

- Ergonomie
- Mannequin numérique
- Conception assistée par ordinateur
- Poste de travail

► Jonathan SAVIN, INRS, département  
Ingénierie des équipements de travail

#### CONTRIBUTIONS AND LIMITS OF DIGITAL ANTHROPOMETRIC MODELS IN THE ERGONOMIC EVALUATION OF WORKSTATIONS

In recent years, digital manikins have been integrated into most computerised tools used by work equipment designers. In particular, they are used for designing machines or workstations, or for assessing the biomechanical risk factors of their future intended use.

This paper describes an INRS-led study aimed at characterising the level of confidence level, which can be given to biomechanical evaluations performed using these tools. Simulations were conducted, based on field or laboratory data, simulations, to describe the postures and the forces sustained by human operators. Biomechanical evaluations performed using real data were then compared with those based on these simulations.

This process enabled us to confirm that the level of confidence we may possess in calculating biomechanical forces using these manikins is insufficient to be able to apply them quantitatively and reliably to the biomechanical assessment of a probable future situation.

- Ergonomics
- Digital manikin
- Computer-aided design
- Workstation

# APPORTS ET LIMITES DES MODÈLES ANTHROPOMÉTRIQUES NUMÉRIQUES POUR L'ÉVALUATION ERGONOMIQUE DE POSTES DE TRAVAIL

Au cours des dernières années, des mannequins numériques ont été intégrés à la plupart des outils informatisés utilisés par les concepteurs d'équipement de travail. Ils sont en particulier mis en œuvre pour le dimensionnement de machines ou de postes de travail ou pour l'évaluation des facteurs de risques biomécaniques de l'activité future prescrite.

Cet article présente les travaux menés à l'INRS pour caractériser le niveau de confiance que l'on peut accorder à des évaluations biomécaniques réalisées à l'aide de tels outils. Pour deux situations de référence, des simulations ont été réalisées, à partir de données de terrain ou de laboratoire décrivant les postures et les efforts d'opérateurs humains. Les évaluations biomécaniques réalisées à partir des données réelles et des simulations ont été comparées. Il a ainsi été mis en évidence que le niveau de confiance que l'on peut avoir dans les calculs d'efforts avec ces mannequins n'est pas suffisant pour pouvoir les appliquer de manière quantitative et fiable à l'évaluation biomécanique d'une situation future probable.

Dans une démarche de prévention intégrée à la conception des équipements de travail, des mannequins numériques ont été développés par la communauté scientifique, des industriels et des éditeurs de logiciels de conception assistée par ordinateurs (CAO) [1 - 6]. Leurs fonctionnalités se sont enrichies avec le temps et, au-delà de leur composante anthropométrique initiale, les plus avancés d'entre eux permettent par exemple de simuler une situation de travail dans

son environnement et de lui appliquer différents évaluateurs biomécaniques tels que OWAS<sup>1</sup>, RULA<sup>2</sup>, équations du NIOSH<sup>3</sup>, chacun adapté à un contexte ou un type d'activité particuliers [7-12].

<sup>1</sup> Ovaco Working posture Analysis System.

<sup>2</sup> Rapid Upper Limb Assessment.

<sup>3</sup> National Institute for Occupational Safety and Health.

L'évolution des technologies de CAO, de modélisation et de simulation des processus de production (« l'usine numérique ») fait que ces mannequins sont de plus en plus utilisés. Ils interviennent en particulier pour le dimensionnement de postes de travail ou l'évaluation des facteurs de risques biomécaniques de l'activité future. Certaines normes reconnaissent d'ailleurs explicitement leur intérêt pour l'évaluation de l'ergonomie physique des postures et mouvements lors de la conception de machine [13]. De fait, les bureaux d'études de grands groupes industriels ainsi que des consultants en ergonomie ont déjà intégré ces logiciels de mannequins numériques dans leur « boîte à outils » [14 - 16].

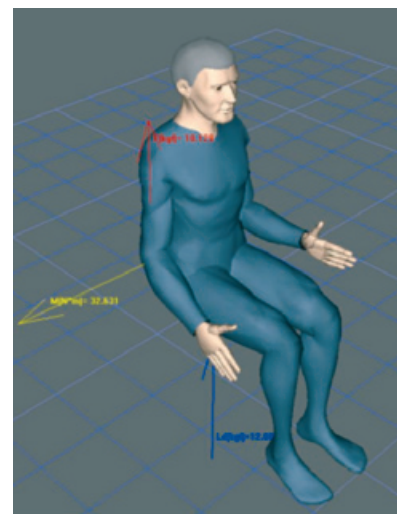
Plusieurs limites d'utilisation des mannequins numériques ont cependant été identifiées. En effet, ces logiciels se fondent, d'une part, sur des approximations biomécaniques (nombre de segments du modèle humain trop faible ou mal modélisé et leurs degrés d'interaction mal connus ou approximatifs, bases de données anthropométriques anciennes ou non représentatives de la population cible ou de performances physiques associées anciennes mais surtout très incomplètes, non prise en compte de la dynamique) et, d'autre part, sur la description d'une situation future probable (prescrit versus réel). Ces approximations peuvent avoir des répercussions significatives sur les évaluations ergonomiques réalisées. Cependant, malgré les retours d'expérience de plus en plus nombreux et les limites clairement identifiées, la littérature rapporte peu d'exemples de validation de telles évaluations biomécaniques [16, 17]. Pourtant, cette question, qui fait d'ailleurs partie des principaux défis posés aux utilisateurs et développeurs de mannequins numériques [18], relève autant de la responsabilité des éditeurs que des utilisateurs de ces logiciels [19].

