levels of relaxine are normal in pregnant women with pelvic pain. *European Journal of Obstetrics and gynecology and reproductive biology*, 1997, 74, p. 19-22.

ALEXIEV A.R. Some differences of the electromyographic erector spinae activity between normal subjects and low back pain patients during the generation of isometric trunk torque. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 1994, 34, p. 495-499.

ALLISON G.T., HENRY S.M. Trunk muscle fatigue during a back extension task in standing. *Man. Ther.*, November 2001, vol. 6, n°4, p. 221-8.

ANGEL R.W., EPPLER W., IANNONE A. Silent period produced by unloading of muscle during voluntary contractions. *J. Physiol.*, 1965, 180, p. 864-870.

APTEL M., CAIL F. An empirical index for evaluating the biomechanical wrist stress. In: A. Mital, H. Krueger, S. Kumar, M. Menozzi, J. Fernandez (Eds.). *Advances in occupational ergonomics and safety*. Cincinnati, OH, USA: International Society for Occupational Ergonomics and Safety, 1996, p. 421-426.

APTEL M., GERLING A., CAIL F. Un outil de recueil et d'analyse des facteurs de risque : le questionnaire (nouvelle version). *Documents pour le Médecin du Travail, INRS*, 2000, 83, p. 199-216.

ARENDT-NIELSEN L., GRAVEN-NIELSEN T., SVARRER H., SVENSSON P. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain*, 1995, 64, p. 231-240.

ARIANO M.A., ARMSTRONG R.B., EDGERTON V.R. Hindlimb muscle fiber populations of five mammals. *J. Histochem. Cytochem.*, January 1973, vol. 21, n°1, p. 51-55.

ARMSTRONG B.K., WHITE E., SARACCI R. Validity and reliability studies. Principles of Exposure Measurement in Epidemiology. *Oxford University Press Cary*, 1992, 4, p. 78-114.

ARMSTRONG T.J., CHAFFIN D.B. Carpal tunnel syndrome and selected personal attributes. *Journal of Occupational Medicine*, 1979, vol. 21, n°7, p. 481-486.

ARMSTRONG T.J. Ergonomics and cumulative trauma disorders. *Hand Clin.*, August 1986, vol. 2, n°3, p. 553-565.

ARMSTRONG T.J., FOULKE J.A., MARTIN B.J., GERSON J., REMPEL D.M. Investigation of applied forces in alphanumeric keyboard work. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, January 1994, vol. 55, n°1, p. 30-35.

ARMSTRONG T.J. Les tendons. Le système musculo-squelettique. BIT, 3^{ème} édition française, 2005. [ref. mars 2006]. Disponible sur : www.ilocis.org/fr/default.html, consulté mars 2006.

ASKEW L.J., AN K.N., MORREY B.F., CHAO E.Y. Isometric elbow strength in normal individuals. *Clin. Orthop.*, 1987, 222, p. 261-266.

ATISOOK R., BENJAPIBAL M., SUNSANEEVITHAYAKUL P., ROONGPISUTHIPONG A. Carpal tunnel syndrome during pregnancy: prevalence and blood level of pyridoxine. *J. Med. Assoc. Thai.*, 1995, vol. 78, n°8, p. 410-414.

AYOUB M.A., WITTELS N.E. Cumulative trauma disorders. *International Reviews of Ergonomics*, 1989, 2, p. 271-272.

BABIC J., LENARCIC J. In vivo determination of triceps surae muscle-tendon complex viscoelastic properties. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 2004, vol. 92, n°4-5, p. 477-484.

BAHRAMI M.H., RAYEGANI S.M., FEREIDOUNI M., BAGHBANI M. Prevalence and severity of carpal tunnel syndrome (CTS) during pregnancy. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, march 2005, vol. 45, n° 2, p.123-125.

BAILEY A.J. Age-related changes during the biosynthesis and maturation of collagen fibres. *Biochem. Soc. Trans.*, 1975, vol. 3, n°1, p. 46-48.

BASSEY E.J. Longitudinal changes in selected physical capabilities: muscle strength, flexibility and body size. *Age Ageing*, 1998, 27 S3, p. 12-16.

BAUDET J.H. *Obstétrique pratique*, Maloine, 1990, pp. 41 et 44.

BEIGHTON P., SOLOMON L., SOSKOLNE C.L. Articular mobility in an African population. *Ann. Rheum. Dis.*, 1973, vol. 32, n°5, p. 413-418.

BELANGER H., CHARBONNEAU L. La santé des femmes, Paris : Maloine, 1994, pp. 635 et 664.

BENDIX T., JESSEN F. Wrist support during typing-a controlled, electromyographic study. *Appl. Ergon.*, September 1986, vol. 17, n°3, p. 162-168.

BERG G., HAMMAR M., MOLLER-NIELSEN J., LINDEN U., THORBLAD J. Low Back Pain During Pregnancy. *Obstet. Gynecol.*, 1988, 71, p. 71-75.

BERGQVIST U., WOLGAST E., NILSSON B., VOSS M. The influence of work on musculoskeletal disorders. *Ergonomics*, 1995, 38, p. 754-762.

BERNARD C.P. Lomalgies et travail. Evaluation, réflexion et prévention des douleurs, efforts et lumbagos. Les éditions d'ergonomie, 1994 (Collection santé et sécurité au travail).

BIALOCERKOWSKI A., GRIMMER K.A. Measurement of isometric wrist muscle strength - a systematic review of starting position and test protocol. *Clin. Rehabil.*, 2003, vol. 17, n°7, p. 693-702.

BIERING-SÖRENSEN F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 1984, 9, p. 106-119.

BIGLAND-RITCHIE B., CAFARELLI E., VOLLESTAD N.K. Fatigue of submaximal static contractions. *Acta Physiol. Scand. Suppl.*, 1986, 556, p. 137-148.

BILLETER R., OETLIKER H., HOPPELER H. Structural basis of muscle performance. *Adv. Vet. Sci. Comp. Med.*, 1994, 38A, p. 57-124.

BJÖRKSTÉN M., JONSSON B. Endurance limit of force in long-term intermittent static contractions. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*, March 1977, vol. 3, n°1, p. 23-27.

BLACKWELL J.R., KORNTATZ K.W., HEATH E.M. Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis. *Appl. Ergon.*, 1999, vol. 30, n°5, p. 401-405.

BONDE-PETERSEN F., MORK A.L., NIELSEN E. Local muscle blood flow and sustained contractions of human arm and back muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 1975, 34, p. 43-50.

BORG-STEIN J., DUCAN S., GRUBER J. Musculoskeletal aspects of pregnancy. *Am. J. Med. Rehabil.*, 2005, vol. 84, n°3, p. 180-192.

BOUISSET S., MATON B. Muscles, posture et mouvement, bases et applications de la méthode électromyographique. *Hermann, éditeurs des Sciences et Des arts* (1995).

BOURGUIGNON A., MARTY R., SCHERRER J. Muscular effort & fatigue. II. Dynamographic data recorded in man. *J. Physiol.*, 1959, vol. 51, n°1, p. 93-110.

BRERETON L.C., MCGILL S.M. Frequency response of spine extensors during rapid isometric contractions: Effects of muscle length and tension. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 1998, 8, p. 227-232.

BROUWER B., SALE M.V., NORDSTROM M.A. Asymmetry of motor cortex excitability during a simple motor task: relationships with handedness and manual performance. *Exp. Brain Res.*, 2001, vol. 138, n°4, p. 467-476.

BULLOCK J.E., JULL G.A., BULLOCK M.I. The relationship of low back pain to postural changes during pregnancy. *Austr. J. Physiother.*, 1987, 33, p. 10-17.

BULLOCK J.E., GWENDOLEN A.J., BULLOCK M.I. The relationship of low back pain to postural changes during pregnancy. *Australian Journal of Physiotherapy*, 1987, 33, p. 10-17.

BURDEN A., BARTLETT R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering & Physics*, 1999, 21, p. 247-257.

BUTLER D.L., GROOM E.S., NOYES F.R., ZERNICKE R.F. Biomechanics of ligaments and tendons. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, 1978, 6, p. 125-181.

CAIL F., APTEL M. Biomechanical stresses in computer-aided design and data entry. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics (JOSE)*, 2003, vol. 9, n°3, p. 235-255.

CALGUNERI M., BIRD H.A., WRIGHT V. Changes in joint laxity occurring during pregnancy. *Annals of the rheumatic diseases*, 1982, 41, p. 126-128.

CALMELS P., ABEILLON G. Bilan isocinétique du coude et du poignet. In : Isocinétisme et médecine de rééducation. 2nd éd. Paris : Masson 1991, p. 66-74.

CANNON S.C., ZAHALAK G.I. The mechanical behavior of active human skeletal muscle in small oscillations. *J. Biomech.*, 1982, vol. 15, n°2, p. 111-121.

CARTER C., WILKINSON J. Persistent joint laxity and congenital dislocation of the hip. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 1964, 46, p. 40-45.

CAVAGNA G.A., CITTERIO G., JACINI P. Effects of speed and extent of stretching on the elastic properties of active frog muscle. *J. Exp. Biol.*, 1981, 91, p. 131-143.

CHANTERAINE A., ZILTENER J.L. Les lombalgies au cours de la grossesse : étiopathologie. *Grossesse et Appareil locomoteur* / ed. par SIMON L, Paris : Masson, 1998, p. 33-36 (Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique).

CHARLTON W.P., COSLETT-CHARLTON L.M., CICCOTTI M.G. Correlation of estradiol in pregnancy and anterior cruciate ligament laxity. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 2001, 387, p. 165-170.

CHIN E.R., ALLEN D.G. Effects of reduced muscle glycogen concentration on force, Ca²⁺ release and contractile protein function in intact mouse skeletal muscle. *J. Physiol.*, 1997, vol. 498, n°1, p. 17-29.

CHILD A.H. Joint hypermobility syndrome: inherited disorder of collagen synthesis. *J. Rheumatol.* 1986 Apr, vol. 13, n°2, p. 239-43.

CHOLEWICKI J., PANJABI M.M., KHATCHATRYAN A. Stabilizing function of trunk flexor/extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 1997, 22, p. 2207-2212.

CHOLEWICKI J., VANVLIET J.J.T. Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, 2002, vol. 17, n°2, p. 99-105.

CHOW R.S., MEDRI M.K., MARTIN D.C., LEEKAM R.N., AGUR A.M., MCKEE N.H. Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: gender variability. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 2000, vol. 82, n°3, p. 236-244.

CLARK B.C., MANINI T.M., PLOUTZ-SNYDER L.L. Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. *Spine*, 2003, vol. 28, n°3, p. 282-287.

CLARKE M.T., LYALL H.A., GRANT J.W., MATTHEWSON M.H. The histopathology of de Quervain's disease. *J. Hand Surg. [Br]*, December 1998, vol. 23, n°6, p. 732-734.

CLARKE D.H. Sex differences in strength and fatigability. *Res. Quart.*, 1986, vol. 57, n°2, p. 144-149.

CLAUDON L., CNOCKAERT J.C. 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*, 1994, p. 140-148.

COLLOCA C.J., HINRICHS R.N. The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *J. Manipulative Physiol. Ther.*, 2005 Oct, vol. 28, n°8, p. 623-31.

COOPER R.G., STOKES M.J. Load-induced inflexion of the surface electromyographic signal during isometric fatiguing activity of normal human paraspinal muscle. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, April-May 1994, vol. 34, n°3, p. 177-184.

CORNU C., GOUBEL F. Musculo-tendinous and joint elastic characteristics during elbow flexion in children. *Clin. Biomech.*, 2001, vol. 16, n°9, p. 758-764.

CORNU C., MAIETTI O., LEDOUX I. Muscle elastic properties during wrist flexion and extension in healthy sedentary subjects and volley-ball players. *Int. J. Sports Med.*, 2003, vol. 24, n°4, p. 277-284.

CROCK H.V. Normal and pathological anatomy of the lumbar spinal nerve root canals. *J. Bone Joint Surg.*, 1981, 63B, p. 487-490.

CUNNINGHAM F., GARY W. Obstetrics, 19th Edition, Appleton & Lange, Norwall, 1993, 240 p.

CURRIER D.P. Elements of research in physical therapy. 3rd ed., Williams and Wilkins, Baltimore, 1990.

DANIELS W.W. Maternity rights: The experience of women (Report n°588), Policy Studies Institut (1980). *In* NICHOLLS J.A., GRIEVE D.W., 1992.

DANTAS R. Protocole d'évaluation de la fatigue musculaire au cours de la grossesse. Th. : Génie Biomédical : Compiègne : 2004, 150 p.

DAVIDSON P.F. The contribution of labile cross-links to the tensile behaviour of tendons. *Connect. Tissue Res.*, 1989, 18, p. 293-305.

DE KROM M.C., KNIPSCHILD P.G., KESTER A.D., THIJIS C.T., BOEKKOI P.F., SPAANS F. Carpal tunnel syndrome: prevalence in the general population. *J. Clin. Epidemiol.*, 1992, 45, p. 373-376.

