

3

Facteurs de risque biomécaniques et physiologiques des lombalgies en relation avec les conditions de travail

Entre dans le cadre de ce chapitre l'étude des causes biomécaniques et physiologiques des lombalgies, soit trois termes qui qualifient des concepts très différents.

On entend par biomécanique l'ensemble des réactions du corps mises en jeu pour réaliser une action mécanique externe, d'où le préfixe bio. Par exemple, si la main tient une masse de 2 kg, la force physique appliquée sera de 20 N. Mais, en fonction de la position du bras, la force à exercer par le biceps par exemple, pourra être de 200 N si la charge est maintenue avec l'avant-bras en position horizontale le coude fléchi à 90° ou de 0 N si le bras pend le long du corps. Dans ce cas, les muscles de l'avant-bras exerceront un effort pour appliquer une force de préhension et maintenir la masse dans la main. La biomécanique explique la répartition et l'intensité des efforts à exercer par le corps pour répondre à une sollicitation externe.

On entend par physiologie, les réactions du corps mises en jeu pour assurer son équilibre. Il s'agit par exemple, des réactions d'adaptation thermique pour équilibrer sa température centrale ou d'activation motrice, dans le cas ci-dessus, pour que le biceps développe une force suffisante au maintien du coude en flexion. L'équilibre biomécanique est maintenu jusqu'au dépassement des capacités physiologiques musculaires. La fatigue du biceps qui est une réaction physiologique, va limiter la durée de la contraction et le maintien de l'action mécanique.

La lombalgie est définie dans cet ouvrage comme une manifestation douloureuse localisée dans la partie basse de la colonne vertébrale, c'est-à-dire entre la charnière dorso-lombaire (D12-L1) et la charnière lombo-sacrée (L5-S1), sans préjuger de la cause de ce symptôme (Fig. 3-1). Les causes peuvent en être multiples (Baumgartner et Vischer, 1997) : la douleur peut être une réaction physiologique à une contrainte musculaire, elle est alors comparable aux courbatures de toute activité physique excessive. Mais elle peut aussi être

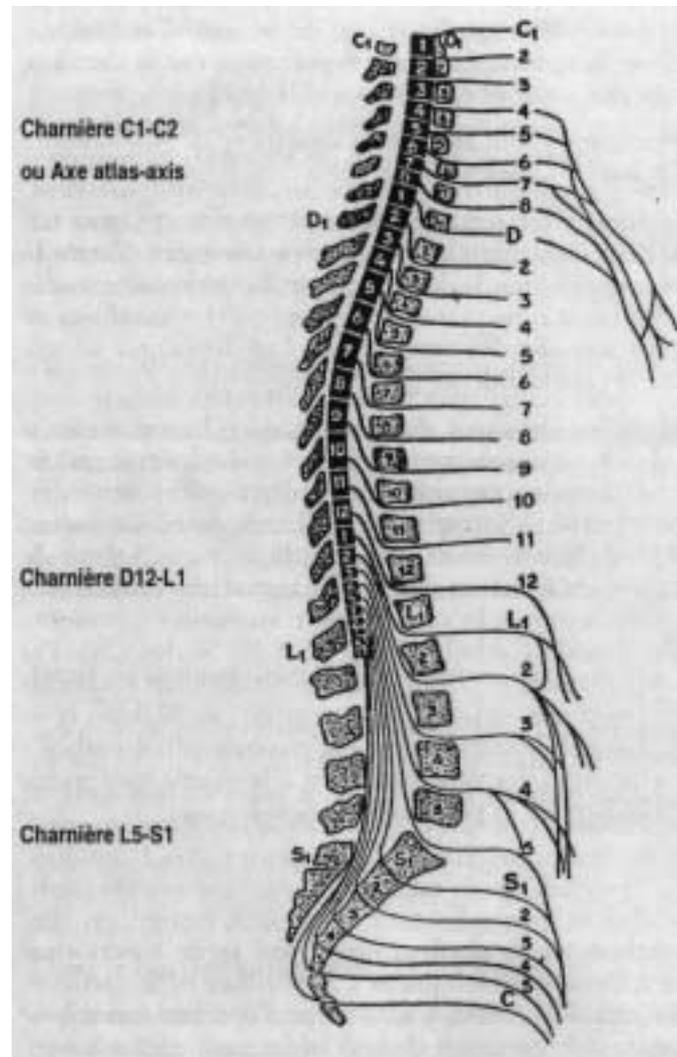


Fig. 3-1 Étages vertébraux. Les nomenclatures C1-C7, D1-D12, L1-L5, S1-S5 et C désignent respectivement les étages cervical, dorsal et lombaire, sacré et coccygien. La numérotation des vertèbres se fait dans tous les cas du haut vers le bas. (D'après Delmas)

la traduction d'une lésion de l'une ou plusieurs des structures vertébrales, ligaments, tendons, muscles, vertèbre ou disque intervertébral.

Avant d'aborder les risques biomécaniques et physiologiques des rachialgies, un rappel court des fonctions de la colonne vertébrale et de l'étiologie des douleurs est nécessaire.

Fonctions de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale est une structure complexe aux fonctions multiples qui, de ce fait, est soumise à des contraintes antinomiques que l'homme doit réguler pour que toutes les fonctions puissent s'exercer simultanément. Parmi les grandes fonctions de la colonne vertébrale, on peut préciser les trois principales, la protection, le mouvement et la posture.

- *La protection* La colonne vertébrale est constituée d'un empilement d'éléments durs, les vertèbres, et d'éléments fibreux et souples, les disques intervertébraux. Les vertèbres sont constituées de deux parties, en avant le corps vertébral et en arrière l'arc vertébral. Ce dernier constitue le canal médullaire que parcourt la moelle épinière protégée par les arcs vertébraux et les ligaments qui lient les arcs osseux en arrière et les corps vertébraux en avant.