L'utilisation des mannequins numériques et leur généralisation progressive au gré de l'évolution des technologies posent donc la question de la confiance que l'on peut leur accorder, d'autant plus que certains de leurs promoteurs n'hésitent pas à annoncer que l'utilisation de ce type de logiciels permet de remplacer les évaluations sur des prototypes physiques.

Cet article présente donc les travaux menés par l'INRS pour caractériser le

FIGURE 1

Situation expérimentale (à gauche) et simulation à l'aide du mannequin Jack (à droite)



niveau de confiance que l'on pourrait accorder aux mannequins numériques couramment utilisés pour l'évaluation ergonomique de postes de travail dès leur conception et pour informer les concepteurs et les préventeurs des effets éventuellement défavorables d'une interprétation erronée des résultats de simulation.

## MÉTHODOLOGIE

Au stade de la conception d'une machine ou d'un poste de travail, la prise en compte de l'ergonomie se limite généralement à l'ergonomie physique, en particulier son aspect biomécanique. Dans ce domaine, il existe de nombreux outils d'évaluation, avec leurs contextes d'utilisation spécifiques, par exemple RULA, OWAS, les équations du NIOSH pour la manutention, la méthode OCRA<sup>4</sup>. Les principales données d'entrée de ces outils d'évaluation sont des valeurs angulaires définissant la posture de l'opérateur, des valeurs liées aux efforts développés par l'opérateur et, enfin, des informations relatives à la répétitivité des gestes (temps de cycle, fréquence de mouvement, etc.). Il ne s'agit pas de valeurs précises mais de classes dont l'amplitude peut être relativement grande.

Aujourd'hui, la principale interrogation sur le niveau de confiance des évaluations biomécaniques réalisées à

l'aide de ces mannequins numériques porte sur l'évaluation des efforts. En effet, ils possèdent suffisamment de degrés de liberté pour simuler de façon réaliste des postures complexes, même s'il convient de ne pas négliger l'écart « prescrit/réel » inhérent à toute évaluation réalisée *a priori* en conception.

En conséquence, la procédure retenue pour qualifier le niveau de confiance de ces évaluations a été de comparer des évaluations basées sur les valeurs d'efforts établies expérimentalement dans des situations basées de référence avec les évaluations réelles sur les valeurs d'efforts issues des simulations correspondantes, et d'identifier les cas où elles sont ou non en concordance. Deux situations de référence, l'une statique, l'autre dynamique, ont été retenues pour réaliser ces comparaisons.

Pour notre étude, nous nous sommes limités à la mise en œuvre et l'évaluation des deux principaux mannequins numériques intégrés dans des environnements CAO utilisés dans l'industrie, à savoir JACK<sup>®</sup> V6 (Siemens) et HUMAN<sup>®</sup> V5R17 (Dassault Systèmes).

### SITUATION DE RÉFÉRENCE N° 1

Dans un premier temps, nous avons cherché à caractériser le niveau de confiance de l'évaluation ergonomique d'une simulation basée sur des données

<sup>4</sup> Occupational Repetitive Actions.

FIGURE 1

Opération de clouage : expérimentale (à gauche) et simulée (à droite)



de postures et d'efforts dans le cas d'une activité statique et d'une articulation a priori simple : l'activité analysée concerne ici les efforts statiques (isométriques) de flexion et d'extension du coude (cf. Figure 1). Les mesures d'efforts musculaires du biceps (efforts de flexion) et du triceps (efforts d'extension, une mesure pour chaque chef de muscle) ont été réalisées par électromyographie de surface (EMG). Cette technique permet d'enregistrer l'activité électrique des muscles lorsqu'ils sont excités. La variabilité du signal est importante et les paramètres en jeu sont très nombreux (disposition des électrodes, température ambiante, fatigue). Mais, pour une contraction musculaire isométrique, après intégration mathématique et normalisation par rapport à une valeur de référence, le signal EMG apparaît proportionnel à la force développée par le muscle :

$$\text{RMS(EMG)}_{\text{normalisé}} = k.F$$

L'expérimentation, portant sur cinq sujets masculins âgés de 20 à 24 ans, faisait varier trois paramètres :

- l'angle articulaire du coude : entre 30° et 120°, par paliers de 30° (le bras tendu correspondant à la posture de référence de 0°) ;

- la direction de l'effort : on applique successivement une charge « pesante » (verticale vers le bas) et une charge « levante » (verticale vers le haut) pour étudier les efforts de flexion et d'extension ;

- l'intensité de l'effort exercé du côté de la main dominante : entre 20 %

et 80 % de la charge maximale supportée par le sujet, définie séparément pour la flexion et l'extension, par palier de 20 %.