DE KROM M.C., KESTER A.D.M., KNIPSCHILD P.G., SPAANS F. Risk factors for carpal tunnel syndrome. *American Journal of Epidemiology*, 1997, 132, p. 1102-1110.

DE LUCA C.J. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve.*, February 1993, vol. 16, n°2, p. 210-216.

DE LUCA C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. *J. Appl. Biomechanics*, 1997, 13, p. 135-163.

DEDERING A., NEMETH G., HARMS-RINGDAHL K. Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, 1999, vol. 14, n°2, p. 103-111.

DEDERING A., ROOS A.F., HJELMSATER M., ELFVING B., HARMS-RINGDAHL K., NEMETH G. Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2000, vol. 10, n°3, p. 151-158.

DEFOA J.L., FORREST W., BIEDERMANN H.J. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference line, *J. Anat.*, 1989, 163, p. 243-247.

DEQUEKER J., FERIN J. Soft-tissue measurements at the index finger in postmenopausal women on long-term oestrogen treatment. *Maturitas.*, July 1980, vol. 2, n°2, p. 125-129.

DOLAN P., ADAMS M.A. The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *J. Biomech.*, 1993, vol. 26, n°4-5, p. 513-522.

DUCHENE J., GOUBEL F. Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 1993, vol. 21, n°4, p. 313-397.

DUMAS G.A., REID J.G. Laxity of knee cruciate ligaments during pregnancy. *J Orthop Sports Phys. Ther.*, July 1997, vol. 26, n°1, p. 2-6.

EBENBICHLER G.R., ODDSSON L.I., KOLLMITZER J., ERIM Z. Sensorymotor control of the lower back: implications for rehabilitation, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 2001, vol. 33, n°11, p. 1889-898.

EDDIE L.W., SUTTON B., FITZGERALD S., BELL R.J., JOHNSTON P.D., TREGGAR G.W. Relaxin in paired samples of serum and milk from women after term and preterm delivery. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 1989, vol. 161, n°4, p. 970-973.

EDWARDS R.H. Hypotheses of peripheral and central mechanisms underlying occupational muscle pain and injury. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 1988, vol. 57, n°3, p. 275-281.

ELAYOUBI S.E. Réalisation d'une interface d'acquisition et de traitement de signaux. Application à l'étude électromyographique des maux de dos chez la femme enceinte. Elimination de l'ECG par filtrage adaptatif - 75 p. Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme d'ingénieur : électricité, électronique : Compiègne : 2000.

ELFVING B., NÉMETH G., ARVIDSSON I., LAMONTAGNE M. Reliability of EMG spectral parameters in repeated measurements of back muscle fatigue. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 1999, 9, p. 235-243.

ELFVING B., NÉMETH G., ARVIDSSON I. Back muscle fatigue in healthy men and women studied by electromyography spectral parameters and subjective ratings. *Scand. J. Rehabil. Med.*, 2000, vol. 32, n°3, p. 117-123.

ELFVING B., BJORNHOLM B., EBERT B., KNUDSEN G.M. Binding characteristics of selective serotonin reuptake inhibitors with relation to emission tomography studies. *Synapse*, 2001, vol. 41, n°3, p. 203-211.

ELFVING B., DEDERING A., NÉMETH G. Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble--electromyography and health-related factors. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, 2003, vol. 18, n°7, p. 619-630.

ENOKA R.M., STUART D.G. Neurobiology of muscle fatigue, *J. Appl. Physiol.*, 1992, vol. 72, n°5, p. 1631-1648.

EOGAN M., O'BRIEN C., CAROLAN D., FYNES M., O'HERLIHY C. Median and ulnar nerve conduction in pregnancy. *Int. J. Gynaecol. Obstet.*, December 2004, vol. 87, n°3, p. 233-236.

EPAS, Missoc, commission européenne, 2002.

ESSENDROP M., SCHIBYE B., HANSEN K. Reliability of isometric muscle strength tests for the trunk, hands and shoulders. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2001, vol. 28, n°6, p. 379-387.

ESSEN-GUSTAVSSON B., BORGES O. Histochemical and metabolic characteristics of human skeletal muscle in relation to age. *Acta Physiol. Scand.*, January 1986, vol. 126, n°1, p. 107-114.

FAHRNI W.H. Conservative treatment of lumbar disc degeneration: our primary responsibility. *Orthop. Clin. North. Am.*, January 1975, vol. 6, n°1, p. 93-103.

FAIRBANKS J.C.T., COUPER J., DAVIES J.B., O'BRIAN J.P. The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy*, 1980, 66, p. 271-273.

FALLENTIN N., JORGENSEN K., SIMONSEN E.B. Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 1993, vol. 67, n°4, p. 335-341.

FARINA D., GAZZONI M., MERLETTI R. Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, August 2003, vol. 13, n°4, p. 319-332.

FAST A., HERTZ G. Nocturnal low back pain in pregnancy: polysomnographic correlates. *Am. J. Reprod. Immunol.*, 1992, vol. 28, n°3-4, p. 251-253.

FAST A., SHAPIRO D., DUCOMMUN J., FRIEDMANN L.W., BOUKLAS T., YIZHAR F. Low-back pain in pregnancy. *Spine*, 1987, 12, p. 368-371.

FAUCETT J., REMPEL D. Musculoskeletal symptoms related to video display terminal use: an analysis of objective and subjective exposure estimates. *AAOHN J.*, 1996, vol. 44, n°1, p. 33-39.

FAUCETT J., REMPEL D. VDT-related musculoskeletal symptoms: interaction between work posture and psychosocial work factors. *Am. J. Ind. Med.*, 1994, 26, p. 597-612.

FERNSTROM E., ERICSON M.O., MALKER H. Electromyographic activity during typewriter and keyboard use. *Ergonomics*, March 1994, vol. 37, n°3, p. 477-484.

FLOYD W.F., SILVER P.H.S. Function of erector spinae in flexion of the trunk. *Lancet.*, 1951, 1, p. 133-134.

FRANK C.B., HART D.A., SHRIVE N.G. Molecular biology and biomechanics of normal and healing ligaments--a review. *Osteoarthritis Cartilage*, January 1999, vol. 7, n°1, p. 130-140.

FRANKLIN M.E., CONNER-KERR T. An analysis of posture and back pain in the first and third trimesters of pregnancy. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, September 1998, vol. 28, n°3, p. 133-138.

FRANZBLAU A., ROCK C.L., WERNER R.A., ALBERS J.W., KELLY M.P., JOHNSTON E.C. The relationship of vitamin B6 status to median nerve function and carpal tunnel syndrome among active industrial workers. *J. Occup. Environ. Med.*, 1996, vol. 38, n°5, p. 485-491.

FULCO C.S., ROCK P.B., MURA S.R., LAMMI E., CYMERMAN A., BUTTERFIELD G., MOORE L.G., BRAUN B., LEWIS S.F. Slower fatigue and faster recovery of the adductor pollicis muscle in women matched for strength with men. *Acta Physiol. Scand.*, 1999, vol. 167, n°3, p. 233-239.

GARDNER-MORSE M.G., STOKES I.A. Trunk stiffness increases with steady-state effort. *J. Biomech.*, April 2001, vol. 34, n°4, p. 457-463.

GAUCHER D. Le maternage mal salarié : la division sexuelle du travail en milieu hospitalier. *Les presses de l'université de Montréal*, Montréal (1983). In: Messing K. La pertinence de tenir compte du sexe des "opérateurs" dans les études ergonomiques : Bilan de recherches. Pistes, vol. 1, n°1, 1999.

GEISSER S., GRENNHOUSE S.W. An extension of Bor's results on the use of the F distribution in multivariate analysis. *Annals of mathematics statistics.*, 1958, 29, p. 885-891.

GERARD M.J., ARMSTRONG T.J., FRANZBLAU A., MARTIN B.J., REMPEL D.M. The effects of keyswitch stiffness on typing force, finger electromyography, and subjective discomfort. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, November-December 1999, vol. 60, n°6, p. 762-769.

GERR F., LETZ R., LANDRIGAN P.J. Upper-extremity musculoskeletal disorders of occupational origin. *Ann. Rev. Publ. Health*, 1991, 12, p. 543-566.

GIAMPAOLI S., FERRUCCI L., CECCHI F., LO NOCE C., POCE A., DIMA F., SANTAQUILANI A., VESCIO MF., MENOTTI A. Hand-grip strength predicts incident disability in non-disabled older men. *Age Ageing.*, 1999, vol. 28, n°3, p. 283-288.

GILES L.G.F., SINGER K.P. In the clinical anatomy and management of back pain series. Butterworth Heinemann, vol. 1, 1997.

GOLDSTEIN S.A., ARMSTRONG T.J., CHAFFIN D.B., MATTHEWS L.S. Analysis of cumulative strain in tendons and tendon sheaths. *J. Biomech.*, 1987, vol. 20, n°1, p.1-6.

GOUBEL F., LENSEL-CORBEIL G. *Biomécanique : éléments de mécanique musculaire*. Masson, 2003, 158 p.

GOUBEL F., MARINI J.F. Fibre type transition and stiffness modification of soleus muscle of trained rats. *Pflügers Arch.*, 1987, 410, p. 321-325.

GOUBEL F., PERTUZON E. Evaluation of the elasticity of muscle in situ by the quick-release method. *Arch. Int. Physiol. Biochim.*, October 1973, vol. 81, n°4, p. 697-707.

GRANATA K.P., MARRAS W.S. The influence of trunk muscle coactivity on dynamic spinal loads. *Spine*. April 1995, vol. 20, n°8, p. 913-919.

GRANATA K.P., ORISHIMO K.F. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *J. Biomech.*, 2001, 34, p. 1117-1123.

GRANDJEAN E., HUNTING W., NISHIYAMA K. Preferred V.D.T workstation settings, body posture and physical impairments. *Appl. Ergon.*, June 1984, vol. 15, n°2, p. 99-104.

GRANDJEAN E., HUNTING W., PIDERMANN M. V.D.T. workstation design: preferred settings and their effects. *Hum. Factors*, April 1983, vol. 25, n°2, p. 161-175.

GRAVEL D., GAGNON M., PLAMONDON A., DESJARDINS P. Development and application of predictive equations of maximal static moments generated by the trunk musculature. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, July 1997, vol. 12, n°5, p. 314-324.

HAGBERG M. The amplitude distribution of surface EMG in static and intermittent static muscular performance. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup Physiol.*, March 1979, vol. 40, n°4, p. 265-272.

HÄGG G.M., LUTTMANN A., JÄGER M. Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics. *J. Electrophysiol. Kinesiology*, 2000, 10, p. 301-312.

HANSEN A., JENSEN D.V., WORMLEY M., MINCK H., JOHANSEN S., LARSEN E.C., JENSEN C., DAVIDSEN M., HANSEN T.M. Symptom-giving pelvic girdle relaxation in pregnancy. II: Symptoms and clinical signs. *Acta Obstet Gynecol Scand.*, 1999, 78, p. 111-115. in Timsit MA. *Grossesse et douleurs rhumatologiques lombaires basses et de la ceinture pelvienne. Gynécologie Obstétrique et Fertilité*, 2004, 32, p. 420-426.

HANSON J., HUXLEY H.E. Quantitative studies on the structure of cross-striated myofibrils. II. Investigations by biochemical techniques. *Biochim. Biophys. Acta*, 1957, vol. 23, n°2, p. 250-260.

HARREBY M., KJER J., HESSELLS G., NEERGAARD K. Epidemiological aspects and risk factors for low back pain in 38 year-old men and women. A 25-year prospective cohort study of 640 school children. *Euro. Spine J.*, 1996, 5, p. 312-318.

HART D.A., ARCHAMBAULT J.M., KYDD A., RENO C., FRANK C.B., HERZOG W. Gender and neurogenic variables in tendon biology and repetitive motion disorders. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, June 1998, 351, p. 44-56.

HECKMAN J.D., SASSARD R. Musculoskeletal considerations in pregnancy. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 1994, vol. 76, n°11, p. 1720-1730.

HILL A.V. The heat of shortening and the dynamic constant of muscle. *Proc. Roy. Soc.*, 1938, B.126, p. 136-195.

HODGES P.W., RICHARDSON C.A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 1996, vol. 21, n°22, p. 2640-2650.

HODGES P.W., MOSELEY G.L. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2003, 13, p. 361-370.

HOFF C. Maternal HLA antigens and pregnancy outcome revisited. *Am. J. Reprod. Immunol.*, February 1997, vol. 37, n°2, p. 213-214.

HOUGHTON P. The bony imprint of pregnancy. *Bull. N Y Acad. Med.*, 1975, 51, p. 655-661.

HOWELL J.N., CHLEBOUN G., CONATSER R. Muscle stiffness, strength loss, swelling and soreness following exercise-induced injury in humans. *J. Physiol.*, May 1993, 464, p. 183-196.

HUMMEL P. Changes in posture during pregnancy [dissertation]. Amsterdam: Vrije University, 1987. In : *Paul et coll.*, 1996.