- *Le mouvement* L'empilement alterné d'éléments souples, les disques qui représentent 20 à 30 % de la hauteur totale de la colonne, et durs (les vertèbres) permet à la colonne d'assurer, avec l'aide de l'ensemble des muscles qui l'entoure, la mobilité du tronc et le positionnement dans l'espace de l'homme pour le rendre capable de s'adapter à son environnement et à ses activités. Pour assurer ces actions, les muscles du dos présentent des particularités d'endurance et de force.

- *La posture* De par sa solidité et les structures musculaires qui l'entourent, la colonne vertébrale permet la position debout. Pour assurer cette action, elle est très robuste à sa partie basse, partie lombaire, constituée de corps vertébraux larges et de disques intervertébraux épais. Ces structures vont progressivement diminuer de volume au fur et à mesure que l'on remonte vers la colonne cervicale. A ce niveau, la colonne ne supporte plus que la tête et son rôle principal est de stabiliser celle-ci et de transmettre au système nerveux central les informations sur la position de la tête. Ces informations sont indispensables pour permettre aux organes des sens, oreille interne pour l'équilibre et la vision, de situer l'homme dans son espace.

Ces fonctions et les caractéristiques anatomiques de la colonne vertébrale ont des conséquences aux niveaux musculaire et vasculaire.

La régulation très fine des mouvements et de la posture de la colonne vertébrale est une fonction majeure souvent altérée chez le lombalgique (Swinkels et Dolan, 1998). Les coactivités musculaires jouent un rôle essentiel pour stabiliser la colonne. Ces coactivités ont une régulation complexe car les caractéristiques anatomiques et fonctionnelles des muscles impliqués sont variées (Jorgensen et coll., 1993). Ainsi vont intervenir les muscles paravertébraux longs et puissants, les muscles de la paroi abdominale plats et d'orientations variées, et un très grand nombre de muscles intervertébraux fins aux trajets courts. Le déséquilibre de ces coactivités est à l'origine de douleurs (Arendt-Nielsen et coll., 1995 ; Hodges et Richardson, 1996) et augmente la contrainte lombaire (Granata et Marras, 1995 ; Indahl et coll., 1998).

Le deuxième défi pour la colonne vertébrale est l'absence de vascularisation au sein du disque intervertébral qui est soumis à des forces de frottements et à des pressions continues et élevées. Il en découle que l'apport d'éléments nutritifs et l'élimination des déchets se font par simple diffusion avec les structures adjacentes et en particulier avec les corps vertébraux. Ce mécanisme de diffusion est facilité par les variations de pression hydrostatique qui s'appliquent au disque. Le disque se « dégonfle » lorsqu'il est comprimé et se « remplit » lorsqu'il est décomprimé, en position allongée par exemple. Ces phénomènes d'échange liquidien sont observés en permanence au cours des activités de la vie courante et permettent au disque de se nourrir (Andersson, 1998). Ils expliquent que les mouvements du corps et les changements de position sont d'une certaine manière garants de la santé du disque à long terme. De façon anecdotique, ils permettent de comprendre pourquoi la taille d'une personne peut varier de 1 % (1 à 2 cm) en cours de journée (Broberg, 1993).

Âge et colonne vertébrale

La structure et les capacités fonctionnelles du disque intervertébral se modifient au cours de l'avancée en âge. Au niveau macroscopique, le disque se fendille, son contenu en eau et son épaisseur diminuent et sa capacité d'amortissement s'altère avec l'âge (Andersson, 1998). Au niveau moléculaire, le vieillissement du disque se traduit par l'apparition de glycoprotéines de poids moléculaire plus faible (Johnstone et Bayliss, 1995), ce qui entraîne une diminution progressive de l'hydratation du nucléus, ainsi que l'effacement de la zone de transition entre le nucléus et l'annulus (Oegema, 1993). Ces modifications expliquent la réduction des capacités d'amortissement du disque et la diminution de hauteur de l'espace intervertébral. Ces altérations anatomiques et fonctionnelles entraînent des remaniements osseux réactionnels tels que l'ossification en « bec de perroquet » des corps vertébraux et une arthrose des articulations postérieures. Les facettes articulaires postérieures supportent en effet la diminution de la souplesse et de la hauteur du disque intervertébral (Moore et coll., 1999). Visibles à la radiographie, ces remaniements sont d'apparition très progressive et ne se traduisent pas directement par des lombalgies mais peuvent limiter la mobilité vertébrale (Cassar-Pullicino, 1998).

Étiologies biomécanique et physiopathologie des douleurs et lésions lombaires

40 Les principales causes de douleurs dorsales sont le fait de la fatigue des muscles qui maintiennent la posture au travail, des lésions musculaires secondaires à

des efforts trop importants ou prolongés et des lésions des structures vertébrales (Brinkmann et coll., 1998 ; Troup, 1978).

La fatigue musculaire est surtout décrite dans les professions qui exigent le maintien de positions (postures) et, de ce fait, sont exposées à des tensions musculaires faibles mais prolongées. Cela concerne de nombreuses professions. Les tâches d'acquisition de données sur ordinateur en sont un exemple. Dans ces activités, les muscles qui maintiennent les épaules et le bras vont se fatiguer lorsque les périodes de travail sont trop longues (Vollestad et Sejersted, 1988). La limite de force musculaire dans ces conditions est de l'ordre de quelques pour-cent des capacités maximales (Jorgensen et coll., 1993). Cette fatigue se traduit par une sensation de picotement, de brûlure et à l'extrême une douleur à type de crampe qui rend difficile et même impossible la poursuite du travail. L'origine musculaire de la douleur est sans doute en cause dans les crises douloureuses que rapporte le jardinier resté trop longtemps penché sur son ouvrage lorsqu'il se redresse. Dans ces conditions, la tension musculaire induite par la posture augmente la pression dans les muscles paravertébraux et est directement à l'origine de la douleur (Konno et coll., 1994) ou provoque une douleur secondaire à la diminution du flux sanguin du muscle qui accumule des métabolites à l'origine de crampes (Vollestad et Sejersted, 1988). A un stade plus avancé, des lésions à type de contracture et de déchirure musculaire peuvent apparaître. Une explication complémentaire à ces phénomènes physiques est basée sur le principe des fibres musculaires « Cendrillon ». Plusieurs études ont montré que lors de la contraction du muscle, les premières fibres actives sont aussi les dernières à revenir au repos à la fin de la contraction (Sjogaard, 1998). De ce fait, des contractions de faible niveau sont assurées par les mêmes fibres musculaires qui peuvent se nécroser alors que des fibres voisines sont au repos (Sjogaard, 1998).