Pour chaque configuration expérimentale, les sujets ont effectué trois essais, pendant lesquels l'effort isométrique était maintenu au moins 2 secondes. Les données EMG brutes ont été filtrées et intégrées (valeurs RMS) et les valeurs des trois essais de chaque configuration expérimentale ont été moyennées pour obtenir une unique valeur, caractéristique de l'effort musculaire de chaque sujet pour la configuration considérée.

## SITUATION DE RÉFÉRENCE N° 2

Dans un deuxième temps, nous avons cherché à caractériser le niveau de confiance de l'évaluation ergonomique d'une simulation basée sur des données d'efforts, dans le cas d'une activité représentative d'une situation professionnelle. Il s'agit d'une activité dynamique, reproduite en laboratoire et instrumentée, correspondant à l'utilisation d'un pistolet cloueur pneumatique (cf. Figure 2). Cette expérimentation a concerné 12 sujets masculins utilisateurs de ce type d'outil, pour trois configurations expérimentales différentes :

- position haute : la cible est horizontale, orientée vers le bas. Le bras du sujet est horizontal pendant le clouage ;

- position moyenne : la cible est verticale, face à l'opérateur. L'avant-bras du sujet est horizontal pendant le clouage ;

- position basse : la cible est horizontale, orientée vers le haut. Le coude du sujet fait un angle d'environ 120° pendant le clouage.

Chaque configuration expérimentale a été mesurée deux fois. A la fin de chaque essai, les sujets ont répondu à un questionnaire basé sur une échelle analogique subjective comportant une ligne horizontale de 10 cm encadrée par deux termes opposés. Les sujets ont donc estimé subjectivement l'effort global fourni en indiquant graphiquement le niveau ressenti entre « effort nul » et « effort maximal ».

Les simulations ont été réalisées en imposant aux différents mannequins numériques la taille et le poids du « sujet moyen » et en lui appliquant dans la main droite la masse moyenne de l'outil utilisé. Les postures du mannequin reproduisent celles constatées sur les enregistrements vidéo de l'expérimentation.

Lors des expérimentations, les EMG du trapèze supérieur ont été enregistrés pour le membre tenant l'outil : ce muscle est impliqué dans les mouvements de l'épaule (abduction). L'activité musculaire mesurée a ensuite été normalisée par rapport à la valeur d'EMG enregistrée quand le sujet avait pris une pose en « T », sans outil dans la main (référence submaximale).

Les valeurs d'effort ont ensuite été calculées à partir de l'estimation subjective de l'effort, de l'EMG mesuré et du couple articulaire d'abduction simulé par mannequin numérique, afin d'estimer pour chacun d'eux le « coefficient multiplicateur de force »  $F_{OM}$  de la méthode OCRA. Les résultats de ces deux expérimentations ont ensuite servi de référence pour l'analyse des couples articulaires simulés et des évaluations biomécaniques associées. Nous avons ainsi calculé à l'aide des valeurs EMG et des couples articulaires simulés le  $F_{OM}$  de la méthode OCRA. Pour mémoire, OCRA est un outil d'évaluation des facteurs de risques biomécaniques. Elle a été reprise par la norme EN ISO 1005-5 [23] pour aider les concepteurs d'équipements de travail dans la prise en compte des performances physiques des futurs

5 Cette norme vient en appui de la directive « Machines » 2006/42/CE, dont l'application est obligatoire en Europe.

opérateurs<sup>5</sup>. Elle définit un indice de risque Ir de survenue de TMS en comparant le nombre d'actions techniques (ATA) effectuées par l'opérateur pendant un cycle avec le nombre recommandé d'actions techniques (RTA). Ce paramètre est déterminé en considérant différents facteurs (répétitivité, efforts, postures, récupération, conditions ambiantes, etc.). Le coefficient multiplicateur des efforts  $F_{oM}$  est défini de manière empirique et dépend de la valeur d'effort exprimé en pourcentage de l'effort maximal (cf. *Tableau I*).

Toutes choses égales par ailleurs (temps de cycle, mode opératoire, etc.), à mesure que l'effort s'accroît la valeur du multiplicateur  $F_{oM}$  diminue et l'indice de risque Ir de survenue de TMS du membre supérieur augmente. Deux valeurs-seuils de cet indice Ir déterminent les situations à risque « acceptable », « acceptable sous condition » ou « non acceptable ».

## RÉSULTATS PRINCIPAUX

### SIMULATION ET ÉVALUATION DE L'ACTIVITÉ STATIQUE DE FLEXION/EXTENSION DU COUDE

Des travaux récents ont montré que, pour le biceps comme pour le triceps, l'angle articulaire du coude a un effet statistiquement significatif sur la force musculaire en contraction maximale volontaire (MVC) [25]. Pour tenir compte de ce phénomène, les couples articulaires calculés pour une charge et une posture données ont été, dans un premier temps, normalisés par rapport au couple calculé en imposant au mannequin l'angle considéré et la charge maximale de référence. Dans un second temps, les valeurs de couples maximaux de référence fournies par les logiciels de mannequins numériques ont été utilisées.