HUNTING W., LAUBLI T., GRANDJEAN E. Postural and visual loads at VDT workplaces. I. Constrained postures. *Ergonomics*, December 1981, vol. 24, n°12, p. 917-931.

HUXLEY A.F., SIMMONS R.M. Proposed mechanism of force generation in striated muscle. *Nature*, October 1971, vol. 233, n°5321, p. 533-538.

IDELMAN S., VERDETTI J. Endocrinologie et communication cellulaire. EDP Sciences, 2000, 584 p. (Collection Grenoble sciences).

INDAHL A., HALDORSEN E.H., HOLM S., REIKERAS O., URSIN H. Five-year follow-up study of a controlled clinical trial using light mobilization and an informative approach to low back pain. *Spine.*, December 1998, vol. 23, n°23, p. 2625-2630.

INRS. Salariées en état de grossesse. Aide-mémoire TJ 14. Ed INRS. 3^{ème} édition. 2001.

INSEE. Enquête sur l'emploi 2004. Le chômage augmente légèrement malgré la reprise de l'emploi. Ketty Attal-Toubert, Alice Derosier, division Emploi. n°1009, mars 2005.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO), NF EN ISO 9241-5 (1999): Ergonomics requirements for office work with visual display terminals (VDTs) - Part. 5: workstation layout and postural requirement.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO), NF EN ISO 9241-6 (2000): Ergonomics requirements for office work with visual display terminals (VDTs) - Part. 6: guidance on the work environment.

JARVINEN T.A., JOZSA L., KANNUS P., JARVINEN T.L., JARVINEN M. Organization and distribution of intramuscular connective tissue in normal and immobilized skeletal muscles. An immunohistochemical polarization and scanning electron microscopic study. *J. Muscle Res. Cell. Motil.*, 2002, vol. 23, n°3, p. 245-254.

JENSEN R.K., DOUCET S., TREITZ T. Changes in segment mass and mass distribution during pregnancy. *Journal of Biomechanics*, 1996, vol. 29, n°2, p. 251-256.

JOHNSON E.W. The failed back syndrome (a misnomer?). *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, June 1991, vol. 70, n°3, p. 117.

JOHNSON P.W., JONSSON P., HAGBERG M. Comparison of measurement accuracy between two wrist goniometer systems during pronation and supination. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2002, vol. 12, n°5, p. 413-420.

JONES D.A., NEWHAM D.J., CLARKSON P.M. Skeletal muscle stiffness and pain following eccentric exercise of the elbow flexors. *Pain*, 1987, vol. 30, n°2, p. 233-242.

JONSSON B. Measurement and evaluation of local muscular strain in the shoulder during constrained work. *Journal of Human Ergology*, 1982, vol. 11, n°1, p. 73-88.

JONSSON B. The static load component in muscle work. *European Journal of Applied Physiology*, 1988, vol. 57, n°3, p. 305-310.

JORGENSEN K., NICHOLAISEN T., KATO M. Muscle fiber distribution, capillary density, and enzymatic activities in the lumbar paravertebral muscles of young men. Significance for isometric endurance. *Spine*, September 1993, vol. 18, n°11, p. 1439-1450.

JORGENSEN K., NICOLAISEN T. Two methods for determining trunk extensor endurance. A comparative study. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 1986, 55, p. 639-644.

JORGENSEN M.J., RILEY M.W., COCHRAN D.J., BISCHU R.R. Maximum forces in simulated meat cutting tasks. *Proceedings of the Human Factors society 33rd Annual Meeting*, 1989, 1, p. 641-645.

KAMINA P., RIDEAU Y. Myologie des membres, bilans musculaires. 2^{ème} Ed. Maloin, 1997, 3, p. 63-71.

KANKAANPÄÄ M., TAIMELA S., LAAKSONEN D., HANNINEN O., AIRAKSINEN O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1998, 79, p. 412-417.

KAPANDJI I.A. *Physiologie articulaire : schémas commentés de mécanique humaine. Fascicule III, tronc et rachis.* 5^{ème} ed. Paris : Maloine, 2000, 255 p.

KARLSSON R., EDEN S., VON SCHOULTZ B. Altered growth hormone secretion during oral contraception. *Gynecol. Obstet. Invest.*, 1990, 30, p. 234-238.

KAŠTELIĆ J., GALESKI A., BEAR E. The multicomposite structure of tendon. *Conn. Tiss. Res.*, 1978, 6, p. 11-23.

KELLER T.S., ROY A.L. Posture-dependent isometric trunk extension and flexion strength in normal male and female subjects. *J. Spinal. Disord. Tech.*, August 2002, vol. 15, n°4, p. 312-318.

KENDALL F.P., KANDALL-MCCREARY E., PROVENANCE P.G. Les muscles. Bilan et étude fonctionnels, anomalies et douleurs posturales. 4^{ème} édition, Editions Pradel, 2001.

KJAER M. Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiol. Rev.*, Apr 2004, vol. 84, n°2, p. 649-98.

KIVI P. Rheumatic disorders of the upper limbs associated with repetitive occupational tasks in Finland in 1975-1979. *Scand. J. Rheumatol.*, 1984, vol. 13, n°2, 101-107.

KOMI P.V., BOSCO C. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med. Sci. Sports.*, Winter 1978, vol. 10, n°4, p. 261-265.

KONRAD P., SCHMITZ K., DENNER A. Neuromuscular Evaluation of Trunk-Training Exercises. *J. Athl. Train.*, June 2001, vol. 36, n°2, p. 109-118.

KRISTIANSSON P., NILSSON-WIKMAR L., VON SCHOULTZ B., SVARDSUDD K., WRAMSBY H. Back pain in in-vitro fertilized and spontaneous pregnancies. *Human Reproduction*, 1998, vol. 13, n° 11, p. 3233-3238.

KRISTIANSSON P., SVÄRDSUDD K., VON SCHOULTZ B. Serum relaxin, symphyseal pain, and back pain during pregnancy. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 1996, 175, p. 1342-1347.

KUBO K., KAWAKAMI Y., FUKUNAGA T. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J. Appl. Physiol.*, December 1999, vol. 87, n°6, p. 2090-2096.

KUMAR S., MITAL A. Electromyography in ergonomics. Taylors and Francis, London, 1996, 312 p.

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*, 1991, 17, p. 32-37.

LAMBERTZ D., MORA I., GROSSET JF., PÉROT C. Evaluation of musculotendinous stiffness in prepubertal children and adults, taking into account muscle activity. *J. Appl. Physiol.*, July 2003, vol. 95, n°1, p. 64-72.

LAMONTAGNE A., MALOUIN F., RICHARDS C.L., DUMAS F. Impaired viscoelastic behaviour of spastic plantaflexors during passive stretch at different velocities. *Clin. Biomechanics*, 1997, 12, p. 508-515.

LANSAC J., BERGER C., MAGNIN G. Obstétrique, Ed. Masson, 3^{ème} édition, 2000, p 10.

LARIVIÈRE C., GRAVEL D., ARSENAULT A.B., GAGNON D., LOISEL P. Muscle recovery from a short fatigue test and consequence on the reliability of EMG indices of fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 2003, 89, p. 171-176.

LARSEN E.C., WILKEN-JENSEN C., HANSEN A., JENSEN D.V., JOHANSEN S., MINCK H., WORMLEV M., DAVIDSEN M., HANSEN T.M. Symptom-giving pelvic girdle relaxation in pregnancy. I: Prevalence and risk factors. *Acta Obstet. Gynecol. Scand.*, 1999, 78, p. 105-110.

LIU S.H., AL-SHAIKH R., LANE J.M. The oestrogen-collagen interaction in the ACL: a potential explanation for female athletic injury. American Orthopaedic Society for Sports Medicine 22nd Annual Meeting, Lake Buena Vista, FL, June 16-20, 1996.

LOWNDES K., AMANO A., YAMAMOTO SY., BRYANT-GREENWOOD GD. The human relaxin receptor (LGR7): Expression in the fetal membranes and placenta. Placenta (2005), *article sous presse*.

MACEVILLY M., BUGGY D. Back pain and pregnancy. *Pain*, 1996, 64, p. 405-414.

MACFAYDEN I.F. Maternal aspects of pregnancy. In: Tumbull and Chamberlain (Eds.), Obstetrics, Chnrchill-Livingstone, Edinburgh, 1989, p. 151-172.

MACKINNON S.E., NOVAK C.B. Clinical commentary: pathogenesis of cumulative trauma disorder. *J. Hand Surg. [Am]*, September 1994, vol. 19, n° 5, p. 873-883.

MACLENNAN A.H., NICOLSON R., GREEN R.C., BATH M. Serum relaxin and pelvic pain of pregnancy. *Lancet.*, 1986, vol. 2, n°8501, p. 243-245.

MAGNUSSON S.P., AAGARD P., SIMONSEN E., BOISJEN-MOLLER F. A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *Int. J. Sports. Med.*, 1998, 19, p. 310-316.

MAINAR A. Caractérisation des propriétés viscoélastiques des muscles humains in-situ par des méthodes vibratoires. DEA en Génie Biomédical : Compiègne : France : 1993.

MAINAR A. Développement d'un ergomètre cheville. Application de l'évolution des propriétés mécaniques du muscle humain soumis à un vol spatial. Th. : Génie Biomédical : Compiègne, France : 1996.

MALCHAIRE J., COCK N., VERGRACHT S. Review of the factors associated with musculoskeletal problems in epidemiological studies. *Int. Arch. Occup. Environ. Health*, March 2001, vol. 74, n°2, p. 79-90.

MANNION A.F. Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 1999, 9, p. 363-377.

MANNION A.F., KASER L., WEBER E., RHYNER A., DVORAK J., MUNTENER M. Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients. *Eur. Spine J.*, August 2000, vol. 9, n°4, p. 273-281.

MANNION A.F., DOLAN P. The effects of muscle length and force output on the EMG power spectrum of the erector spinae. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 1996, 6, p. 159-168.

MANTLE M.J., GREWOOD R.M., Currey H.L.F. Backache in pregnancy. *Rheumatol. and Rehab.*, 1977, 16, p. 95-99.

MARES P., ROUSSEAU O., HOFFET M. Femme enceinte et pathologies ostéo-articulaires, de la biomécanique aux symptômes in Grossesse et appareil locomoteur, Hérisson Ch et Lopez S, ed. Masson, 1998.

MARIEB E.N. Anatomie et physiologie humaines. 2^{ème} édition, Saint-Laurent : DeBoeck Université, 1993, 1, 1014 p.

MARNACH M.L., RAMIN K.D., RAMSEY P.S., SONG S.W., STENSLAND J.J., AN K.N. Characterization of the relationship between joint laxity and maternal hormones in pregnancy. *Obstet. Gynecol.*, February 2003, vol. 101, n°2, p. 331-335.

MARQUE C., BISCH C., DANTAS R., ELAYOUBI S., BROSSE V., PÉROT C. Adaptive filtering for ECG rejection from surface EMG recordings. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, June 2005, vol. 15, n°3, p. 310-315.

MARRAS W.S., DAVIS K.G. A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: Part 1. Method development. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2001, 11, p. 1-9.

MARRAS W.S., SCHOENMARKLIN R.W. Wrist motions in industry. *Ergonomics*, 1993, vol. 36, n°4, p. 341-351.

MASSEY E.W. Carpal tunnel syndrome in pregnancy. *Obstet. Gynecol. Surv.*, 1978, vol. 33, n°3, p. 145-148.

MASTEN W.Y., SMITH J.L. Reaction time and strength in pregnant and nonpregnant employed women. *J. Occup. Med.*, 1988, 30, p. 451-456.

MATIAS A.C., SALVENDY G., KUCZEK T. Predictive models of carpal tunnel syndrome causation among VDT operators. *Ergonomics*, 1998, 41, p. 213-226.

MATON B., GAMET D. The fatigability of two agonistic muscles in human isometric voluntary submaximal contraction: an EMG study. II. Motor unit firing rate and recruitment. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 1989, vol. 58, n°4, p. 369-374.

MAYER T.G., KONDRASKE G., MOONEY V., CARMICHAEL T.W., BUTSCH R. Lumbar myoelectric spectral analysis for endurance assessment. A comparison of normals with deconditioned patients. *Spine*, September 1989, vol. 14, n°9, p. 986-991.

MCATAMNEY L., CORLETT E. RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Appl. Ergon.*, April 1993, vol. 24, n°2, p. 91-99.

MCGILL S.M., HUGHSON R.L., PARKS K. Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, December 2000, vol. 15, n°10, p. 777-780.

MCGILL S.M. A biomechanical perspective of sacro-iliac pain. *Clinical Biomechanics*, 1987, 2, p. 145-151.

MCHUGH M.P., KREMENIC I.J., FOX M.B., GLEIM G.W. The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. *Med. Sci. Sports Exerc.*, June 1998, vol. 30, n°6, p. 928-932.