La douleur musculaire est une réaction de défense qui pousse à interrompre une posture pénible ou prolongée. Il s'agit, dans ces conditions, de douleurs dorsales fonctionnelles plus que de véritables atteintes lésionnelles. Elles sont fréquemment rapportées, il faut expliquer leur bénignité et même le caractère physiologique de cette réaction de défense. En effet, lorsqu'un muscle est contracté trop longtemps, sa force maximale et son endurance sont diminuées. Il peut en découler une action inadaptée qui altère le contrôle moteur et les mécanismes de coactivités musculaires qui permettent le mouvement (Sparto et Parnianpour, 1998 ; Voloshin et coll., 1998) ou un risque accru de lésions structurelles du muscle (Mair et coll., 1996 ; Sjogaard, 1998).

Les muscles dorsaux ont une endurance significativement plus élevée que les muscles des bras et des jambes (Jorgensen et coll., 1993). La composition de ces muscles, riches en fibres lentes (fibres 1) qui ont un métabolisme aérobie, explique cette caractéristique. Cependant, des études récentes montrent que la proportion de fibres 1 diminue chez les lombalgiques (Mannion et coll., 1997 ; Roy et Oddsson, 1998) dont les capacités d'endurance seraient ainsi réduites.

Parmi les facteurs aggravants d'une posture prolongée, la grossesse est une période particulièrement fragilisante pour deux raisons. En premier lieu, aux cours des derniers mois de grossesse, les modifications de taille de l'abdomen entraînent une gêne à travailler dans des espaces de travail adaptés avant la grossesse et une posture de compensation du volume abdominal qui augmente la contrainte biomécanique aux niveaux lombaire et ilio-sacré (Paul et Frings-Dresen, 1994). En second lieu, les modifications hormonales au cours de la grossesse et en particulier lors des 3 derniers mois entraînent un relâchement ligamentaire et une relative instabilité articulaire qui peuvent être à l'origine de douleurs (Östgaard et coll., 1997). Les lombalgies qui apparaissent au décours d'une grossesse disparaissent en général au terme de celle-ci (Östgaard et coll., 1997).

Une lésion du rachis peut être provoquée soit par un traumatisme brutal qui induit un dépassement des résistances d'une ou de plusieurs structures anatomiques, soit par des contraintes répétées et/ou prolongées (Andersson, 1992 ; Brinckmann et coll., 1998 ; Burdorf et Sorock, 1997). Ces lésions concernent le plus souvent le disque intervertébral. Lorsque ces contraintes sont trop importantes ou répétées, l'anneau fibreux du disque s'altère : une zone de moindre résistance apparaît qui peut se traduire soit par un débordement anatomique sans rupture (appelé protrusion discale), soit par une déchirure permettant au matériel discal de faire hernie dans le canal rachidien. Selon leur localisation, leur volume, et le diamètre du canal rachidien, la protrusion ou la hernie peut irriter voire comprimer les racines nerveuses et être alors à l'origine d'une sciatalgie ou d'une lombo-sciatalgie. D'aiguës, ces douleurs peuvent dans certains cas évoluer vers des lombalgies chroniques. En effet, les lésions du disque intervertébral, même minimales, entretiennent des processus inflammatoires (Doita et coll., 1996 ; Saal, 1995). Dans d'autres cas, un processus de réinnervation périphérique du disque (Freemont et coll., 1997) pourrait être à l'origine de ces douleurs chroniques. Enfin, dans un modèle animal, la stimulation des terminaisons nerveuses périphériques des disques ou des articulations intervertébrales réduit l'activité des muscles paravertébraux de façon prolongée (Indhal et coll., 1997). L'interaction neuromusculaire ainsi mise en évidence démontre la complexité des régulations mises en œuvre au niveau de la colonne vertébrale et l'intrication des lésions à l'origine des douleurs.

Facteurs de risque professionnels

Sans anticiper sur les démarches de prévention mises en œuvre dans différents milieux de travail (voir chapitre 5), les normes et textes réglementaires relatifs aux valeurs limites d'exposition sont rappelés au terme de la présentation de chaque facteur de risque. Les normes ne sont pas d'application obligatoire mais doivent inciter les employeurs et les partenaires sociaux à évaluer les

risques pour les réduire. En revanche, les valeurs de références des textes législatifs sont des obligations pour l'employeur.

Manutention manuelle

On parle de manutention manuelle pour toutes les actions consistant à pousser ou à tirer des charges, et pour les activités consistant à lever, à baisser et à transporter des charges. Une force de compression du disque intervertébral de 350 kg est classiquement admise comme limite de sécurité pour les différents types de manutentions manuelles (Waters et coll., 1993).

Les efforts de traction de chariots ou de transpalettes entraînent des compressions discales qui dépassent la limite de 350 kg. Lee et coll. (1991) ont calculé des compressions comprises entre 300 et 800 kg pour des forces de traction de 200 N. Lors de la poussée du chariot, dans les mêmes conditions, la force de compression est toujours inférieure à 300 kg. Ces auteurs ont montré que la force de compression augmente lorsque la vitesse de déplacement augmente et/ou lorsque la hauteur du point d'application de la force de poussée est abaissée.