#### Normalisation par référence mesurée (charge maximale appliquée)

Les deux logiciels de mannequins ont donné des résultats numériques très similaires (identiques à la deuxième décimale près). En flexion, les deux mannequins tendent à surestimer les efforts évalués d'après les EMG, avec le risque de rejeter une situation pourtant

TABLEAU I

Valeurs du multiplicateur  $F_{oM}$  définies par la méthode OCRA

Emploi de la force en %	5	10	20	30	40	≥ 50
Facteur pour la force ( $F_{oM}$ )	1	0,85	0,65	0,35	0,2	0,01

FIGURE 3

Efforts de flexion du coude

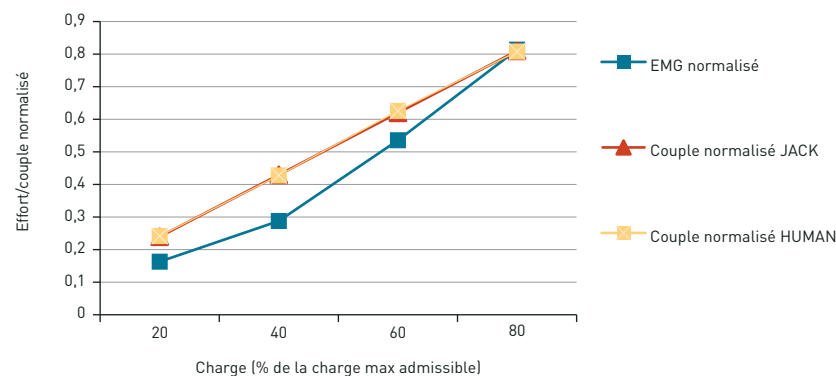


FIGURE 4

Efforts d'extension du coude mesurés et simulés

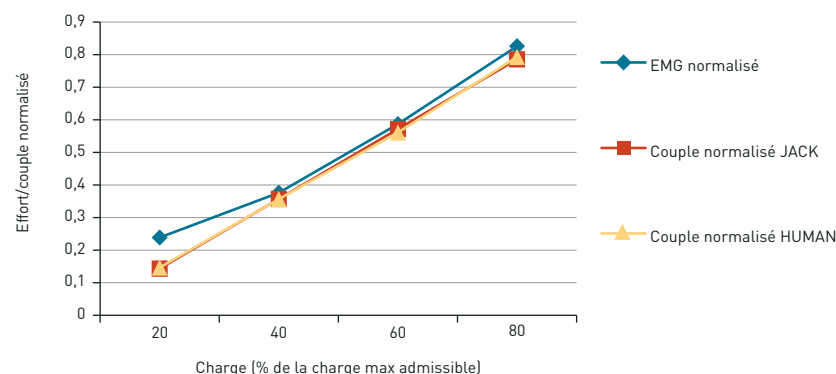


TABLEAU II

Couples maximum de référence fournis par les mannequins

Couples max. de référence (N.m)	Flexion	Extension
JACK	74,2 à 78,6	37,8 à 48,8
HUMAN	71	41 (71 <sup>6</sup> )
Performances mesurées	49	34

acceptable (cf. *Figure 3*). Au contraire, en extension, les deux mannequins tendent à sous-estimer les efforts évalués d'après les EMG, avec le risque d'accepter une situation à risque (cf. *Figure 4*).

#### Normalisation par référence bibliographique (bases de données de couples maximaux)

Les couples articulaires calculés jusqu'ici ont été exprimés relativement au couple calculé pour la charge maximale admise par le sujet et l'angle articulaire considéré. Cette valeur de couple

maximal n'est donc généralement pas disponible pour un concepteur. Les logiciels Jack et Human proposent des bibliothèques de valeurs de couples de référence de différentes articulations, issues de la littérature. Pour le coude, Jack utilise les travaux de Shanne cités par Chaffin [26] tandis que Human fait

<sup>6</sup> Dans sa version V5R17, le logiciel HUMAN présente un dysfonctionnement : le couple maximal en extension indiqué est égal au couple maximal de flexion (71 N.m) au lieu de la valeur prévue par Askew (41 N.m). Ce défaut devrait être corrigé dans une prochaine version.

FIGURE 5

Multiplicateur  $F_{oM}$  de l'effort simulé et normalisé d'après la base de données de référence