MELVIN J.L., BURNETT C.N., JOHNSON E.W. Median nerve conduction in pregnancy. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, February 1969, vol. 50, n°2, p. 75-80.

MERGER R., LÉVY J., MELCHIOR J. Précis d'obstétrique. Paris : Ed. Masson, 1996.

MERLETTI R., SABBAHI M.A., DE LUCA C.J. Median frequency of the myoelectric signal. Effects of muscle ischemia and cooling. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 1984, vol. 52, n°3, p. 258-265.

MEYER J.P., DURHAM J.R., SCHWARCZ T.H., SAWCHUK A.P., SCHULER J.J. The use of sartorius muscle rotation-transfer in the management of wound complications after infra inguinal vein bypass: a report of eight cases and description of the technique. *J. Vasc. Surg.*, May 1989, vol. 9, n°5, p. 731-735.

MEYER J.P., FLENGHI D., TURPIN-LEGENDRE E. Force maximale de préhension - Intérêts, méthode de recueil et valeurs de référence. *Arch. Mal. Prof.*, 2001, vol. 62, n°6, p. 496-476.

MITCHELL T.W., RIGBY B.J. In vivo and in vitro aging of collagen examined using an isometric melting technique. *Biochim. Biophys. Acta.*, June 1975, vol. 393, n°2, p. 531-541.

MOTMANS R., CERIEZ E. DINBELG, 2005. Groupe d'ergonomies. Katholieke Hogeschool Limburg, Genk®, 2005. Disponible sur : www.khilm.be/~motmans/18-65%20ans%20femmes.htm [consultation mars 2006].

MOONEY V., GULICK J., PERLMAN M., LEVY D., POZOS R., LEGGETT S., RESNICK D. Relationships between myoelectric activity, strength, and MRI of lumbar extensor muscles in back pain patients and normal subjects. *J. Spinal Disord.*, August 1997, vol. 10, n°4, p. 348-356.

MOORE A., WELLS R., RANNEY D. Quantifying exposure in occupational manual tasks with cumulative trauma disorder potential. *Ergonomics*, 1991, vol. 34, n°12, p. 1433-1453.

MOORE J.S. Biomechanical models for the pathogenesis of specific distal upper extremity disorders. *Am. J. Ind. Med.*, May 2002, vol. 41, n°5, p. 353-369.

MOORE K., DUMAS G.A., REID J.D. Postural changes associated with pregnancy and their relationship. *J. Clinical. Biomechanics*, 1990, 5, p. 169-174.

MOREAU C.E., GREEN B.N., JOHNSON C.D., MOREAU S.R. Isometric back extension endurance tests: a review of the literature. *J. Manipulative Physiol. Ther.*, February 2001, vol. 24, n°2, p. 110-122.

MORITANI T., DEVRIES H.A. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am. J. Phys. Med.*, 1979, vol. 58, n°3, p. 115-130.

MURPHY P.G., HART D.A. Plasminogen activators and plasminogen activator inhibitors in connective tissues and connective tissue cells: influence of the neuropeptide substance P on expression. *Biochim. Biophys. Acta.*, 1993, vol. 1182, n°2, p. 205-214.

NAKAMURA M., HIKIDA M., NAKANO T., ITO S., HAMANO T., KINOSHITA S. Characterization of water retentive properties of hyaluronan. *Cornea.*, September 1993, vol. 12, n°5, p. 433-436.

NAYLOR K.E., IQBAL P., FLEDELIUS C., FRASER R.B., EASTELL R. The effect of pregnancy on bone density and bone turnover. *J. Bone Miner. Res.*, January 2000, vol. 15, n°1, p. 129-137.

NG J.K.-F., RICHARDSON C.A., KIPPERS V., PARNIANPOUR M. Relationship between muscle fiber composition and functional capacity of back muscles in healthy subjects and patients with back pain. *J. Sports Phys. Ther.*, 1998, 27, p. 389-402.

NG J.K.-F., RICHARDSON C.A., PARNIANPOUR M., KIPPERS V. Fatigue-related changes in torque output and electromyographic parameters of trunk muscles during isometric axial rotation exertion: an investigation in patients with back pain and in healthy subjects. *Spine*, 2002, vol. 27, n°6, p. 637-646.

NICHOLLS J.A., GRIEVE D.W. Posture, performance and discomfort in pregnancy. *Appl. Ergon.*, April 1992, vol. 23, n°2, p. 128-132.

NORDIN M., FRANKEL V.H. Biomechanics of collagenous tissue. In: basic biomechanics of skeletal system, Ed. By Nordin M, Frankel VH, Lea and Febiger, Philadelphia, 1980, p. 87-110.

NOREN L., ÖSTGAARD S., NIELSEN T., ÖSTGAARD H.C. Reduction of sick leave for lumbago back and posterior pelvis pain in pregnancy. *Spine*, 1997, 18, p. 2157-2160.

NORMAN G.R., STREINER D.L., 2000. Biostatistics. The Bare Essentials, second ed., B.C. Decker Inc, Hamilton.

NYGAARD I.E., SALTZMAN C.L., WHITEHOUSE M.B., HANKIN F.M. Hand problems in pregnancy. *Am. Fam. Physician.*, June 1989, vol. 39, n°6, p. 123-126.

OCHALA J., LAMBERTZ D., VAN HOECKE J., POUSSON M. Effect of strength training on musculotendinous stiffness in elderly individuals. *Eur. J. Appl. Physiol.*, May 2005, vol. 94, n°1-2, p. 126-133.

ODDSSON L.I.E., DE LUCA C.J. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *J. Appl. Physiol.*, 2003, 94, p. 1410-1420.

ORTIZ D.J., MARCUS M., GERR F., JONES W., COHEN S. Measurement variability in upper extremity posture among VDT users. *Applied ergonomics*, 1997, vol. 28, n°2, p. 139-143.

ÖSTGAARD H.C., ANDERSSON G.B.J. Postpartum low-back pain. *Spine*, 1992, 17, p. 53-55.

ÖSTGAARD H.C., ANDERSSON G.B.J., SCHULTZ A.B., MILLER J.A.A. Influence of Some Biomechanical Factors on Low-Back Pain in Pregnancy. *Spine*, 1993, 18, p. 61-65.

ÖSTGAARD H.C., ANDERSON G.B.J., KARLSSON K. Prevalence of back-pain in pregnancy. *Spine*, 1991, vol. 16, n°5, p. 549-552.

ÖSTGAARD H.C., ANDERSON G.B.J. Previous back pain and risk of developing back pain in a future pregnancy. *Spine*, 1991, 16, p. 432-436.

ÖSTGAARD H.C., ROOS-HANSON E., ZETHERSTRÖM G. Regression of back and posterior pelvis pain after pregnancy. *Spine*, 1996, 23, p. 2777-2780.

OXLUND H. The influence of a local injection of cortisol on the mechanical properties of tendons and ligaments and the indirect effect on skin. *Acta Orthop. Scand.*, April 1980, vol. 51, n°2, p. 231-238.

PADUA L., APRILE I., CALIANDRO P., CARBONI T., MELONI A., MASSI S., MAZZA O., MONDELLI M., MORINI A., MURASECCO D., ROMANO M., TONALI P. Symptoms and neurophysiological picture of carpal tunnel syndrome in pregnancy. *Clin. Neurophysiol.*, 2001, vol. 112, n°10, p. 1946-1951.

PAN C.S., SCHLEIFER L.M. An exploratory study of the relationship between biomechanical factors and right-arm musculoskeletal discomfort and fatigue in a VDT data-entry task. *Applied Ergonomics*, 1996, vol. 27, n°3, p. 195-200.

PANJABI M.M. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J. Spinal Disord.*, 1992, 5, p. 390-397.

PAPIERNIK-BERKHAUER E. Les douleurs pelviennes d'origine gynécologique. In: de Sèze S, Ryckwaert A, Kahn MF, Kuntz D, Meyer O, Bardin T, Guerin Cl, editors. L'actualité rhumatologique 1972. *Expansion Scientifique Française*, 1972, p. 122-125.

PARKKOLA R., RYTOKOSKI U., KORMANO M. Magnetic resonance maging of the discs and trunk muscles in patients with chronic low ack pain and healthy control subjects. *Spine*, 1993, 18, p. 830-836.

PARRY D.A. The molecular and fibrillar structure of collagen and its relationship to the mechanical properties of connective tissue. *Biophys. Chem.*, February 1988, vol. 29, n°1-2, p. 195-209.

PASCARELLI E.F., KELLA J.J. Soft-tissue injuries related to use of the computer keyboard. A clinical study of 53 severely injured persons. *J. Occup. Med.*, 1993, 35, p. 522-532.

PASCUAL E., GINER V., AROSTEGUI A., CONILL J., RUIZ M.T., PICO A. Higher incidence of carpal tunnel syndrome in oophorectomized women. *Br. J. Rheumatol.*, February 1991, vol. 30, n°1, p. 60-62.

PAUL J.A. Pregnancy and the standing working posture; an ergonomic approach [PhD thesis]. University of Amsterdam, Amsterdam (1993). In: *Paul et coll.*, 1996.

PAUL J.A., SALLE H., FRINGS-DRESEN M.H.W. Effect of posture on hip joint moment during pregnancy, while performing a standing task. *Clinical Biomechanics*, 1996, 11, p. 111-115.

PAUL J.A., FRINGS-DRESEN M.H.W. Standing working posture compared in pregnant and non-pregnant conditions. *Ergonomics*, 1994, vol. 37, n°9, p. 1563-1575.

PEACH J.P., GUNNING J., MCGILL S.M. Reability of spectral parameters Classification of healthy back extensors during submaximum isometric fatiguing contractions and recovery. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 1998, 8, p. 403-410.

PEACH J.P., MCGILL S.M. Classification of low back pain with the use of spectral electromyogram parameters. *Spine*, 1998, 23, p. 1117-1123.

PERTUZON E., COMYN G. Study, on a muscle-movement model, of the form of the control signal of muscles. *J. Physiol. (Paris)*, October 1972, 65 Suppl: 284A.

PICCONE C.M., BRAZEAU G.A., MCCORMICK K.M. Effect of oestrogen on myofibre size and myosin expression in growing rats. *Exp. Physiol.*, January 2005, vol. 90, n°1, p. 87-93.

PICHENE A. Quantification des facteurs de risque biomécaniques du syndrome du canal carpien. *Notes Scientifiques et Techniques, INRS*, NS 0130, 201 pp. (1995).

POLDEN M., MANTLE J. Fisioterapia em ginecologia e obstetrica. Livraria Santos, sao Paulo. In: *DANTAS R.*, 2004.

PROSKE U., MORGAN D.L. Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? *J. Muscle Res. Cell. Motil.*, August 1999, vol. 20, n°5-6, p. 433-442.

PUNNETT L., KEYSERLING W.M. Exposure to ergonomic stressors in the garment industry: application and critique of job-site work analysis methods. *Ergonomics*, July 1987, vol. 30, n°7, p. 1099-1116.

PUTSCHAR W.G.J. The structure of the human symphysis pubis with special consideration of parturition and its sequelae. *Am. J. Phys. Anthropol.*, 1976, 45, p. 589-594.

RANAIVOSOVA A.R. 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, Université de Valenciennes, France*, 1993.

READ H.S., HOOPER G., DAVIE R. Histological appearances in post-partum de Quervain's disease. *J. Hand. Surg. [Br]*, February 2000, vol. 25, n°1, p. 70-72.

REMPEL D., SERINA E., KLINENBERG E. The effect of keyboard keyswitch make force on applied force and finger flexor muscle activity. *Ergonomics*, 1997, vol. 40, n°8, p. 800-808.

RITCHIE J.R. Orthopedic considerations during pregnancy. *Clin. Obstet. Gynecol.*, June 2003, vol. 46, n°2, p. 456-466.

ROMAN D., BUGAJSKA J., KONARSKA M. Characteristic of Muscular Load in Computer Data Entry Workers Assessed by EMG and Postural Angles. *Int. J. Occup. Saf. Ergon.*, 1996, vol. 2, n°2, p. 128-136.

ROTTEN D., VIELH J.P., JOLIVET O., GAUTRAY J.P. Predictive value of the FSH:LH ratio on follicular and luteal phase characteristics of the human menstrual cycle. *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.*, 1985, vol. 28, n°3, p. 229-239 (in Idelman et Verdeti, 2000).

ROY S.H., DE LUCA C.J., CASAVANT D.A. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, 1989, vol. 14, n°9, p. 992-1001.

ROY S.H., DE LUCA C.J., EMLEY M., BUIJS R.J. Spectral electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. *Spine*, 1995, 20, p. 38-48.

SADOYAMA T., MASUDA T., MIYANO H. Optimal conditions for the measurement of muscle fibre conduction velocity using surface electrode arrays. *Med. Biol. Eng. Comput.*, July 1985, vol. 23, n°4, p. 339-342.

SAMUEL C.S., BUTKUS A., COGHLAN J.P., BATEMAN J.F. The effect of relaxin on collagen metabolism in the nonpregnant rat pubic symphysis: the influence of estrogen and progesterone in regulating relaxin activity. *Endocrinology*, September 1996, vol. 137, n°9, p. 3884-3890.