Le progrès technique ne profite pas toujours à la prévention. Par exemple dans le bâtiment, l'utilisation de panneaux de plâtre a remplacé le travail traditionnel du plâtrier. Cette activité était reconnue comme très dure. Mais la manutention et la pose des panneaux de plâtre a pour conséquence des contraintes lombaires qui dépassent très largement la limite de 350 kg pour des panneaux de 30 kg environ. Lorsque des panneaux de 50 kg sont utilisés, la compression du disque peut être deux fois supérieure à la valeur limite (Pan et Chiou, 1999).

Lors de tâches consistant à lever ou à baisser des charges, la phase de descente de la charge génère les forces de compression les plus élevées (Davis et coll., 1998). Au cours de cette phase, les muscles paravertébraux exercent donc une force plus importante que lors de la phase de lever et travaillent en s'allongeant. Ces deux conditions expliquent que baisser une charge expose à plus de risques musculo-squelettiques que de la monter.

La figure 3-2 présente, de façon schématisée, l'augmentation de la pression intradiscale dans deux conditions de manutention. D'une part, à gauche un manutentionnaire qui transporte une charge de 30 kg à 40 cm en avant de l'abdomen (soit 60 cm en avant du centre du disque intervertébral sur lequel on calcule la compression) et d'autre part, à droite, un livreur de viande qui transporte sur son épaule un quartier de viande de 105 kg. Pour que ces deux personnes restent en équilibre, les muscles paravertébraux du manutentionnaire, dont le bras de levier est de 5 cm, devront développer une force de 360 kg et les abdominaux du livreur de viande une force de 105 kg. L'augmentation de la pression sur le disque intervertébral sera de 390 (360 + 30) kg chez le manutentionnaire et seulement de 210 (105 + 105) kg pour le livreur de viande.

Contrainte biomécanique lombaire

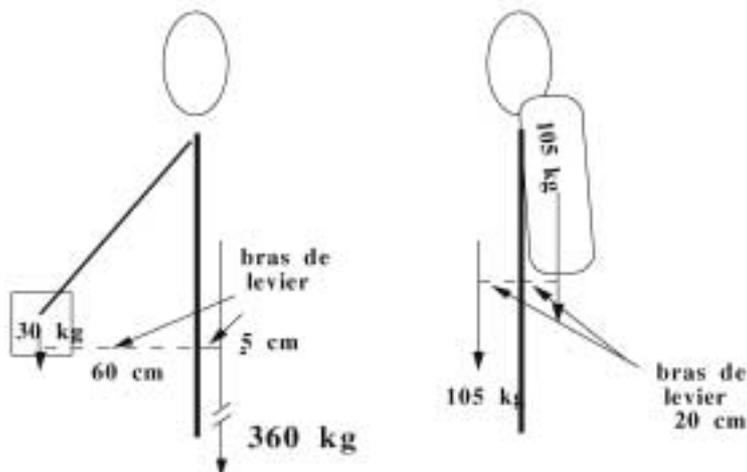


Fig. 3-2 Modèle biomécanique schématisé pour le calcul de la compression du disque intervertébral lombaire (INSERM, 1995)

Cet exemple simplifié montre que le poids et surtout la position de la charge sont des éléments déterminants de la compression du disque. En effet, la compression du disque dépend surtout de la force exercée par les muscles paravertébraux. Ceux-ci peuvent exercer des forces élevées qui ont pour conséquence des lésions musculaires à l'origine de douleurs dorsales. Ce modèle schématisé est simple à utiliser en situation réelle de travail.

Actuellement, des modèles biomécaniques très sophistiqués ont été développés (Fathallah et coll., 1998 ; McGill et coll., 1986 ; Marras et coll., 1997). Ces modèles prennent en compte la vitesse du mouvement du tronc et les activités des nombreux muscles qui agissent ensemble pour stabiliser et mobiliser la colonne lombaire. Ils permettent en particulier de calculer les forces de cisaillement qui s'appliquent sur le disque intervertébral lors de manutentions réalisées de façon asymétrique en rotation du tronc (Fathallah et coll., 1998). Cependant, après avoir été validés en situation simulée de travail, ces modèles sont encore trop incomplets pour prendre en compte l'ensemble des particularités des conditions réelles de travail telles que les postures et volumes de travail en changement continu, les efforts brutaux, la fatigue des salariés et les variabilités inter-individuelles autant anthropométriques que des méthodes de travail utilisées (Marras et coll., 1998).

L'évaluation de la contrainte de tâches simples peut être réalisée à l'aide de modèles biomécaniques. Mais les manutentions manuelles comportent des tâches extrêmement variées qui sont difficiles à modéliser. De ce fait, l'évaluation de la difficulté d'une situation de travail qui comporte de la manutention

est encore souvent réalisée à l'aide d'indicateurs de la charge physique générale comme l'augmentation de la fréquence cardiaque au cours du travail ou à l'aide d'échelles d'évaluation de la difficulté du travail (Meyer, 1995). La mesure des variations de taille ou de hauteur de colonne est un indicateur de contrainte lombaire utilisé depuis plus de 20 ans (McGill et coll., 1996). Le recueil des variations de taille est délicat, mais des progrès dans les méthodes de mesurage pourraient en faire un indicateur du cumul des contraintes lombaires (McGill et coll., 1996).

L'évaluation des risques des manutentions manuelles peut être réalisée à l'aide de la méthode d'analyse des manutentions manuelles (INRS¹, 1993) développée dans le cadre de la campagne de prévention des accidents de manutention menée conjointement par la CNAM², le ministère du travail et l'INRS. On peut, en matière de prévention, retenir les charges maximales définies par la norme AFNOR X35-109 (1989) qui sont de 30 kg pour les hommes et de 15 kg pour les femmes pour une manutention occasionnelle. Dès que celle-ci devient répétitive, ces charges sont allégées en fonction des caractéristiques de fréquence et de distance de déplacement selon le modèle proposé par le NIOSH³ (Waters et coll., 1993) dont est dérivé une norme européenne en cours d'élaboration. La recommandation 344 de la CNAM (1991) limite le tonnage journalier manutentionné manuellement à 12,5 tonnes pour les hommes et 6,2 tonnes pour les femmes.