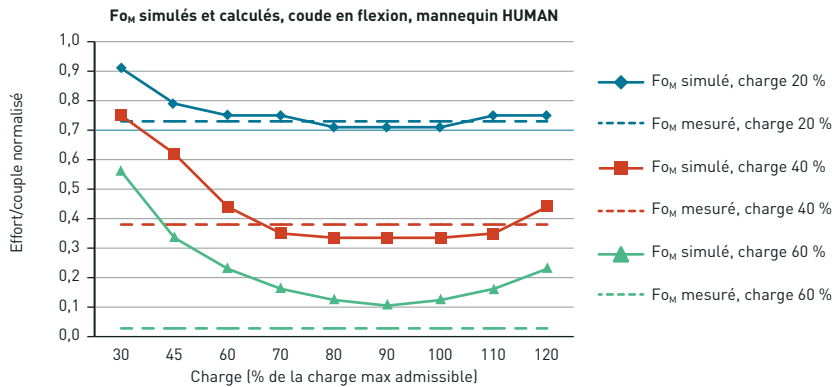


FIGURE 6

Moyennes et intervalles de confiance de l'effort subjectif

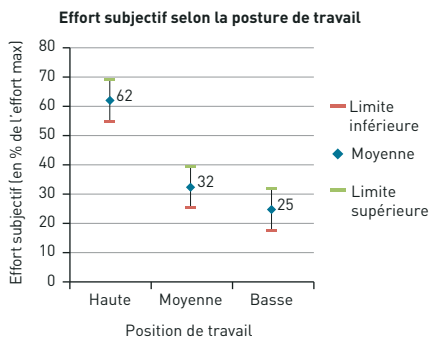


FIGURE 7

Moyennes et intervalles de confiance des EMG

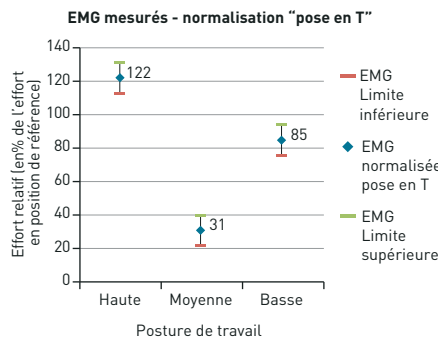


TABLEAU III

Efforts d'abduction relatifs mesurés et simulés

Posture de travail	Haute	Moyenne	Basse
EMG normalisé [% de l'effort de référence]	122	31	85
Couple normalisé Jack	187	30	24
Couple normalisé Human	61	15	8

référence aux travaux de Askew [27]. Le *Tableau II* indique les valeurs limites des couples de référence proposés par ces deux logiciels pour la flexion et l'extension du coude, ainsi que les valeurs déduites de l'expérimentation.

De nouveaux calculs de couples relatifs, normalisés selon ces références incluses dans les logiciels Jack et Human, ont été établis. Les résultats ne sont pas rigoureusement identiques d'un mannequin à l'autre et une proportion importante des efforts estimés à partir des couples est erronée, par surestimation ou sous-estimation des efforts réels.

La *Figure 5* présente le  $F_{oM}$  calculé et le  $F_{oM}$  attendu pour différentes configurations. Pour une charge de 40 % de

la charge maximale admissible et un angle de 30 à 45°, l'erreur sur le  $F_{oM}$  (0,75 à 0,62 au lieu de 0,38) serait suffisante pour qu'une situation inacceptable ( $I_r = 3,5$ ) soit considérée comme acceptable ( $I_r < 2,3$ ).

### SIMULATION ET ÉVALUATION DE L'ACTIVITÉ DYNAMIQUE DE CLOUAGE

L'analyse du questionnaire subjectif sur l'effort fourni par l'opérateur conduit aux résultats suivants (*cf. Figure 6*) :

■ la position de travail jugée la plus sollicitante est la position haute, suivie de la position moyenne et, enfin, la position basse ;

■ les positions moyenne et basse ne sont pas significativement différentes selon la procédure des comparai-

sons multiples de Bonferroni avec un intervalle de confiance de 95 %.

Concernant les mesures d'efforts musculaires, les données EMG ont dans un premier temps été normalisées par rapport à la position de référence submaximale (pose en T, *cf. Figure 7*).

Les couples articulaires simulés par les mannequins ont également été normalisés pour la même référence submaximale. Le *Tableau III* présente les efforts mesurés et simulés.

On constate que les deux mannequins fournissent des résultats assez différents et difficiles à mettre en cohérence avec les EMG mesurés. Plusieurs facteurs peuvent expliquer cela :

■ les seuls EMG du trapèze supérieur ne pourraient, seuls, rendre compte des efforts considérés ou seraient influencés par d'autres paramètres (mouvements et maintien en position de la tête par exemple) ;

■ les modèles de l'épaule utilisés par les mannequins pourraient être insuffisamment précis (l'épaule est une articulation complexe, pour laquelle plusieurs modèles biomécaniques sont en concurrence : degrés de liberté interdépendants, centres de rotation mobiles, etc. [28 - 30]) ;

■ le calcul du couple d'abduction pourrait être sensible à la posture imposée au mannequin.

La dernière hypothèse a été investiguée en faisant varier les trois degrés de liberté de l'épaule (flexion, abduction, rotation) de +/- 10° par pas de 5° autour de la posture de travail. Au total, 125 nouvelles simulations ont été effectuées pour chaque mannequin. Les couples simulés ont ensuite été normalisés relativement à la référence submaximale.

La *Figure 8* présente les variations des couples calculés par le mannequin Jack, exprimés relativement au couple submaximal de la posture de référence (pose en T). Pour les trois postures de travail haute, moyenne et basse, on indique le couple d'effort ainsi que les valeurs maximale, minimale et moyenne dans l'espace exploré.

L'utilisation d'une référence submaximale permet de comparer une posture relativement aux autres (dans ce cas, la posture haute apparaît nettement plus sollicitante que les deux autres) mais ne permet pas de définir le multiplicateur

$F_{oM}$ , qui nécessite une référence maximale. Dans un second temps, les couples articulaires ont donc été normalisés par rapport au couple maximal fourni par la base de données du logiciel de mannequin (toujours disponible avec le mannequin Jack, indisponible avec le mannequin Human pour tous les angles d'abduction et de rotation positifs).