SAUREL-CUBIZOLLES M.J., KAMINSKI M. Pregnant women's working conditions and their changes during pregnancy: a national study in France. *Br. J. Ind. Med.*, 1987, 44, p. 236-243.

SAUTER S., SCHLEIFER L.M., KNUTSON S.J. Work posture, workstation design, and musculoskeletal discomfort in a VDT data entry task. *Human Factors*, 1991, vol. 33, n°2, p. 151-167.

SCHAUBERGER C.W., ROONEY B.L., GOLDSMITH L., SHENTON D., SILVA P.D., SCHAPER A. Peripheral joint laxity increases in pregnancy but does not correlate with serum relaxin levels. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, February 1996, vol. 174, n°2, p. 667-671.

SCHNED E.S. DeQuervain tenosynovitis in pregnant and postpartum women. *Obstet. Gynecol.*, September 1986, vol. 68, n°3, p. 411-414.

SEROR P. Pregnancy-related carpal tunnel syndrome. *J. Hand Surg. [Br]*, February 1998, vol. 23, n°1, p. 98-101.

SEROR P. Carpal tunnel syndrome in pregnancy. *J. Gynecol. Obstet. Biol. Reprod. (Paris)*, 1997, vol. 26, n°2, p. 148-153.

SHERWOOD O.D. Relaxin's physiological roles and other diverse actions. *Endocr. Rev.*, April 2004, vol. 25, n°2, p. 205-234.

SHORTEN R.M. Muscle elasticity and human performance. *Medecine and Sport Science*, vol. 25 / ed. VAN GHELUWE, J. Atha. Basel : Karger : 1987, p. 1-18.

SIHVONEN T., HUTTUNEN M., MAKKONEN M., AIRAKSINEN O. Functional changes in back muscle activity correlate with pain intensity and prediction of low back pain during pregnancy. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, October 1998, vol. 79, n°10, p. 1210-1212.

SILVERSTEIN B.A., FINE L.J., ARMSTRONG T.J. Carpal Tunnel Syndrome: contribution of flexors tendons. *American Journal of Industrial Medicine*, 1987, 99, p. 343-358.

SIMONEAU J.A., BOUCHARD C. Human variation in skeletal muscle fiber-type proportion and enzyme activities. *Am. J. Physiol.*, October 1989, vol. 257, n°4 Pt 1, p. E567-572.

SIMONEAU G.G., MARKLIN R.W., BERMAN J.E. Effect of computer keyboard slope on wrist position and forearm electromyography of typists without musculoskeletal disorders. *Phys. Ther.*, September 2003, vol. 83, n°9, p. 816-830.

SJOGAARD G., SOGAARD K. Muscle injury in repetitive motion disorders. *Clin. Orthop.*, 1998, 351, p. 21-31.

SMITH P., HEIMER G., NORGEN A., ULMSTEN U. Steroid hormone receptors in pelvic muscles and ligaments in women. *Gynecol. Obstet. Invest.*, 1990, 30, p. 27-30.

SNIJDERS J.G., HOEST H.T. Change in form of spine as a consequence of pregnancy. In: Digest of the 11th International Conference on Medical and Biological Engineering, Ottawa, 1976.

SÖLVEBORN S.A., OLERUD C. Radial epicondylalgia (tennis elbow): measurement of range of motion of the wrist and the elbow. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 1996, vol. 23, n°4, p. 251-257.

SOUZA G.M., BAKER L.L., POWERS C.M. Electromyographic activity of selected trunk muscles during dynamic spine stabilization exercises. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, November 2001, vol. 82, n°11, p. 1551-1557.

STÉPHAN E., DELANAUD S., BISCH C., LIBERT J.P., TELLIEZ F. A new, transportable ergometer for the measurement of musculotendinous stiffness during wrist flexion. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2006, Accepté (corrections mineures).

STEPHAN E. *Caractérisation biomécanique du système avant-bras / main : mise en place d'une plate-forme d'exploration fonctionnelle ambulatoire.* Master. : Sciences-Santé, Spécialité : "Systèmes Intégrés : Explorations Fonctionnelles, Physiologie, Physiopathologie" : Amiens : 2005, 60 p.

STETSON D.M., EBERHART R.C., DOBBINS R.W., PUGH W. Medical Practice Support System. A medical practitioner's multimedia workstation. *Proc. Annu. Symp. Comput. Appl. Med. Care*, 1991, p. 932-934.

STOCK S. Workplace ergonomic factors and the development of musculoskeletal disorders of the neck and upper limbs: a meta-analysis. *American Journal of Industrial Medicine*, 1991, 19, p. 87-107.

STOLP-SMITH K.A., PASCOE M.K., OGBURN P.L. Jr. Carpal tunnel syndrome in pregnancy: frequency, severity, and prognosis. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, October 1998, vol. 79, n°10, p. 1285-1287.

STRATFORD P.W. Reliability: consistency or differentiating among subjects? *Phys. Ther.*, 1989, vol. 69, n°4, p. 299-300.

STULEN F.B., DE LUCA C.J. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Trans Biomed. Eng.*, 1981, vol. 28, n°7, p. 515-523.

STURESSON B., UDEN G., UDEN A. Pain pattern in pregnancy and "catching" of the leg in pregnant women with posterior pelvic pain. *Spine*. 1997 Aug 15, vol. 22, n°16, p. 1880-3.

STURESSON B., SELVIK G., UDEN A. Movements of the sacro-iliac joints. A roentgen stereophotogrammetric analysis. *Spine*, 1989, 14, p. 162-165.

SWANSON N.G., GALINSKY T.L., COLE L.L., PAN C.S., SAUTER S.L. The impact of keyboard design on comfort and productivity in a text-entry task. *Applied Ergonomics*, 1997, vol. 28, n°1, p. 9-16.

SWENSSON H.O., ANDERSSON G.J., HAGSTAD A., JANSSON P.O. The relations hip of low back pain to pregnancy and gynecologic factors. *Spine*, 1990, 15, p. 371-375.

SWINKELS A., DOLAN P. Regional assessment of joint position sense in the spine. *Spine*, 1998, vol. 23, n°5, p. 590-597.

SYDSJO G., SYDSJO A. Newly delivered women's evaluation of personal health status and attitudes towards sickness absence and social benefits. *Acta Obstet. Gynecol. Scand.*, February 2002, vol. 81, n°2, p. 104-111.

TAIMELA S., KANKAANPAA M., AIRAKSINEN O. A submaximal back extension endurance test utilising subjective perception of low back fatigue. *Scand. J. Rehabil. Med.*, 1998, vol. 30, n°2, p. 107-112.

- TAIMELA S.** Back pain or back trouble? *Duodecim.*, 1999, vol. 115, n°16, p. 1661-1662.
- THOMPSON C.W.**, FLOYD R.T. Manual of structural kinesiology. St Louis: Mosby, 1994.
- TIMSIT M.A.** Grossesse et douleurs rhumatologiques lombaires basses et de la ceinture pelvienne. *Gynécologie Obstétrique et Fertilité*, 2004, 32, p. 420-426.
- TIPTON C.M.**, VAILAS A.C., MATTHES R.D. Experimental studies on the influences of physical activity on ligaments, tendons and joints: a brief review. *Acta Med Scand Suppl.*, 1986, 711, p. 157-168.
- TORTORA** et GRABOWSKI. Principes d'anatomie et de physiologie. De BOECK Université, 2nd édition, Canada, 1252 p.
- TOURSEL T.**, STEVENS L., MOUNIER Y. Evolution of contractile and elastic properties of rat soleus muscle fibres under unloading conditions. *Exp. Physiol.*, January 1999, vol. 84, n°1, p. 93-107.
- TRAVELL J.**, RINZTER S., HERMAN M. Pain and disability of the shoulder and arm. *JAMA*, 1942, 120, p. 417-422.
- TREASTER D.E.**, BURR D. Gender differences in prevalence of upper extremity musculoskeletal disorders. *Ergonomics*, April 2004, vol. 47, n°5, p. 495-526.
- TRIANO J.J.**, LUTTGES M. Myoelectric paraspinal response to spinal loads: potential for monitoring low back pain, *J. Manip. Physiol. Therap.*, 1985, 8, p. 17-145.
- TROTTER J.A.** Functionnal morphology of force transmission in skeletal muscle. *Acta Anat.*, 1993, 146, p. 205-222.
- TSUBOI T.**, EGAWA S.K., IZUMI Y., MIYAZAKI M. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 1994, 69, p. 361-366.
- ULLRICH H.** Estimation of fertility by means of pregnancy and childbirth alterations at the pubis, the ileum and the sacrum. *Ossa.*, 1975, 2, p. 23-39.
- UNEMORI E.N.**, ERIKSON M.E., ROCCO S.E., SUTHERLAND K.M., PARSELL D.A., MAK J., GROVE B.H. Relaxin stimulates expression of vascular endothelial growth factor in normal human endometrial cells in vitro and is associated with menometrorrhagia in women. *Hum. Reprod.*, March 1999, vol. 14, n°3, p. 800-806.
- VAN DIEËN J.H.**, VRIELINK H.H.E., TOUSSAINT H.M. An investigation into the relevance of the pattern of temporal activation with respect to erector spinae muscle endurance. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 1993, 66, p. 70-75.
- VAN DIEËN J.H.**, SELEN L., CHOLEWICKI J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2003, 13, p. 333-351.
- VANHEE J.L.**, VOISIN P., VEZIRIAN T., VANVELCENAHHER J. Isokinetic trunk flexors and extensors performance with and without gravity correction. *Isokinet. Exerc. Sci.*, December 1996, vol. 6, n°2, p. 89-94.

VASILENKO P., MEAD JP. Growth-promoting effects of relaxin and related compositional changes in the uterus, cervix, and vagina of the rat. *Endocrinology*, April 1987, vol. 120, n°4, p. 1370-1376.

VESSEY M.P., VILLARD-MACKINTOSH L., YEATES D. Epidemiology of carpal tunnel syndrome in women of childbearing age. Findings in a large cohort study. *Int. J. Epidemiol.*, September 1990, vol. 19, n°3, p. 655-659.

VIELL B., STRUCK H. Effects of the hormone relaxin on the metabolism of the glycosaminoglycans in the mouse symphysis pubis. *Horm. Metab. Res.*, September 1987, vol. 19, n°9, p. 415-418.

VIIDIK A. Aging of collagen in complex tissues. A micromethodological study of the thermal reaction. *Experientia*, June 1972, vol. 28, n°6, p. 641-642.

VLEUGELS M.P., ELING W.M., ROLLAND R., DE GRAAF R. Cortisol levels in human pregnancy in relation to parity and age. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, July 1986, vol. 155, n°1, p. 118-121.

VOITK A.J., MUELLER J.C., FARLINGER D.E., JOHNSTON R.U. Carpal tunnel syndrome in pregnancy. *Canadian Medical Association Journal*, 1983, vol. 128, n°3, p. 277-281.

VOLLESTAD N.K., SEJERSTED O.M., BAHR R., WOODS J.J., BIGLAND-RITCHIE B. Motor drive and metabolic responses during repeated submaximal contractions in humans. *J. Appl. Physiol.*, 1988, vol. 64, n°4, p. 1421-1427.

VOLLESTAD N.K. Metabolic correlates of fatigue from different types of exercise in man. *Adv. Exp. Med. Biol.*, 1995, 384, p. 185-194.

VOLLESTAD N.K. Measurement of human muscle fatigue. *J. Neurosci. Methods*, 1997, vol. 74, n°2, p. 219-227.

WANG M., LEGER A.B., DUMAS G.A. Prediction of back strength using anthropometric and strength measurements in healthy females. *Clinical Biomechanics*, 2005, 20, p. 685-692.

WEBER E., SANCIN E., GRANDJEAN E. The effects of various keyboard heights on EMG and Physical discomfort (1984). In: *Grandjean E. Ed Ergonomics and Health in modern offices*, Taylor and Francis, London, p. 477-483.

WEISS N.D., GORDON L., BLOOM T., SO Y., REMPEL D.M. Position of the wrist associated with the lowest carpal-tunnel pressure: implications for splint design. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1995, 77A, p. 1695-1699.

WERNER R., ARMSTRONG T.J., BIR C., AYLARD M.K. Intracarpal canal pressure: the role of finger, hand, wrist and forearm position. *Clinical Biomechanics*, 1997, vol. 12, n°1, p. 44-51.

WERNER R.A., BIR C. et ARMSTRONG T.J. Reverse Phalen's maneuver as an aid in diagnosing carpal tunnel syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1994, vol. 75, n°7, p. 783-786.

WHEELER A.H. Diagnosis and management of low back pain and sciatica. *Am. Fam. Phys.*, 1995, 52, p.1333-1341.