Exposition à des vibrations du corps entier

L'exposition aux vibrations du corps entier agit sur la colonne vertébrale au niveau du disque, des articulations intervertébrales et des muscles paravertébraux (Troup, 1978). L'effet des vibrations dépend de la fréquence de celles-ci. En particulier, des vibrations du type de celles engendrées par un véhicule (entre 3 et 7 hertz) vont avoir une action potentialisée par les phénomènes de résonance. De façon simple, à des vibrations de fréquences comprises entre 3 et 6 hertz, l'amplitude de la vibration du thorax sera supérieure à celle du bassin. L'énergie absorbée par les vertèbres lombaires sera supérieure à l'énergie vibratoire transmise par le siège au séant (Troup, 1978). De ce fait, les disques seront étirés et tassés au cours de chaque cycle de la vibration. Ces cycles d'étirement-compression peuvent entraîner directement des lésions du disque (Seidel et coll., 1998) ou, en favorisant la synthèse de collagène dans le nucléus, induire une dégradation progressive des caractéristiques élastiques du disque (Matsumoto et coll., 1999). En position assise, les facettes articulaires entre chaque vertèbre peuvent entrer en contact, plus ou moins brutalement, au cours de chaque cycle de la vibration.

1. INRS : Institut National de Recherche et de Sécurité

2. CNAM : Caisse Nationale d'Assurance Maladie

3. NIOSH : National Institute for Occupational Safety and Health

L'action des vibrations sur les muscles spinaux est plus discutée. Néanmoins, les vibrations seraient à l'origine d'une fatigue musculaire (Pope et coll., 1998) qui peut réduire les capacités de ces muscles à amortir les vibrations et à assurer un bon maintien de la colonne (Sparto et Parnianpour, 1998 ; Voloshin et coll., 1998). L'instabilité vertébrale perçue par les salariés exposés aux vibrations lorsqu'ils quittent leur poste de conduite pourrait être l'une des conséquences de la fatigue musculaire (Troup, 1978). En exposant des sujets d'expérience à des vibrations des muscles cervicaux, Popov et coll. (1996) décrivent une altération de la proprioception⁴ au niveau de ces muscles qui perturbe l'équilibration. Les conséquences pratiques de ces perturbations motrices ne sont pas connues car elles n'ont pas fait l'objet d'études en situation réelle de travail.

Un décret (85-610) de 1985, transcription de la convention 148 du BIT⁵ commande aux employeurs de limiter l'exposition aux vibrations, d'informer et de protéger les salariés exposés et d'assurer une surveillance médicale spéciale. La norme AFNOR NF E 90-401 (1990) indique les critères de base pour évaluer la contrainte vibratoire. Le seuil maximum pour 8 h d'exposition continue est de 0,63 m/s². Pour des intensités vibratoires plus élevées, la norme propose des durées limites d'exposition.

Postures prolongées ou pénibles

Les postures fixes et prolongées sont des facteurs de risque de lombalgie mais peuvent concerner les trois segments de la colonne vertébrale. Elles sont subies surtout par les salariés dans des tâches de saisies de données sur ordinateur ou encore des salariés travaillant à poste fixe. Par exemple les caissières de supermarché, des travaux de montage de petits objets, du conditionnement ou les chauffeurs longue distance. Ces travaux induisent un niveau de contraction musculaire faible pour maintenir une posture, bloquer l'épaule par exemple afin que la main puisse travailler de façon précise (Krapac et coll., 1992) ou, dans les activités à forte contrainte visuelle, les muscles extenseurs de la tête assurent la stabilité de celle-ci pour permettre une attention visuelle optimale (Elias et Cail, 1982). Ces conditions, appliquées principalement aux muscles de la nuque et des épaules, expliquent les plaintes très fréquentes pour douleurs cervicales ou dorsales hautes exprimées par ces salarié(e)s.

Par ailleurs, les conditions de travail sur écran induisent d'autres contraintes de travail qui, par leurs retombées psychologiques, vont aggraver la perception

4. Proprioception ou sensibilité proprioceptive ou intéroceptive dont les récepteurs se trouvent dans les muscles, les tendons et les articulations pour percevoir la tension, la longueur et la position des différents éléments profonds innervés

5. BIT : Bureau International du Travail

de la pathologie rachidienne (van Poppel et coll., 1998). Parmi ces contraintes on peut citer la monotonie des tâches, le faible niveau d'initiative, l'insatisfaction professionnelle et l'irritabilité (INRS, 1993 ; Wickström et Pentti, 1998). Une douleur cervicale pourrait même apparaître sans contraction musculaire et serait liée à des contraintes psychologiques qui interfèrent avec et activent les voies nerveuses ascendantes (Vasselín et Westgaard, 1996).

Les postures pénibles, en rotation, en extension ou en flexion du tronc, sont avant tout le fait d'un mauvais dimensionnement du poste de travail. Elles exigent un travail en endurance des muscles ilio-costaux dont ce n'est pas la fonction (Jorgensen et coll., 1993) et détériorent la répartition homogène des pressions sur le disque (McGill, 1997).

Il n'existe que des directives relatives aux durées de travail. Celles-ci incitent les partenaires sociaux à analyser les risques pour organiser au mieux les alternances travail-pause.

Des durées limites de travail sur écran ont été déterminées à partir de critères d'efficacité basés sur les activités mentales du travail et sur les capacités visuelles. Pour des tâches de saisie, le repos devrait être de 5 minutes toutes les 45 minutes de travail ; lorsque cette saisie est réalisée sous forte contrainte de temps, le repos devrait être de 10 minutes après 45 minutes de travail. Lorsque l'activité est conversationnelle (travail plus intéressant), le repos préconisé est de 15 minutes après 2 heures de travail (INRS, 1993). Le contenu des périodes de pause est discuté. Il est important que le salarié quitte son poste de travail. C'est le changement de posture qui est important. Il peut consister en un changement de tâche ou plus simplement en une courte période de marche avec ou sans mouvements de décontraction (INRS, 1993b). Une attention particulière devra être portée aux salariées enceintes qui occupent des postes debout (Östergaard et coll., 1997 ; Paul et Frings-Dresen, 1994).