Sur la *Figure 9*, on constate que les couples relatifs varient notablement dans le domaine exploré autour de la posture de travail, engendrant une incertitude forte sur l'effort relatif (entre 0 et 16 % de l'effort maximal en position moyenne et basse). Ces variations se répercutent nécessairement sur le coefficient multiplicateur d'effort  $F_{oM}$  ainsi que sur l'indice de risque OCRA résultant. Ainsi, une légère modification de la posture du mannequin peut notablement modifier l'évaluation des facteurs de risque, avec un risque de sous-estimation des contraintes biomécaniques réelles, du fait de la sensibilité du calcul d'effort. Par exemple, si l'indice de risque réel est tout juste non acceptable ( $I_r = 3,5$ ) dans la posture de travail haute, il est possible de trouver des postures très proches qui ramènent à un risque acceptable sous condition, principalement du fait de cette sensibilité du calcul d'effort (cf. *Tableau IV*).

## DISCUSSION

### SIMULATION ET ÉVALUATION DE L'ACTIVITÉ STATIQUE (FLEXION/EXTENSION DU COUDE)

Les données EMG exploitées ici ne concernent que cinq sujets masculins d'âges et d'anthropométries similaires. Même si l'exploitation de ces mesures est en accord avec la littérature, les résultats doivent donc être interprétés avec prudence. Par ailleurs, les conditions expérimentales sont purement statiques (contraction musculaire isométrique) et donc non généralisables à des situations de travail dynamiques (gestes rapides et répétitifs). Pour autant, il apparaît clairement que le niveau de confiance d'une évaluation ergonomique réalisée à partir d'un mannequin numérique dépend des valeurs de couple maximal de référence utilisées pour calculer l'effort normalisé. Or ces valeurs ne sont pas toujours disponibles ou suffisamment pré-

FIGURE 8

Variations de couple d'abduction relatif autour de la position de travail – référence submaximale

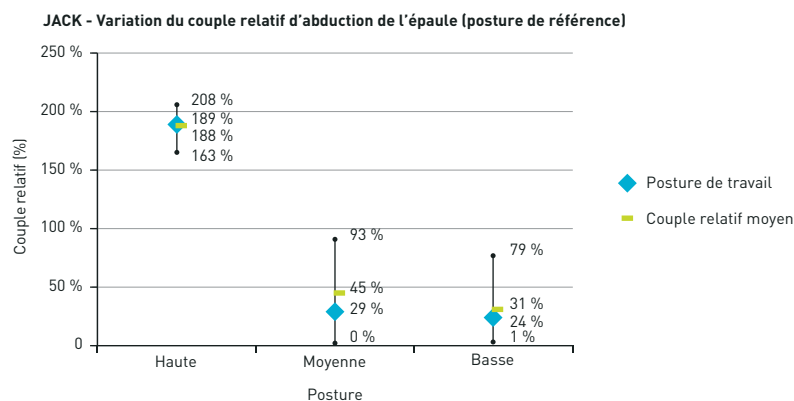


FIGURE 9

Variations de couple d'abduction relatif autour de la position de travail – référence maximale fournie par le mannequin Jack

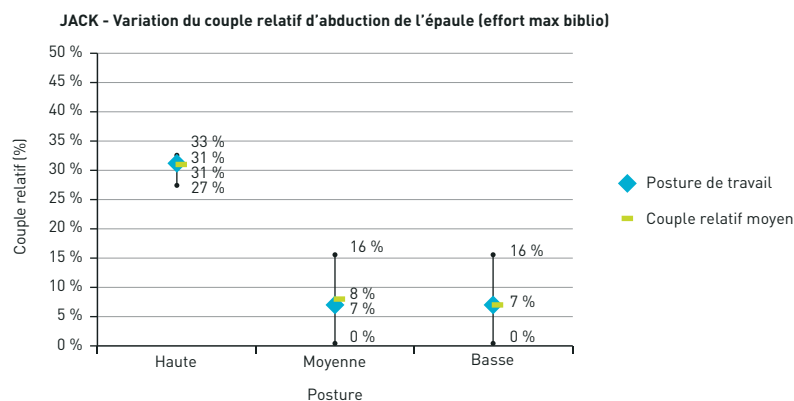


TABLEAU IV

Variations de l'indice OCRA dans le voisinage de la posture de travail

Posture de travail haute	Couple simulé (référence maximale)	$F_{oM}$ associé	Indice OCRA
Valeur minimale autour de la posture de travail	27 %	0,44	2,6
Valeur en posture de travail	31 %	0,33	3,5
Valeur maximale autour de la posture de travail	33 %	0,30	3,84

cises : pour les configurations expérimentales considérées, l'usage des valeurs maximales fournies conduit à un taux de correspondance entre l'effort simulé et l'effort mesuré inférieur à 60 %.

### SIMULATION ET ÉVALUATION DE L'ACTIVITÉ DE CLOUAGE

Les simulations réalisées dans ce cadre se sont avérées difficiles à corréler aux mesures EMG disponibles. Cela peut être dû aux modèles biomécaniques implémentés par les manne-

quins numériques pour l'épaule ou aux données EMG elles-mêmes, insuffisantes pour rendre compte de la complexité de cette articulation (un seul muscle, impliqué également dans les mouvements de la tête). Il convient donc d'interpréter ces résultats avec prudence.