WIHK A., GLENMARK B., EKMAN M., ESBJORNSSON-LILJEDAHL M., JOHANSSON O., BODIN K., ENMARK E., JANSSON E. Oestrogen receptor beta is expressed in adult human skeletal muscle both at the mRNA and protein level. *Acta Physiol. Scand.*, December 2003, vol. 179, n°4, p.381-387.

WINER B.J. Statistical Principals in experimental Design McGraw Hill, New York, p. 283-296 (1971).

WORKU Z. Prevalence of low-back pain in Lesotho mothers. *J. manipulative Physiol. Ther.*, 2000, 23, p. 147-154.

WREJE U., KRISTIANSSON P., ABERG H., BYSTROM B., VON SCHOULTZ B. Serum levels of relaxin during the menstrual cycle and oral contraceptive use. *Gynecol. Obstet. Invest.*, 1995, vol. 39, n°3, p. 197-200.

WROBLE R.R., VAN GINKEL L.A., GROOD E.S., NOYES F.R., SHAFFER B.L. Repeatability of the KT-1000 arthrometer in a normal population. *Am. J. Sports Med.*, July-August 1990, vol. 18, n°4, p. 396-399.

Annexes

Annexe 1 :

**Questionnaire étude de la fatigabilité des muscles extenseurs
du tronc**



Grossesse et Travail :

Troubles musculosquelettiques et Maux de dos

Groupe Femmes Enceintes

QUESTIONNAIRE

Ce questionnaire est strictement confidentiel ; les résultats seront traités de manière anonyme par Mlle Bisch Cécile, étudiante en thèse.

Les renseignements obtenus permettront de limiter les phénomènes de biais.

En vous remerciant pour votre collaboration.

N°Fichier (à compléter par l'expérimentateur) :

Date :

.....

Avec la collaboration du Professeur G.Dumas, Queen's University, Kingston, Ontario, Canada.

1. INFORMATIONS GENERALES

- 1.1. Date de naissance : _____
- 1.2. Taille : _____
- 1.3. Poids avant grossesse (kg) : _____
- 1.4. Poids actuel (kg) : _____
- 1.5. Disposez-vous d'une aide pour les tâches ménagères ? (mari, enfants, femme de ménage)
☐ Oui ☐ Non
- 1.6. Nombre et âge des enfants à charge : _____

- 1.7. Activité professionnelle : _____
- 1.8. Ancienneté au poste : _____
- 1.9. Etes-vous encore en activité ?
☐ Oui ☐ Non
- 1.10. Si Non, dans quelle situation vous trouvez-vous ?
☐ Congé maternité
☐ Arrêt maladie
☐ Autre : à préciser : _____
- 1.11. Quels moyens de locomotion utilisez-vous ? Plusieurs réponses possibles.
- ☐ Voiture
Si Oui, êtes-vous ? Plusieurs réponses possibles.
☐ Conductrice Pouvez-vous préciser la durée approximative sur une semaine ? _____
☐ Passagère Pouvez-vous préciser la durée approximative sur une semaine ? _____
- ☐ Transport en commun
Pouvez-vous préciser la durée approximative sur une semaine ? _____
- ☐ Marche à pied
Pouvez-vous préciser la durée approximative sur une semaine ? _____
- 1.11. Etes-vous diabétique ?
☐ Oui ☐ Non
- 1.12. Quelle est votre latérisation ?
☐ Droitière
☐ Gauchère
☐ Ambidextre
- 1.13. Pratiquiez-vous un ou plusieurs sports avant d'être enceinte ?
☐ Oui ☐ Non
Si Oui, Discipline(s) sportive(s) : _____
Combien de fois par semaine ? _____
à préciser pour chaque discipline _____
- 1.14. Cette grossesse est-elle la première ? Cochez la bonne réponse.
☐ Oui ☐ Non

Si **NON**, répondez aux questions de la **PARTIE 2**.

Si **OUI**, répondez directement aux questions de la **PARTIE 3** (page4).

2. GROSSESSE(S) PRECEDENTE(S)

2.1. Combien de grossesses avez-vous eu ?

2.2. Avez-vous eu des douleurs au cours de votre (vos) grossesse(s) précédente(s) ? Plusieurs réponses possibles.

	Le jour	La nuit	Jamais	Commentaires
Au niveau du dos	☐	☐	☐	
Au niveau du poignet	☐	☐	☐	
Dans le bras	☐	☐	☐	
Autre (s) : à préciser :	☐	☐	☐	

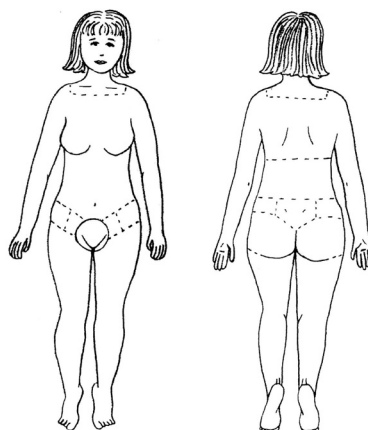
Si vous avez répondu "Le jour" ou "La nuit", répondez aux questions suivantes.

Dans le cas contraire, passez directement à la partie 3 (page suivante)

2.3. Cette douleur vous est apparue comme : Cochez la réponse qui décrit le mieux votre situation.

	Légère	Modérée	Invalidante	Commentaires
Au niveau du dos	☐	☐	☐	
Au niveau du poignet	☐	☐	☐	
Dans le bras	☐	☐	☐	
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	☐	

2.4. Pouvez-vous localiser à l'aide d'une ou plusieurs croix la (les) douleur(s) ressentie(s) ?



2.4. Cette douleur est-elle :

	Discontinue	Continue	Commentaires
Au niveau du dos	☐	☐	
Au niveau du poignet	☐	☐	
Dans le bras	☐	☐	
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	

2.5. Au cours de la (les) grossesse(s) précédentes, avez-vous noté à quelle occasion ces douleurs sont apparues ?

☐ Oui ☐ Non

Si Oui, pouvez-vous préciser ?

Au niveau du dos	
Au niveau du poignet	
Dans le bras	
Autre(s) : à préciser :	

2.6. Pour calmer vos douleurs, vous avez : Plusieurs réponses possibles.

Au niveau du dos :

- | | | |
|--|---|--|
| ☐ Pris des médicaments | ☐ Fait des exercices | ☐ Non concernée |
| ☐ Fait pratiquer des massages | ☐ La douleur a disparu toute seule | |
| ☐ Autre solution, laquelle : | _____ | |

Au niveau du poignet :

- | | | |
|--|---|--|
| ☐ Pris des médicaments | ☐ Fait des exercices | ☐ Non concernée |
| ☐ Fait pratiquer des massages | ☐ La douleur a disparu toute seule | |
| ☐ Autre solution, laquelle : | _____ | |

Au niveau du bras :

- | | | |
|--|---|--|
| ☐ Pris des médicaments | ☐ Fait des exercices | ☐ Non concernée |
| ☐ Fait pratiquer des massages | ☐ La douleur a disparu toute seule | |
| ☐ Autre solution, laquelle : | _____ | |

3. ANTECEDENTS

3.1. Avez-vous déjà été concernée par les éléments suivants : Plusieurs réponses possibles.

	Côté	Fracture	Entorse	Tendinite	Non concernée	Précisez
Main ou doigts (carpe, métacarpe, phalange)	Droit	☐	☐	☐	☐	_____
	Gauche	☐	☐	☐	☐	_____
Poignet	Droit	☐	☐	☐	☐	_____
	Gauche	☐	☐	☐	☐	_____
Avant-bras (radius, cubitus)	Droit	☐	-	-	☐	_____
	Gauche	☐	-	-	☐	_____
Coude	Droit	☐	☐	☐	☐	_____
	Gauche	☐	☐	☐	☐	_____
Bras (humérus)	Droit	☐	-	-	☐	_____
	Gauche	☐	-	-	☐	_____
Dos	Droit	☐	☐	-	☐	_____
	Gauche	☐	☐	-	☐	_____
Genou	Droit	☐	☐	☐	☐	_____
	Gauche	☐	☐	☐	☐	_____

4. GROSSESSE ACTUELLE

4.1. Votre grossesse en est à sa _____ semaine.

4.2. Pratiquez-vous un ou plusieurs sport(s) au cours de votre grossesse ?

☐ Oui ☐ Non

Si Oui, Discipline(s) sportive(s) : _____

Combien de fois par semaine ? _____

à préciser pour chaque discipline _____

4.3. Ressentez-vous, ces derniers temps : Plusieurs réponses possibles.

	Oui	Parfois	Non	Commentaires
Une sensation de fatigue généralisée ?	☐	☐	☐	_____
Des vertiges et des moments de faiblesse ?	☐	☐	☐	_____
Des problèmes respiratoires ?	☐	☐	☐	_____
Des moments où vous vous sentez déprimée ?	☐	☐	☐	_____

4.4. Etes-vous actuellement sous traitement ?

☐ Oui Si Oui, pouvez-vous préciser : (type de traitement, durée ou tout autre élément vous paraissant intéressant) : _____

☐ Non

4.5. Actuellement, consommez-vous : Plusieurs réponses possibles.

	Oui	Non	Précisez le nombre de tasses/verres par jour, leur gabarit (petits, moyens, grands) et le type de boisson (avec ou sans caféine, type d'alcool).
Du café ?	☐	☐	_____
Du thé ?	☐	☐	_____
Une autre boisson à base de caféine (exemple coca) ?	☐	☐	_____
Des boissons alcoolisées	☐	☐	_____

4.6. Actuellement, consommez-vous du tabac ?

☐ Oui ☐ Non

Si Oui,

- Précisez le nombre de cigarettes par jour : _____

- Précisez le type :

Normales ☐ Light ☐ Extra-light ☐

4.7. Avez-vous des douleurs ? Plusieurs réponses possibles.

	Le jour	La nuit	Jamais	Commentaires
Au niveau du dos	☐	☐	☐	_____
Au niveau du poignet	☐	☐	☐	_____
Dans le bras	☐	☐	☐	_____
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	☐	_____

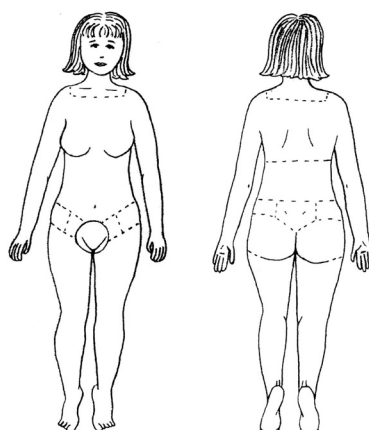
Si vous avez répondu "Le jour" ou "La nuit", répondez aux questions suivantes.

Dans le cas contraire, le questionnaire est terminé.

4.8. Cette douleur vous apparaît comme : Cochez la réponse qui décrit le mieux votre situation.

	Légère	Modérée	Invalidante	Commentaires
Au niveau du dos	☐	☐	☐	
Au niveau du poignet	☐	☐	☐	
Dans le bras	☐	☐	☐	
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	☐	

4.9. Pouvez-vous localiser à l'aide d'une ou plusieurs croix la (les) douleur(s) ressentie(s) ?



4.10. Cette douleur est-elle :

	Discontinue	Continue	Commentaires
Au niveau du dos	☐	☐	
Au niveau du poignet	☐	☐	
Dans le bras	☐	☐	
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	

4.11. Avez-vous noté à quelle occasion ces douleurs apparaissent ?

☐ Oui ☐ Non

Si Oui, pouvez-vous préciser ?

Au niveau du dos	
Au niveau du poignet	
Dans le bras	
Autre(s) : à préciser :	

4.12. Pour calmer vos douleurs, vous avez : Plusieurs réponses possibles.

Au niveau du dos :

☐ Pris des médicaments	☐ Fait des exercices	☐ Non concernée
☐ Fait pratiquer des massages	☐ La douleur a disparu toute seule	
☐ Autre solution, laquelle :		

Au niveau du poignet :

☐ Pris des médicaments	☐ Fait des exercices	☐ Non concernée
☐ Fait pratiquer des massages	☐ La douleur a disparu toute seule	
☐ Autre solution, laquelle :		

Au niveau du bras :

☐ Pris des médicaments	☐ Fait des exercices	☐ Non concernée
☐ Fait pratiquer des massages	☐ La douleur a disparu toute seule	
☐ Autre solution, laquelle :		

Annexe 2 :

Questionnaire "Troubles musculo-squelettiques de l'avant bras"



Grossesse et Travail

Groupe Femmes Enceintes

QUESTIONNAIRE

Ce questionnaire est strictement confidentiel.

Les résultats seront traités de manière anonyme.

N°Fichier (à compléter par l'expérimentateur) :

Date :

.....