De nombreuses normes définissent le travail sur écran et les dimensions du poste de travail (AFNOR, 1999).

Travail physique intense et contraintes de temps

Toute activité humaine entraîne une sollicitation des structures vertébrales, qu'il s'agisse de bloquer le tronc pour travailler avec les bras ou de maintenir le tronc lors du transport de charges. De nombreuses activités de travail pénibles qui génèrent des pathologies vertébrales, ne peuvent être classées de façon précise dans un type de contrainte, soit manutention, soit exposition aux vibrations ou aux postures pénibles (Brinkmann et coll., 1998 ; Frymoyer, 1992 ; Liira et coll., 1996). Pourtant, lorsque des efforts importants sont réalisés, les transferts de forces passent nécessairement par la colonne vertébrale où les contraintes deviennent rapidement importantes et peuvent dépasser les limites admissibles du fait de l'intensité des forces appliquées ou de la vitesse de réalisation des tâches (Fathallah et coll., 1998). Entrent dans le

cadre de ces activités lourdes, les travaux réalisés rapidement, sans connaissance de l'effort à appliquer, qui soumettent la colonne à un effort brutal auquel la musculature du tronc n'est pas préparée (Krajcarski et coll., 1999). Dans ces conditions, l'effort musculaire et la compression du disque peuvent être deux fois plus élevés que lors de la même action qui aura été prévue (Marras et coll., 1987).

Enfin, le travail physique lourd expose à une fatigue générale qui diminue les capacités de force et empêche une synchronisation optimale des coactivités musculaires qui peut créer ou augmenter le déséquilibre des structures vertébrales (Sparto et Parnianpour, 1998). En conséquence, les contraintes musculaires seront augmentées sur certains muscles et la compression du disque intervertébral ne sera pas répartie de façon homogène sur l'ensemble de la surface du disque. En effet, les activités physiques lourdes se caractérisent en général par une mobilisation du tronc qui entraîne une compression du disque limitée à une zone de celui-ci. De plus, cette zone de compression se déplace en fonction de la position du tronc. Enfin, la fatigue musculaire réduit la résistance musculaire (Voloshin et coll., 1998) et favorise l'apparition brutale de déchirures musculaires (Mair et coll., 1996). Il est admis que tout salarié peut travailler sans risque pendant 8 heures à un niveau énergétique inférieur ou égal au tiers de ses capacités cardio-respiratoires maximales (Monod, 1981). En moyenne pour un homme, ce seuil de dépense énergétique acceptable pendant 8 heures, correspond à une consommation d'oxygène de 1 litre par minute ou, à titre d'exemple, une marche à plat à 5,5 km/h ou la construction d'un mur en agglomérés de 22 kg au rythme de 5 agglomérés par minute. Si le travail est plus intense, des durées de repos nécessaires peuvent être calculées (Monod, 1981) selon la relation :

$$\text{repos} = ((E/280) - 1) \times 100$$

où le repos est obtenu en % du temps de travail et E est la dépense énergétique de travail en watts.

A titre d'exemple, un salarié dont la tâche est de pelleter du sable (8kg par pelle, 1 mètre de distance 0,5 m de hauteur et 15 pelletées par minute) aura une dépense énergétique de 420 watts et devra bénéficier d'un repos égal à 50 % du temps de travail, soit, un repos de 30 minutes après une heure de travail. Les équivalents énergétiques des exemples de tâches cités ont été calculés à partir des tables de Spitzer et Hettinger (1965).

L'un des textes d'application de la transposition de la directive manutention manuelle (Chapoutier, 1994) définit pour la première fois une limite de coût cardiaque de 30 battements par minute (bpm). Le coût cardiaque d'une tâche est l'augmentation de la fréquence cardiaque (Fc) entre le repos et sa valeur moyenne pendant la tâche. Par exemple le coût cardiaque de la tâche d'un salarié de 20 ans dont la Fc de repos est de 80 bpm et qui pendant son travail aura une Fc moyenne de 120 bpm est de 40 bpm.

Facteurs de risque et évolution des lombalgies

Les conditions de travail à risque sont nombreuses. Cependant, ces conditions se retrouvent aussi à un degré moindre, hors travail. De plus, entre 60 et 80 % de l'ensemble de la population déclare souffrir ou avoir souffert de lombalgies. De ce fait, l'étiologie professionnelle ne peut pas toujours être suspectée et démontrée. Par contre, un manutentionnaire lombalgique aura beaucoup plus de difficultés à réaliser son travail qu'un salarié travaillant dans un bureau (Pope, 1998).

Les salariés exposés à des charges physiques élevées rapportent des périodes douloureuses plus longues que ceux qui ne sont pas exposés (Liira et coll., 1996). L'atteinte clinique ne distinguera pas forcément ces deux populations de salariés ; en revanche, leurs handicaps professionnels, quantifiés par les arrêts de travail, seront très différents (Guo et coll., 1995 ; Meyer et coll., 1998 ; Spitzer et coll., 1987). Cette différence explique sans doute l'intérêt grandissant des études sur les moyens de prévention des lombalgies en milieu professionnel.

Conclusion

Dans toutes ses activités, l'homme demande à sa colonne vertébrale de bouger ou de maintenir une posture immobile. La colonne est l'élément central du mouvement. Elle est capable de répondre à ces demandes grâce à sa structure anatomique adaptée. Lorsque ses capacités sont dépassées, elle va réagir en faisant mal, mais cette réaction a des limites au-delà desquelles apparaît un déséquilibre ou une lésion.

Les contraintes physiques sont présentes dans la vie de tous les jours. Cependant, elles sont plus élevées au travail où la latitude du salarié pour les adapter est plus limitée que dans sa vie extra-professionnelle. Les rôles variés de la colonne font que la récupération de son intégrité est compliquée lorsque l'exposition à des facteurs de contrainte perdure.