Quoi qu'il en soit, cette analyse met en évidence que :

■ qualitativement et en référence à l'effort maximal, les simulations par mannequins numériques et l'évaluation subjective des efforts par les sujets eux-mêmes ont conduit à un classement

similaire (la posture haute est la plus sollicitante, les deux autres n'étant pas significativement différentes) ;

■ au voisinage d'une posture de travail donnée, la variabilité des couples simulés peut être significative, et l'évaluation des facteurs de risques biomécaniques associée à la simulation apparaît peu fiable pour permettre d'identifier une « bonne posture ».

## CONCLUSION

L'objectif de ces travaux était de caractériser le niveau de confiance des évaluations biomécaniques réalisées à partir de mannequins numériques.

Les mannequins numériques montrent rapidement leurs limites en termes d'évaluation des efforts, en particulier dans l'application des évaluateurs ergonomiques qui, comme l'indice de risque OCRA, nécessitent d'exprimer l'effort par rapport à l'effort maximal admissible par l'opérateur. Cette étude confirme ainsi les résultats de travaux précédents de l'INRS concernant l'évaluation des efforts des muscles

du dos [16] ainsi que l'hypothèse de Lämkkull qui n'avait pas retenu l'estimation des efforts par mannequin numérique comme suffisamment fiable [17].

En conclusion, ces travaux montrent ce qu'il est aujourd'hui possible de faire ou pas avec des logiciels de mannequins numériques dans le domaine de l'évaluation biomécanique de postes de travail. Comme nous le redoutions, le niveau de confiance que l'on peut avoir dans les calculs d'efforts avec ces mannequins n'est pas suffisant pour pouvoir les appliquer de manière quantitative et fiable à l'évaluation biomécanique d'une situation future probable. En effet, les mannequins numériques actuels ne fournissent que des couples articulaires qui ne reflètent pas exactement les efforts musculaires, ils ne calculent que des couples statiques et non pas dynamiques et les valeurs de couple maximal de référence ne sont pas toujours disponibles dans les bases de données fournies avec ces mannequins. Tout ceci induit des risques réels d'évaluation biomécanique erronée. Il reste donc indispensable d'avoir recours à un ergonomiste expérimenté pour éviter des effets éventuellement défavorables d'une interprétation hâtive des résultats de simulation.

Ces travaux montrent également la nécessité pour la communauté scientifique, ainsi que pour les éditeurs de logiciels, de poursuivre les travaux de recherche pour améliorer les modèles biomécaniques utilisés, d'enrichir les bases de données d'efforts de références fournies et de faciliter l'animation de ces mannequins.

Il est toutefois important de rappeler qu'en tant que support favorisant la collaboration et la communication au sein d'une équipe « projet » (concepteurs, utilisateurs, préventeurs, etc.), le recours à des simulations issues de ces outils présente un intérêt réel pour la prise en compte des aspects santé et sécurité de travail dans le processus de conception, notamment pour le dépistage précoce de postures sollicitantes. Les travaux récents de Lämkkull [17] et Grobelny [31] ont conduit à des conclusions similaires.

Reçu le : 20/12/2011

Accepté le : 06/02/2012

## POINTS À RETENIR

- Les mannequins numériques intégrés aux environnements de Conception Assistée par Ordinateurs (CAO) sont de plus en plus utilisés pour la conception d'équipements de travail.
- À partir de deux situations de référence, cet article montre que, si ces outils présentent un intérêt réel pour le dépistage précoce des facteurs de risques biomécaniques liés aux postures, leur simulation des efforts n'est pas encore assez fiable et peut conduire dans certains cas à une évaluation erronée des facteurs de risques biomécaniques.