1. INFORMATIONS GENERALES

1.1. Date de naissance : _____

1.2. Taille : _____

1.3. Poids avant grossesse (kg) : _____

1.4. Poids actuel (kg) : _____

1.5. Disposez-vous d'une aide pour les tâches ménagères ? (mari, enfants, femme de ménage)

☐ Oui ☐ Non

1.6. Nombre et âge des enfants à charge : _____

1.7. Activité professionnelle : _____

1.8. Ancienneté au poste : _____

1.9. Etes-vous ?

☐ Myope ☐ Hypermétrope ☐ Astigmate ☐ Non concernée

1.10. Portez-vous ?

Des verres correcteurs ? Jamais Parfois Toujours

Des lentilles ? ☐ ☐ ☐

1.11. Pratiquez-vous un ou plusieurs sports ? ☐ Oui ☐ Non

Si Oui, Discipline(s) sportive(s) : _____

Combien de fois par semaine ? à préciser pour chaque discipline _____

1.12. Pratiquez-vous l'une des activités suivantes ? Si oui, pouvez-vous préciser la durée approximative sur une semaine ?

	Non	Oui	Durée	Commentaires
▪ Travail /jeu sur ordinateur ?			_____	_____
▪ Jardinage			_____	_____
▪ Repassage			_____	_____
▪ Couture / tricot			_____	_____
▪ Pratique d'un instrument de musique			_____	_____
▪ Si oui, pouvez-vous préciser l'instrument ?			_____	_____
▪ Autre activité sollicitant les mains ?			_____	_____
Si oui, pouvez-vous préciser ?			_____	_____

1.13. Etes-vous diabétique ?

Oui Non

1.14. Quelle est votre latérisation ?

☐ Droitière ☐ Gauchère ☐ Ambidextre

1.15. Avez-vous déjà été enceinte ?

☐ Oui ☐ Non

Si Oui, répondez aux questions de la PARTIE 2.

Si Non, répondez directement aux questions de la PARTIE 3.

2. GROSSESSE(S) PRECEDENTE(S)

2.1. Combien de grossesses avez-vous eu ? _____

2.2. Avez-vous eu des douleurs (courbatures, douleur, inconfort, picotement...) au cours de votre (vos) grossesse(s) précédente(s) ? Plusieurs réponses possibles.

	Le jour	La nuit	Jamais	Commentaires
Au niveau du dos	☐	☐	☐	_____
Au niveau du poignet	☐	☐	☐	_____
Dans le bras	☐	☐	☐	_____
Autre (s) : à préciser :	☐	☐	☐	_____

Si vous avez répondu "Le jour" ou "La nuit", répondez aux questions suivantes.
Dans le cas contraire, passez directement à la **PARTIE 3**.

2.3. Pouvez-vous préciser à partir de quel mois de grossesse ? _____

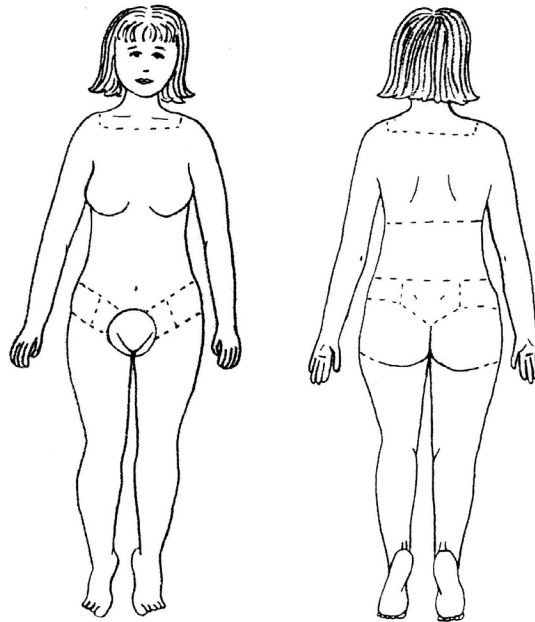
2.4. Quelle a été la fréquence de ce problème ?

	Presque jamais (< 1 fois/mois)	Rarement (1 fois/mois)	Parfois (2 à 3 fois/mois)	Fréquemment (1 fois/semaine)	Presque toujours (1 fois par jour/nuit)
Au niveau du dos ?	☐	☐	☐	☐	☐
Au niveau de la nuque ?	☐	☐	☐	☐	☐
Au niveau de l'épaule ?	☐	☐	☐	☐	☐
Dans le bras ?	☐	☐	☐	☐	☐
Au niveau du coude ?	☐	☐	☐	☐	☐
Au niveau du poignet ?	☐	☐	☐	☐	☐
Au niveau des doigts ?	☐	☐	☐	☐	☐
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	☐	☐	☐

2.5. Pouvez-vous qualifier la douleur ressentie ?

	Faible	Modérée	Forte	Insupportable	Commentaires
Au niveau du dos ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau de la nuque ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau de l'épaule ?	☐	☐	☐	☐	_____
Dans le bras ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau du coude ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau du poignet ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau des doigts ?	☐	☐	☐	☐	_____
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	☐	☐	_____

2.6. Pouvez-vous localiser à l'aide d'une ou plusieurs croix la (les) douleur(s) ressentie(s) ?



2.7. Au cours de la (les) grossesse(s) précédente(s), avez-vous noté à quelle occasion ces douleurs sont apparues ?

☐ Oui

☐ Non

Si Oui, pouvez-vous préciser ?

Au niveau du dos ?

Au niveau de la nuque ?

Au niveau de l'épaule ?

Dans le bras ?

Au niveau du coude ?

Au niveau du poignet ?

Au niveau des doigts ?

Autre(s) : à préciser :

2.8. Pour calmer vos douleurs, vous avez : Plusieurs réponses possibles.

	Pris des médicaments	Fait pratiquer des massages	Fait des exercices	La douleur a disparu toute seule	Autre solution, laquelle :	Non concernée
Au niveau du dos ?	☐	☐	☐	☐		☐
Au niveau de la nuque ?	☐	☐	☐	☐		☐
Au niveau de l'épaule ?	☐	☐	☐	☐		☐
Dans le bras ?	☐	☐	☐	☐		☐
Au niveau du coude ?	☐	☐	☐	☐		☐
Au niveau du poignet ?	☐	☐	☐	☐		☐
Au niveau des doigts ?	☐	☐	☐	☐		☐
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	☐	☐		☐

3. GROSSESSE ACTUELLE

3.1. Quelle est la date du terme de votre grossesse ?

3.2. Pratiquez-vous un ou plusieurs sport(s) au cours de votre grossesse ? ☐ Oui ☐ Non

Si Oui, Discipline(s) sportive(s) :

Combien de fois par semaine ?

à préciser pour chaque discipline

3.3. Etes-vous actuellement sous traitement ?

☐ Oui ☐ Non

Si Oui, pouvez-vous préciser :

(type de traitement, durée ou tout autre élément vous paraissant intéressant) :

3.4. Actuellement, consommez-vous : Plusieurs réponses possibles.

Précisez le nombre de tasses/verres par jour, leur gabarit (petits, moyens, grands) et le type de boisson (avec ou sans caféine, type d'alcool).

	Oui	Non
Du café ?	☐	☐
Du thé ?	☐	☐
Une autre boisson à base de caféine (exemple coca) ?	☐	☐
Des boissons alcoolisées	☐	☐

3.5. Actuellement, consommez-vous du tabac ? ☐ Oui ☐ Non

Si Oui, précisez le nombre de cigarettes par jour :

Si Oui, précisez le type : ☐ Normales ☐ Light ☐ Extra-light

3.6. Avez-vous eu des douleurs (courbatures, douleur, inconfort, picotement...) au cours de cette grossesse ?

	Le jour	La nuit	Jamais	Commentaires
Au niveau du dos ?	☐	☐	☐	
Au niveau de la nuque ?	☐	☐	☐	
Au niveau de l'épaule ?	☐	☐	☐	
Dans le bras ?	☐	☐	☐	
Au niveau du coude ?	☐	☐	☐	
Au niveau du poignet ?	☐	☐	☐	
Au niveau des doigts ?	☐	☐	☐	
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	☐	

Si vous avez répondu "Le jour" ou "La nuit", répondez aux questions suivantes.
Dans le cas contraire, passez directement à la **PARTIE 4**.

3.7. Pouvez-vous préciser à partir de quel mois de grossesse ?

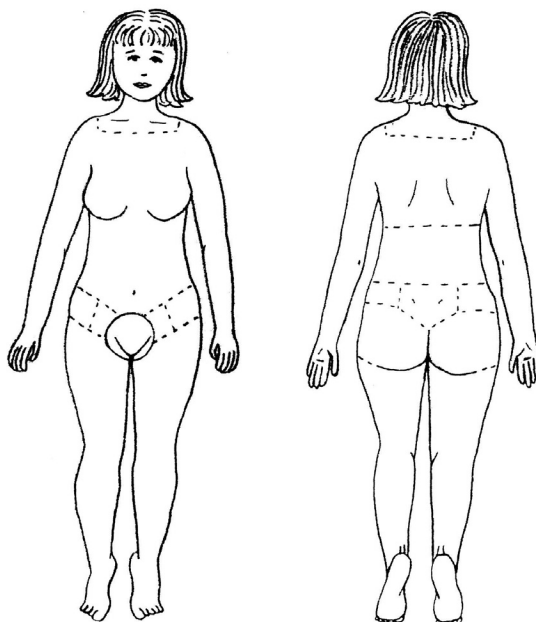
3.8. Quelle a été la fréquence de ce problème ?

	Presque jamais (< 1 fois/mois)	Rarement (1 fois/mois)	Parfois (2 à 3 fois/mois)	Fréquemment (1 fois/semaine)	Presque toujours (1 fois par jour/nuit)
Au niveau du dos ?	☐	☐	☐	☐	☐
Au niveau de la nuque ?	☐	☐	☐	☐	☐
Au niveau de l'épaule ?	☐	☐	☐	☐	☐
Dans le bras ?	☐	☐	☐	☐	☐
Au niveau du coude ?	☐	☐	☐	☐	☐
Au niveau du poignet ?	☐	☐	☐	☐	☐
Au niveau des doigts ?	☐	☐	☐	☐	☐
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	☐	☐	☐

3.9. Pouvez-vous qualifier la douleur ressentie ?

	Faible	Modérée	Forte	Insupportable	Commentaires
Au niveau du dos ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau de la nuque ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau de l'épaule ?	☐	☐	☐	☐	_____
Dans le bras ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau du coude ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau du poignet ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau des doigts ?	☐	☐	☐	☐	_____
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	☐	☐	_____

3.10. Pouvez-vous localiser à l'aide d'une ou plusieurs croix la (les) douleur(s) ressentie(s) ?



3.11. Au cours de cette grossesse, avez-vous noté à quelle occasion ces douleurs sont apparues ?

☐ Oui ☐ Non

Si Oui, pouvez-vous préciser ?

Au niveau du dos ?
 Au niveau de la nuque ?
 Au niveau de l'épaule ?
 Dans le bras ?
 Au niveau du coude ?
 Au niveau du poignet ?
 Au niveau des doigts ?
 Autre(s) : à préciser :

3.12. Pour calmer vos douleurs, vous avez : Plusieurs réponses possibles.

	Pris des médicaments	Fait pratiquer des massages	Fait des exercices	La douleur a disparu toute seule	Autre solution, laquelle :	Non concernée
Au niveau du dos ?	☐	☐	☐	☐		☐
Au niveau de la nuque ?	☐	☐	☐	☐		☐
Au niveau de l'épaule ?	☐	☐	☐	☐		☐
Dans le bras ?	☐	☐	☐	☐		☐
Au niveau du coude ?	☐	☐	☐	☐		☐
Au niveau du poignet ?	☐	☐	☐	☐		☐
Au niveau des doigts ?	☐	☐	☐	☐		☐
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	☐	☐		☐

4. ANTECEDENTS

4.1. Avez-vous déjà été concernée par les éléments suivants : Plusieurs réponses possibles.

	Côté	Fracture	Entorse	Tendinite	Non concernée	Précisez
Main ou doigts (carpe, métacarpe, phalange)	Droit	☐	☐	☐	☐	
	Gauche	☐	☐	☐	☐	
Poignet	Droit	☐	☐	☐	☐	
	Gauche	☐	☐	☐	☐	
Avant-bras (radius, cubitus)	Droit	☐	-	-	☐	
	Gauche	☐	-	-	☐	
Coude	Droit	☐	☐	☐	☐	
	Gauche	☐	☐	☐	☐	
Bras (humérus)	Droit	☐	-	-	☐	
	Gauche	☐	-	-	☐	
Dos	Droit	☐	☐	-	☐	
	Gauche	☐	☐	-	☐	
Genou	Droit	☐	☐	☐	☐	
	Gauche	☐	☐	☐	☐	

Complément "Activité Professionnelle"

5. ACTIVITE PROFESSIONNELLE

5.1. Depuis combien de temps êtes-vous à ce poste (postes antérieurs et actuel) ?

5.2. Quel est le contenu principal de votre tâche ?

Type	Durée approximative de cette tâche sur la durée du cycle de travail
☐ Approvisionnement	
☐ Evacuation	
☐ Conditionnement	
☐ Contrôle	
☐ Assemblage	
☐ Tri	
☐ Autre	
A préciser :	

5.3. Ce travail se fait-il ?

☐ En alternance avec d'autres activités ☐ En continu avec pauses ☐ En continu sans pause

5.4. Les gestes de travail sont-ils répétitifs ?

☐ Oui ☐ Non

5.5. Votre travail vous paraît-il ?

	Jamais	Parfois	Toujours	Commentaires
Intéressant	☐	☐	☐	
Monotone	☐	☐	☐	
				

5.6. Le rythme de travail est-il ?

☐ Libre ☐ Imposé

5.7. Faites-vous des pauses régulières ? ☐ Oui ☐ Non

Si oui, quelle en est la fréquence ?