Les éléments physiologiques et biomécaniques montrent l'importance de la relation entre l'altération, même transitoire, des capacités fonctionnelles (force, endurance, coactivités) et les lombalgies. Dans ce contexte, la réadaptation fonctionnelle du lombalgique est une approche thérapeutique encore insuffisamment développée. En dehors des formations et de thérapeutiques spécifiques, le maintien d'une activité physique favorise la récupération.

RÉFÉRENCES

- AFNOR. *Recueil des normes Ergonomie* (2 vol.). Paris, La Défense, 1999
- ANDERSSON GBJ. What are the age-related changes in the spine ? *Baillieres Clin Rheumatol* 1998 **12** : 161-173
- 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** : 231-240
- BAUMGARTNER E, VISCHER TL. Approche actuelle des lombalgies. *Schweiz Med Wochenschr* 1997 **127** : 1901-1910
- BRINCKMANN P, FROBIN W, BIGGEMANN M, TILLOTSON M, BURTON K. Quantification of overload injuries to thoracolumbar vertebrae and discs in persons exposed to heavy physical exertions or vibration at the workplace. Part II, occurrence and magnitude of overload injury in exposed cohorts. *Clin Biomech* 1998 **13** Suppl. 2 : 2-36
- BRÖBERG KB. Slow deformation of intervertebral discs. *J Biomech* 1993 **26** : 501-512
- BURDORF A, SOROCK G. Positive and negative evidence of risk factors for back disorders. *Scand J Work Environ Health* 1997 **23** 243-256
- CASSAR-PULLICINO VN. MRI of the ageing and herniating intervertebral disc. *Eur J Radiol* 1998 **27** : 214-228
- CHAPOUTIER A. Aide-mémoire juridique « Manutention manuelle ». *Documents pour le Médecin du Travail* 1994 **58** : 181-210
- COURTNEY AJ, CHAN AHS. Ergonomics of grab unloaders for bulk materials handling. *Int J Ind Ergonomics* 1999 **23** : 61-66
- DAVIS KG, MARRAS WS, WATERS TR. Evaluation of spinal loading during lowering and lifting. *Clin Biomech* 1998 **13** : 141-152
- DOITA M, KANATANI T, HARADA T, MIZUNO K. Immunohistologic study of the ruptured intervertebral disc of the lumbar spine. *Spine* 1996 **21** : 235-241
- ELIAS R, CAIL F. Contrainte et astreinte devant les terminaux à écran cathodique. Note Scientifique et Technique, INRS n° 43 1982
- FATHALLAH FA, MARRAS WS, PARNIANPOUR M. An assessment of complex spinal loads during dynamic lifting tasks. *Spine* 1998 **23** : 706-716
- FREEMONT AJ, PEACOCK TE, GOUPILLE P, HOYLAND JA, O'BRIEN J, JAYSON MIV. Nerve ingrowth into diseased intervertebral disc in chronic back pain. *Lancet* 1997 **350** : 178-181
- FRYMOYER JW. Can low back pain disability be prevented ? *Baillieres Clin Rheumatol* 1992 **6** : 595-606
- GRANATA KP, MARRAS WS. The influence of trunk muscle coactivity on dynamic spinal loads. *Spine* 1995 **20** : 913-919
- GUO HR, TANAKA S, CAMERON LL *et al.* Back pain among workers in the United States : national estimates and workers at high risk. *Am J Ind Med* 1995 **28** : 591-602

- HAGEN KB, THUNE O. Work incapacity from low back pain in the general population. *Spine* 1998 **23** : 2091-2095
- HODGES PW, RICHARDSON CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine* 1996 **21** : 2640-2650
- INRS. Les écrans de visualisation, guide méthodologique pour le médecin du travail. 1993, ED 666, 81 p.
- INDAHL A, KAIGLE AM, REIKERAS O, HOLM SH. Interaction between the porcine lumbar intervertebral disc, zygapophysial joints, and paraspinal muscles. *Spine* 1997 **22** : 2834-2840
- INSERM. *Rachialgies en milieu professionnel. Quelles voies de prévention ?* Expertise collective. Éditions INSERM, Paris, 1995
- JORGENSEN K, MAG C, 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* 1993 **18** : 1439-1450
- JOHNSTONE B, BAYLISS MT. The large proteoglycans of the human intervertebral disc. Changes in their biosynthesis and structure with age, topography, and pathology. *Spine* 1995 **20** : 674-684
- KONNO S, KIKUCHI S, NAGAOSA Y. The relationship between intramuscular pressure of the paraspinal muscles and low back pain. *Spine* 1994 **19** : 2186-2189
- KRAJCARSKI SR, POTVIN JR, CHIANG J. The in vivo dynamic response of the spine to perturbations causing rapid flexion : effects of pre-load and step input magnitude. *Clin Biomech* 1999 **14** : 54-62
- KRAPAC L, KRMPOTIC A, PAVICEVIC L, DOMLJAN Z. Cervicobrachial syndrome – Work and disability. *Arh Hig Rada Toksikol* 1992 **43** : 255-262
- LEE KS, CHAFFIN DB, HERRIN GD, WAIKAR AM. Effect of handle height on lower-back loading in cart pushing and pulling. *Appl Ergonomics* 1991 **22** : 117-123
- LIIRA JP, SHANNON HS, CHAMBERS LW, HAINES TA. Long-term back problems and physical work exposures in the 1990 Ontario health survey. *Am J Public Health* 1996 **86** : 382-387
- MAIR SD, SEABER AV, GLISSON RR, GARRETT WE. The role of fatigue in susceptibility to acute muscle strain injury. *Am J Sports Med* 1996 **24** : 137-143
- MANNION AF, WEBER BR, DVORAK J, GROB D, MÜNTENER M. Fiber type characteristics of the lumbar paraspinal muscles in normal healthy subjects and in patients with low back pain. *J Orthop Res* 1997 **15** : 881-887
- MARRAS WS, RANGARAJULU SL, LAVENDER SA. Trunk loading and expectation. *Ergonomics* 1987 **30** : 551-562
- MARRAS WS, GRANATA KP. The development of an EMG-assisted model to assess spine loading during whole-body free-dynamic lifting. *J Electromyogr Kinesiol* 1997 **7** : 259-268
- MARRAS WS, DAVIS KG, GRANATA KP. Trunk muscle activities during asymmetric twisting motions. *J Electromyogr Kinesiol* 1998 **8** : 247-256