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] HELIN K., VIITANIEMI J., AROMAA S., MONTONEN J., EVILÄ T., LEINO S.P. et al. – *OSKU, Digital Human Model in the Participatory Design Approach – A New Tool to Improve Work Tasks and Workplaces*, VTT Technical Research Centre of Finland, 2007, 37 p. <http://www.vtt.fi/inf/pdf/workingpapers/2007/W83.pdf> (internet).
- [2] Center for Ergonomics - *HUMOSIM : human motion simulation* (internet). Ann Arbor, University of Michigan, (updated June 2009). <http://www.engin.umich.edu/dept/ioe/HUMOSIM/>
- [3] SantosHuman Inc - *SantosHuman, the Science of Virtual Human Motion Simulation* (internet). University of Iowa, Virtual Soldier Research Lab, 2010. <http://www.santoshumaninc.com/>
- [4] SET - Plateforme Manercos – *simulation par mannequin numérique* (internet). Belfort, Laboratoire Systèmes et Transports, Université Technologique de Belfort-Montbéliard (UTMB-SET), (updated 2010). <http://set.utbm.fr/index.php?page=345>
- [5] CLARTE – ErgoWide3 – *Conception ergonomique de postes de production* (internet). Laval, CLARTE, 2010. <http://www.clarte.asso.fr/realite-virtuelle.php/ERGOWIDE%C2%B3/>
- [6] INRETS - *LBMC* (internet) – Bron, Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs, Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité (INRETS-LBMC), 2009. <http://www.inrets.fr/linstitut/unites-de-recherche-unites-de-service/lbmc.html>
- [7] LÄMKULL D., BERLIN C., ÖRTENGREN R. – *Digital Human Modeling : Evaluation Tools*. In : DUFFY V. G. - Handbook of Digital Human Modeling. Boca-Raton, CRC Press, Taylor & Francis Group, 2009, pp. 24-1 - 24-22.
- [8] McATAMNEY L., CORLETT E.N. – *RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders*, Applied Ergonomics, 1993, 24 (2), pp. 91-99.
- [9] KARU O., KANSI P., KOUARINKA I. – *Correcting working postures in industry: a practical method for analysis*. Applied Ergonomics, 1977; 8, pp. 199-201.
- [10] NIOSH, Center for Diseases Control and Prevention – *Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors*. A critical review of Epidemiologic Evidence for WMSDs of the Neck, Upper Extremity and Low Back , second issue: U.S. Department of Health and Human Services, 1997.
- [11] OCCHIPINTO E. – *OCRA: a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limb*. Ergonomics, 1998, 41 (9), pp. 1290-1311.
- [12] OCCHIPINTO E., COLOMBINI D. – *Metodo OCRA: aggiornamento dei valori di riferimento e dei modelli di previsione dell'occorrenza di UL-WMSDs nelle popolazioni lavorative esposte a movimenti e sforzi ripetuti degli arti superiori*. La Medicina del Lavoro, 2004, 95 (4), pp. 305-319.
- [13] NF EN 1005-4 – *Sécurité des machines - Performance physique humaine* – Partie 4, Paris, AFNOR, 2005, 19 p.
- [14] BRASSEUR G. – *Travail en 3D, simuler pour mieux se porter*. Travail et Sécurité, 2006, 658, pp. 36-37.
- [15] URBATIC CONCEPT France – *Une approche innovante de l'ergonomie*. Ergonomia Journal, 2007, 7, pp. 22-23.
- [16] CLAUDON L. – *Apports et limites des mannequins numériques pour la conception des postes de travail à travers deux études de cas*. In : 11<sup>e</sup> édition Ergo'IA, 15-17 octobre 2008, Biarritz. 2008, pp. 198-204.
- [17] LAMKULL D., HANSON L., ORTEGREN R. – *A comparative study of digital human modelling simulation results and their outcomes in reality: A case study within manual assembly of automobiles*. International Journal of Industrial Ergonomics, 2009, 39 (2), pp. 428-441.
- [18] CHAFFIN D.B. – *Some Requirements and Fundamental Issues in Digital Human Modeling*. In : DUFFY V. G. - Handbook of Digital Human Modeling. Boca-Raton, CRC Press, Taylor & Francis Group, 2009, pp. 2-1 - 2-10.
- [19] NF EN ISO 15536-2 – *Ergonomics – Computer manikins and body templates* – Part 2, Paris, AFNOR, 2007, 17 p.
- [20] APTEL M. - *Un outil de dépistage : la check-list de l'OSHA*. In : Méthode de prévention des troubles musculosquelettiques du membre supérieur et outils simples, Dossier médico-technique 83TC78. Paris, INRS, 2000, 37 p.
- [21] APTEL M., CAIL F., AUBLET-CUVELIER A. – *Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur (TMS-MS) Guide pour les préventeurs*. Éditions INRS ED 957, 2<sup>ème</sup> édition, Juillet 2011, ISBN 978-2-7389-1942-7.
- [22] APTEL M., LAFAURIE S., TRONCHET L., ATAIN-KOUADIO J.J. – *OREGE : un outil d'évaluation des facteurs de risque biomécaniques de TMS du membre supérieur*. Vandoeuve, INRS, 2000, NST 196, 122 p.
- [23] NF EN 1005-5 - *Safety of machinery – Human physical performance* – Part 5. Paris, AFNOR, 2007, 73 p.
- [24] MARSOT J., CLAUDON L., CICCOTELLI J., CAIL F. – *Safety improvement of nailing machines*. In Global Ergonomics Conference, 2-9 September 1998, Capetown (South Africa). Elsevier, 1998, pp. 749-758.
- [25] DOHENY E.P., LOWERY M.M., FITZPATRICK D.P. et al. - *Effect of elbow joint angle on force-EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2008, 18 (5), pp. 760-770.
- [26] CHAFFIN D.B., ANDERSSON B.J. - *Occupational biomechanics*. 2nd edition - Wiley-Interscience, 1991, ISBN 0471601349, 544 p.
- [27] ASKEW L.J., AN K.N., MORREY B.F. et al. - *Isometric Elbow Strength in Normal Individuals*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1987, 222, pp. 261-266.
- [28] CHARLTON I.W., JOHNSON G.R. – *Application of spherical and wrapping algorithms in a musculoskeletal model of the upper limb*. Journal of Biomechanics, 2001, 34, pp. 1209-1216.
- [29] DUL J. – *A biomechanical model to quantify shoulder load at the workplace*. Clinical Biomechanics, 1988, 3, pp. 124-128.
- [30] GARNER B.A., PANDY M.G. – *Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human male dataset*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2001, 4, pp. 93-126.
- [31] GROBELNY J., MICHALSKI R., KARWOWSKI W. – *Workload Assessment Predictability for Digital Human Models*. In : DUFFY V. G. - Handbook of Digital Human Modeling. Boca-Raton, CRC Press, Taylor & Francis Group, 2009, pp. 28-1 - 28-13.