Si oui, quelle en est la durée ?

Si oui, réalisez-vous des marches pendant vos pauses ?

5.8. Le travail nécessite-t-il des mouvements précis et très fins ?

☐ Toujours ☐ Souvent ☐ Rarement ☐ Jamais

5.9. Utilisez-vous une main plus que l'autre ?

☐ Oui ☐ Non Si oui, précisez laquelle

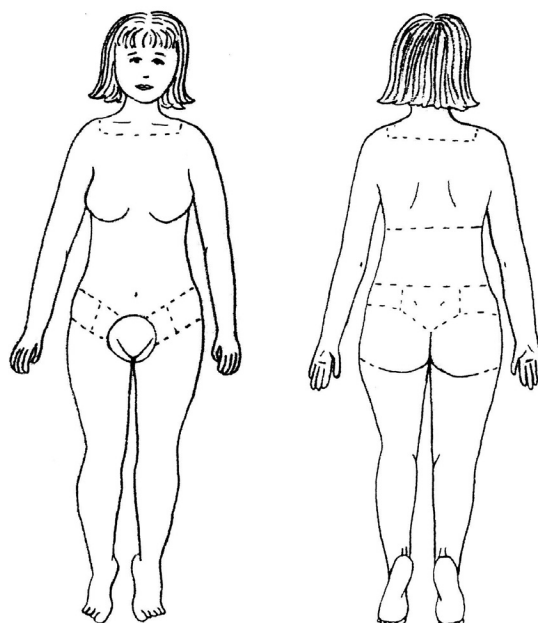
5.10. Pendant votre travail, ressentez-vous des douleurs (courbatures, douleur, inconfort, picotement...) ? Si oui, pouvez-vous préciser pour quelle activité et le temps séparant le début de l'activité et l'apparition de la douleur (temps de latence) ?

	Presque jamais ($\leq$ 1 fois/mois)	Rarement (1 fois/mois)	Parfois (2 à 3 fois/mois)	Fréquemment (1 fois/semaine)	Presque toujours (1 fois/jour)	Activité de travail réalisé	Temps de latence
Au niveau du dos ?	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____
Au niveau de la nuque ?	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____
Au niveau de l'épaule ?	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____
Dans le bras ?	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____
Au niveau du coude ?	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____
Au niveau du poignet ?	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____
Au niveau des doigts ?	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____

5.11. Pouvez-vous qualifier la douleur ressentie ?

	Faible	Modérée	Forte	Insupportable	Commentaires
Au niveau du dos ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau de la nuque ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau de l'épaule ?	☐	☐	☐	☐	_____
Dans le bras ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau du coude ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau du poignet ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau des doigts ?	☐	☐	☐	☐	_____
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	☐	☐	_____

5.12. Pouvez-vous localiser à l'aide d'une ou plusieurs croix la (les) douleur(s) ressentie(s) ?



5.13. Après votre travail, la fatigue musculaire est-elle ?

☐ Très importante

☐ Importante

☐ Modérée

☐ Faible

☐ Inexistante

Complément "Travail sur écran"

5. TRAVAIL SUR ECRAN

5.1. Depuis combien de temps travaillez-vous sur écran (postes antérieurs et actuel) ?

5.2. Quel est le contenu principal de votre tâche ?

- ☐ Saisie de données
- ☐ Recherche / travail sur internet
- ☐ Activité à dominante créative
- ☐ Acquisition de données
- ☐ Traitement de texte
- ☐ Tableur (expl : Excel®)
- ☐ Utilisation d'un logiciel spécifique Si oui, pouvez-vous préciser ?
- ☐ Autre Si oui, pouvez-vous préciser ?

5.3. Le travail sur écran se fait-il ?

- ☐ En alternance avec d'autres activités
- ☐ En continu avec pauses
- ☐ En continu sans pause

5.4. Quelle est en moyenne votre durée journalière de travail sur écran ?

- ☐ 0-2 heures
- ☐ 2-4 h
- ☐ 4-6 h
- ☐ 6-8 h
- ☐ Plus de 8 heures

5.5. Le rythme de travail est-il ?

- ☐ Libre
- ☐ Imposé

5.6. Votre travail vous paraît-il ?

	Jamais	Parfois	Toujours	Commentaires
Intéressant	☐	☐	☐	
Monotone	☐	☐	☐	

5.7. Faites-vous des pauses régulières ? ☐ Oui ☐ Non

Si oui, quelle en est la fréquence ?

Si oui, quelle en est la durée ?

Si oui, réalisez-vous des marches pendant vos pauses ?

5.8. Votre écran est-il situé ?

- ☐ Au niveau des yeux
- ☐ Plus bas que vos yeux
- ☐ Plus haut que vos yeux

5.9. Si vous utilisez des documents papier, sont-ils disposés ?

- ☐ Sur un porte-document
- ☐ A plat entre le clavier et l'écran
- ☐ A plat entre vous et le clavier
- ☐ A plat à côté du clavier

5.10. Votre surface de travail vous paraît-elle suffisante ? ☐ Oui ☐ Non

5.11. Utilisez-vous un clavier ?

- ☐ Traditionnel mince
- ☐ Eclaté (en forme de V)
- ☐ Traditionnel épais
- ☐ Solidaire de l'écran sur un portable

5.12. Votre clavier est-il placé ?

- ☐ Face à vous
- ☐ De biais

5.13. Votre clavier vous paraît-il placé ?

- ☐ A la bonne hauteur
- ☐ Trop haut
- ☐ Trop bas

5.14. Avez-vous eu une formation à la frappe ?

- ☐ Oui
- ☐ Non

5.15. Les touches de votre clavier vous paraissent-elles avoir un enfoncement ?

- ☐ Normal
- ☐ Trop sensible
- ☐ Trop dur

5.16. Durant l'utilisation du clavier, avez-vous ?

☐ Un appui du poignet ☐ Un appui de l'avant-bras ☐ Aucun appui

5.17. Appuyez-vous votre dos sur le dossier durant l'utilisation du clavier ou de la souris ?

☐ Souvent ou Toujours ☐ Quelquefois ☐ Rarement ou jamais

5.18. Lorsque vous devez enfoncer deux touches en même temps, utilisez-vous la même main ?

☐ Jamais ☐ Parfois ☐ Toujours

5.19. Utilisez-vous une main plus que l'autre ?

☐ Oui ☐ Non Si oui, précisez laquelle _____

5.20. Quels doigts utilisez-vous pour la frappe ? Précisez, lorsque cela est possible pour quelle action ou touche (barre espace, touche entrée...).

		Jamais	Parfois	Souvent / toujours	Actions ou touches
Main droite	Pouce	☐	☐	☐	_____
	Index	☐	☐	☐	_____
	Majeur	☐	☐	☐	_____
	Annulaire	☐	☐	☐	_____
	Auriculaire	☐	☐	☐	_____
Main gauche	Pouce	☐	☐	☐	_____
	Index	☐	☐	☐	_____
	Majeur	☐	☐	☐	_____
	Annulaire	☐	☐	☐	_____
	Auriculaire	☐	☐	☐	_____

5.21. Utilisez-vous préférentiellement ?

☐ La souris ☐ Ou les touches de fonction du clavier

5.22. Si vous utilisez une souris, est-elle disposée ?

☐ Contre le clavier ☐ Eloignée du clavier mais sur le même plan de travail
☐ Non concernée ☐ Eloignée du clavier et sur un autre plan

5.23. Durant l'utilisation de la souris, avez-vous ?

☐ Un appui du poignet ☐ Un appui de l'avant-bras ☐ Aucun appui

5.24. La taille ou la forme de votre souris vous paraît-elle adéquate ?

☐ Oui ☐ Non ☐ Non concernée

5.25. Avez-vous un micro-ordinateur chez vous ? ☐ Oui ☐ Non

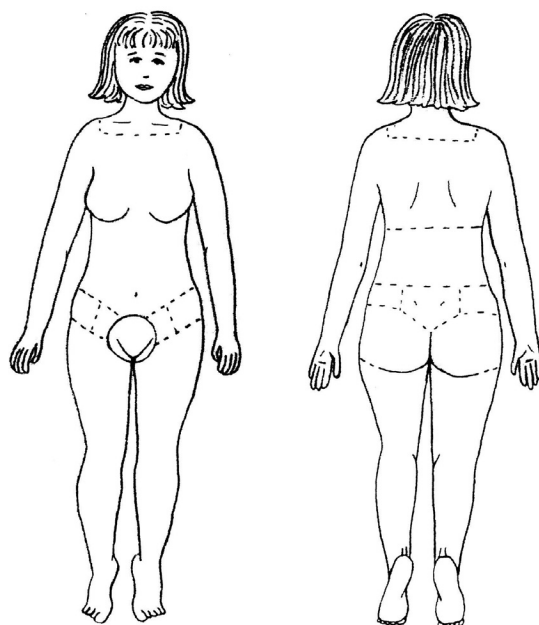
5.26. Pendant votre travail, ressentez-vous des douleurs (courbatures, douleur, inconfort, picotement...) ? Si oui, pouvez-vous préciser pour quelle activité et le temps séparant le début de l'activité et l'apparition de la douleur (temps de latence) ?

	Presque jamais ($\leq$ 1 fois/mois)	Rarement (1 fois/mois)	Parfois (2 à 3 fois/mois)	Fréquemment (1 fois/semaine)	Presque toujours (1 fois/jour)	Activité de travail réalisé	Temps de latence
Au niveau du dos ?	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____
Au niveau de la nuque ?	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____
Au niveau de l'épaule ?	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____
Dans le bras ?	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____
Au niveau du coude ?	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____
Au niveau du poignet ?	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____
Au niveau des doigts ?	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	☐	☐	☐	_____	_____

5.27. Pouvez-vous qualifier la douleur ressentie ?

	Faible	Modérée	Forte	Insupportable	Commentaires
Au niveau du dos ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau de la nuque ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau de l'épaule ?	☐	☐	☐	☐	_____
Dans le bras ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau du coude ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau du poignet ?	☐	☐	☐	☐	_____
Au niveau des doigts ?	☐	☐	☐	☐	_____
Autre(s) : à préciser :	☐	☐	☐	☐	_____

5.28. Pouvez-vous localiser à l'aide d'une ou plusieurs croix la (les) douleur(s) ressentie(s) ?



Troubles musculo-squelettiques du dos et de l'avant-bras chez la femme enceinte : Approches biomécanique et ergonomique

La 1^{er} partie de ce travail a consisté à évaluer l'implication de la fatigabilité des muscles extenseurs du tronc dans l'apparition des maux de dos. Les résultats suggèrent la présence d'un relais d'activité des muscles thoraciques vers les muscles lombaires. Les maux de dos de la femme enceinte ne sont cependant pas liés à une fatigabilité plus importante des muscles étudiés.

La 2nd partie concernait l'exploration des caractéristiques biomécaniques du système avant-bras/main. Lors de la grossesse, la raideur musculo-tendineuse des fléchisseurs du poignet est augmentée. La relation entre la grossesse et les facteurs de risque biomécaniques des troubles musculo-squelettiques de l'avant-bras a été analysée lors d'une activité de travail. Selon les caractéristiques du poste, l'astreinte biomécanique est augmentée chez la femme enceinte.

La grossesse est un état physiologique caractérisé par une fragilisation du système musculo-squelettique.

Mots clés :

Maux de dos, TMS, grossesse, EMG, plate-formes d'exploration, biomécanique, ergonomie.

Trunk and forearm cumulative trauma disorders in pregnancy: A biomechanical and ergonomic study.

The 1st part of this work assessed the implied of the fatigability of the back extensors in this back pain. The results suggest a load sharing from the thoracic to the lumbar muscles. Low back pain does not seem to result of an increased fatigability of the lumbar muscles.

The 2nd part of the study deals with the analysis of the biomechanical characteristics of the forearm-hand system. During pregnancy, the musculotendinous stiffness of the wrist flexors is increased. The influence of pregnancy on biomechanical risk factors of the upper-limb extremity musculoskeletal disorders was also investigated during a video display terminal task. The biomechanical strain is increased by pregnancy, either by a reinforcement of the activation of the wrist and fingers flexors, or by an increase of wrist extension related to the workstation design.

These results point out that physicians, physiotherapists and ergonomists should consider these approaches to take care of pregnant women.

Keywords:

Low back pain, CTD, pregnancy, EMG, exploration, biomechanical, ergonomics.