MATSUMOTO T, KAWAKAMI M, KURIBAYASHI K, TAKENAKA T, TAMAKI T. Cyclic mechanical stretch stress increases the growth rate and collagen synthesis of nucleus pulposus cells in vitro. *Spine* 1999 **24** : 315-319

MCGILL SM, NORMAN RW. Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. *Spine* 1986 **11** : 666-678

MCGILL SM, VAN WIJK MJ, AXLER CT, GLETSU M. Studies of spinal shrinkage to evaluate low-back loading in the workplace. *Ergonomics* 1996 **39** : 92-102

MCGILL SM. Distribution of tissue loads in the low back during a variety of daily and rehabilitation tasks. *J Rehab Res Dev* 1997 **34** : 448-458

MEYER JP. Manutentions manuelles : quels indices d'astreinte choisir ? *Revue de Médecine du Travail* 1995 **22** : 158-161

MEYER JP, FLENGHI D, DESCHAMPS JP. Effects of manual handling, posture, and whole body vibrations on low-back pain. *Int J Occup Safety Ergonomics* 1998 **4** : 449-470

MONOD H. Dépense énergétique chez l'homme. In J Scherrer et coll. (eds) : *Précis de Physiologie du Travail* (2^e éd). Masson, Paris, 1981

MOORE RJ, CROTTI TN, OSTI OL, FRASER RD, VERNON-ROBERTS B. Osteoarthrosis of the facet joints resulting from anular rim lesions in the sheep lumbar discs. *Spine* 1999 **24** : 519-525

OEGEMA TR. Biochemistry of the intervertebral disc. *Clin Sports Med* 1993 **12** : 419-439

ÖSTGAARD HC, ZETHERSTRÖM G, ROOS-HANSSON E. Back pain in relation to pregnancy. A 6-year follow-up. *Spine* 1997 **22** : 2945-2950

PAN CS, CHIOU SS. Analysis of biomechanical stresses during drywall lifting. *Int J Ind Ergonomics* 1999 **23** : 505-511

PAUL JA, FRINGS-DRESEN MHW. Standing working posture compared in pregnant and non-pregnant conditions. *Ergonomics* 1994 **37** : 1563-1575

POPE MH. Does manual materials handling cause low-back pain ? *Int J Ind Ergonomics* 1998 **22** : 489-492

POPE MH, MAGNUSSON M, WILDER DG. Low back pain and whole body vibration. *Clin Orthop* 1998 **354** : 241-248

POPOV K, LEKHEL H, BRONSTEIN A, GRETTY M. Postural responses to vibration of neck muscles in patients with unilateral vestibular lesions. *Neurosci Lett* 1996 **214** : 202-204

ROY SH, ODDSSON LIA. Classification of paraspinal muscle impairments by surface electromyography. *Phys Ther* 1998 **78** : 838-851

SAAL JS. The role of inflammation in lumbar pain. *Spine* 1995 **20** : 1821-1827

SEIDEL H, BLÜTHNER R, HINZ B, SCHUST M. On the health risk of the lumbar spine due to whole-body vibration-Theoretical approach, experimental data and evaluation of whole-body vibration. *J Sound Vibration* 1998 **215** : 723-741

- SJOGAARD G. Muscle injury in repetitive motion disorders. *Clin Orthop* 1998 **351** : 21-31
- SPARTO PJ, PARNIANPOUR M. Estimation of trunk muscle forces and spinal loads during fatiguing repetitive trunk extensions. *Spine* 1998 **23** : 2563-2573
- SPITZER H, HETTINGER T. Tables donnant la dépense énergétique en calories pour le travail physique. *L'Étude du Travail* 1965 **164** : 35-42 ; **25-43**. **166** : 38-52. **168** : 35-50
- SPITZER WO, LEBLANC FE, DUPUIS M. Scientific approach to the assessment and management of activity related spinal disorders - A monograph for clinicians : Report of the Quebec Task Force on spinal disorders. *Spine* 1987 **12** Suppl. : s4-s55
- SWINKELS A, DOLAN P. Regional assessment of joint position sense in the spine. *Spine* 1998 **23** : 590-597
- TROUP JDG. Driver's back pain and its prevention. A review of the postural, vibratory and muscular factors, together with the problem of transmitted road-shock. *Appl Ergonomics* 1978 **9** : 207-214
- VAN POPPEL MNM, KOES BW, DEVILLE W, SMID T, BOUTER LM. Risk factor for back pain incidence in industry : a prospective study. *Pain* 1998 **77** : 1998
- VASSELIN O, WESTGAARD RH. Can stress-related shoulder and neck pain develop independently of muscle activity ? *Pain* 1996 **64** : 221-230
- VOLLESTAD NK, SEJERSTED OM. Biochemical correlates of fatigue. *Eur J Appl Physiol* 1988 **57** : 336-347
- VOLOSHIN AS, MIZRAHI J, VERBITSKY O, ISAKOV E. Dynamic loading on the human musculoskeletal system-effect of fatigue. *Clin Biomech* 1998 **13** : 515-520
- WATERS TR, PUTZ-ANDERSON V, GARG A, FINE LJ. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics* 1993 **36** : 749-776
- WICKSTRÖM GJ, PENTTI J. Occupational factors affecting sick leave attributed to low-back pain. *Scand J Work Environ Health* 1998 **24** : 145-152.